

繰り返しエッジオーバーサンプリング法による水中条件での  
小照射野歯科用コーンビーム CT における空間分解能の評価

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

伊藤 源大

(指導: 本田和也 教授, 新井嘉則 教授, 松本邦史 准教授)

## 目 次

概 要	..... 1
緒 言	..... 2
材料および方法	..... 4
結 果	..... 7
考 察	..... 9
結 論	..... 15
文 献	..... 17
表および図	..... 21

本論文は原著論文 Ito M, Hayashi Y, Matsumoto K, Arai Y, Honda K (2021) Evaluation of cone-beam computed tomography over a small field of view in a water bath based on the modulation transfer function with repeating-edge oversampling. *Journal of Oral Science*, 63, 87-91 を基幹とし，これに精度を向上させるための繰り返しの回数を求める実験結果を加えることによって総括したものである。

## 概 要

小照射野歯科用コーンビーム CT (cone-beam computed tomography : CBCT) において空間分解能は、その性能を示す重要な指標である。しかし、臨床的な条件下での空間分解能を変調伝達関数 (modulation transfer function : MTF) により精密に測定をすることは、ノイズなどの誤差要因によって困難である。本研究では、ノイズを低減する前処理の導入により、臨床的な条件を模した水中条件で MTF を測定することを目的とした。

実験には CBCT を使用し、被写体である測定ファントムは新たに製作した。この測定ファントムには、傾斜比 77 / 3 (25.7) に傾けたアルミニウムパイプを使用した。MTF はアルミニウムパイプ断面像のエッジ拡散関数 (edge-spread function : ESF) より求めた。また、実際のオーバーサンプリング比を回帰分析によって求めた。MTF 測定に使用した ESF に対して、ノイズを低減するために複数回撮影を行い、ESF の重ね合わせを行った。この回数については、空気中および水中のコントラストノイズ比 (contrast to noise ratio : CNR) の比率より求めた。さらに、ローパスフィルタによってナイキスト周波数を上回る成分を除去した。最終的に、前処理によって得られた ESF より MTF を算出した。

結果として、前処理によって ESF のノイズを減らすことができた。空気中での 1.0 line pairs / mm (LP/mm) および 2.0 LP/mm の MTF は、それぞれ 0.59 および 0.18 であり、水中では 0.52 および 0.16 であった。

繰り返しエッジオーバーサンプリング法に ESF の前処理を組み合わせた方法により、水中条件における MTF による空間分解能の評価をすることができた。

## 緒 言

小照射野歯科用コーンビーム CT (cone-beam computed tomography : CBCT) は、1990 年代後半に Arai ら<sup>1)</sup>によって開発された。CBCT による検査は、低被曝線量で実施でき、高解像度を実現している<sup>2,4)</sup>。CBCT の画像評価において最も重要な要素は、解像度を示す空間分解能であり、これまでに多くの研究がなされてきた<sup>1,5-17)</sup>。これらには、主観的な方法と高速フーリエ変換 (fast Fourier transform : FFT) を用いた変調伝達関数 (modulation transfer function : MTF) に基づく客観的な方法がある<sup>1,5-8,10-17)</sup>。しかし、これらの方法のいずれにおいても、CBCT の空間分解能の評価としては信頼性に疑問の余地が残っている。さらに、主観的な研究結果と MTF に基づく客観的な研究結果が大きく異なる場合があり、いくつかの矛盾が指摘されている<sup>12)</sup>。これらの測定の多くは空気中で行われており、CBCT の品質管理には有効であるが<sup>1,5,7,8,15)</sup>、臨床を想定した画像条件とは整合性が取れていない。すなわち、これまでの空気中での空間分解能を測定する研究では、ディテクターの飽和を防ぐために、臨床的な条件下と比較して管電流および管電圧が低い条件で実施されている。さらに、これらの研究においては、臨床的な条件下で発生する周囲の軟部組織に起因する散乱線を全く考慮していない。

臨床的な条件下で MTF を測定するためには、軟部組織に相当する水を満たした水槽やポリメチルメタクリレート (polymethyl methacrylate : PMMA) を使用し<sup>6,9,11)</sup>、管電流や管電圧も臨床現場で使用されている条件に設定する必要がある。しかし、CBCT では限定された撮影範囲 (field of view : FOV) と引き換えに、得られる画像輝度が安定

していないため、X線の吸収率に相当するCT値を正確に求めることができない<sup>1)</sup>。また、CBCTは低被曝線量を特徴としているが、その代償としてノイズを生じやすい<sup>24)</sup>。そのため、過去の研究で報告されているMTFは同機種間であっても、報告ごとに大きく変動し、再現性が低いとされている<sup>12,16)</sup>。また、理論的にも散乱線に由来するノイズの影響下においてMTFを正確に計算することは不可能である<sup>16)</sup>。ノイズが多く発生する臨床的な条件下では、散乱線に由来するノイズが多く、CBCTのMTFの測定は非常に困難である。また、市販のMTFの測定キットを使用して、取扱説明書に記載されている通りに測定を行っても、結果が得られないという研究報告もある<sup>16)</sup>。

一般的にMTFは、スリットやワイヤー画像から得られた線拡散関数（line-spread function: LSF）にFFTを適用して計算される。そのため、理想的にはノイズのないLSFでなければ正確なMTFを得ることができない。空気中での撮影ではノイズが少ないため、MTFの誤差を最小限に抑えることができる。しかし、臨床的な条件下の画像では、散乱線によるノイズが大きく<sup>18)</sup>、MTFを正確に計算することが困難であると考えられている。ノイズが大きくなるとMTFの誤差も大きくなる<sup>19,20)</sup>。したがって、MTFを計算する前に、このノイズを十分に低減する必要があると考えられた。

本研究は、臨床的な条件を模した水中条件でMTFによる空間分解能を求めることを目的とした。エッジ法<sup>5,6,12-14,17,21)</sup>とオーバーサンプリング法<sup>12,17,21)</sup>を採用し、さらに繰り返しによってノイズを低減する方法を採用した。加えて、オーバーサンプリング法で得た信号に対してローパスフィルタ（low-pass filter: LPF）を適用<sup>19)</sup>してノイズの低減を行った。これらのノイズ低減を目的とした前処理により、水中条件においてMTFを利用した空間分解能の評価を行った。

## 材料および方法

### 1. 測定ファントム

被写体として、直径 10 mm、厚さ 1 mm のアルミニウムパイプ (A1050TD, AQR) を用いた。アルミニウムパイプは、本研究のため新たに製作した台座を用いて、垂直方向に対して少し傾いた状態で設置した。台座の材質は PMMA とし、ベース (直径 50 mm) , 中央パイプ (外径 30 mm, 高さ 80 mm, 厚さ 1 mm) , 角型の枕 (各辺の長さ 3 mm) から構成した (Table 1, Figure 1) 。中央パイプは長手方向に対して直角に切断されたものを使用し、この上部に水準器を固定した。アルミニウムパイプの傾斜比は 77:3 (25.7) であり、したがって理論的なオーバーサンプリング比は 25.7 であった。

### 2. 測定画像

実験に使用した CBCT は Veraview X800 (モリタ製作所) である。撮影条件は、管電圧 100 kV, 管電流 5 mA, 照射時間 17 秒, 回転角度 360°, FOV は直径 40 mm × 高さ 40 mm, ボクセルサイズは 0.125 mm (縦方向, 横方向, 高さ方向ともに同じ) , ボクセル数は直径 320 × 高さ 320 とした (Table 2) 。水槽は直径 180 mm × 高さ 100 mm のものを使用し、測定ファントムを設置した。測定ファントムを、CBCT の正中、側方および水平の 3 方向からの基準レーザー光を用いて、FOV の中央に配置した。測定ファントムの台座は、測定ファントムに取り付けた水準器により水平になるように調整した。アルミニウムパイプの傾きの方向は、矢状面と一致するように設置した。

まず、水槽には水を注入せずに空気中で CBCT の撮影を行った。X 線管の前には、水槽に水を入れた条件と同程度の線量になるよう、X 線を減衰させるための銅板 (厚

さ 1.0 mm) を設置した。CBCT は、各撮影が終了する度にホームポジションにリセットし、撮影間隔は 5 分とした。取得したデータに画像再構成カーネルである G\_003+H\_205 (歯科用) を i-Dixel ソフトウェア (モリタ製作所) を用いて適用した。

次に、ファントムを水漬し撮影を行った (Figure 2)。水槽に注入する水は事前に脱気し、アルミニウムパイプへの気泡の付着を避けた。空気中で撮影を行う前に、X 線管の前に設置した銅板は取り外した。

### 3. 重ね合わせの撮影回数の決定

本研究において水中におけるノイズへの対策として、複数回撮影し、重ね合わせによるノイズ抑制法を採用した。この撮影回数の決定のため、空気中および水中における CNR (contrast to noise ratio) の測定を行った。CNR 測定では、アルミニウムパイプの軸位断面における周囲およびアルミニウムの断面における輝度の平均値と標準偏差を測定し、輝度の差と標準偏差の平均の比率から算出した (Figure 3)。さらに、測定された水中および空気中の CNR の比率 (CNR 比) を求めた。撮影回数  $n$  は前述の CNR 比の小数点以下を切り上げて、これを二乗することによって求めた。

### 4. MTF 測定

MTF 測定における画像の解析は、以下のとおり行った。

#### 1) データ取得

測定ファントムの連続した 320 枚の軸位方向 CT 画像を取得し、i-Dixel ソフトウェアを使用して 16 ビットのグレースケール DICOM (digital imaging and communications in medicine) フォーマットで 3D ボリュームデータを得た。画像処理は、科学計算ライブ

ラリ NumPy (<https://numpy.org/>) を使用し, Python (<https://www.python.org/>) で作成した自作のソフトウェアを使用して実施した。

## 2) オーバーサンプリング比と回帰直線の中心の推定

3D ボリュームデータから測定ファントムの中央で矢状断面画像を再構成した (Figure 4A)。関心領域 (region of interest : ROI) をアルミニウムパイプの前部に設定した (Figure 4A)。この画像を横方向 (x 軸方向) に微分し, エッジを求めた (Figure 4B)。輝度の最大値の位置を横方向から見たエッジの位置 (x 軸) として特定し, これを白い画素として表示した (Figure 4C)。これらの点に対し回帰分析を行い, 回帰直線を求めた。この回帰直線は, Figure 4C 上の白い画素上に白黒斜線矢印で表示されている。この回帰直線の中心の位置と傾斜比を求めた。実際のオーバーサンプリング比は, 求めた回帰直線の傾斜比とした。

## 3) 最小二乗法による ESF (edge-spread function) の取得と調整

オーバーサンプリング法の ESF の輝度は, y 軸に平行な直線に沿って, 回帰直線の中心を通る  $x_c$  に沿って得られる (Figure 4D 白矢印, Figure 4E)。この処理を画像取得毎に n 回繰り返すことで, n 個の ESF が得られた。次に, 各 ESF 上のプロファイルの中心を以下のように算出した。まず, オーバーサンプリング比に等しい窓幅を用いて, 各 ESF の移動平均を算出した。次に, 各 ESF の  $x_c$  における輝度の中心  $i_c$  を推定し (Figure 4E, 黒丸),  $i_c$  から ESF の中心位置  $y_c$  を求めた (Figure 4E)。以上を n 回繰り返す, 各 ESF の中心位置  $y_c$  によって最小二乗法を用いて整列した後に, 加算平均した  $ESF_{ave}$  を求めた。



#### 4) ナイキスト周波数でのフィルタリング

ナイキスト周波数<sup>22)</sup>以上の  $ESF_{ave}$  の周波数成分は、移動平均による LPF を適用して除去した。移動平均の窓幅はオーバーサンプリング比と一致させた。

#### 5) $ESF_{ave}$ からの MTF の算出

LSF は、 $ESF_{ave}$  を微分することによって得た。この LSF に対し 65536 ( $2^{16}$ ) ピクセルまで 0 で外挿した後、FFT を適用した。最後に、前述のようにして得られた LSF の FFT から合成された MTF を算出した<sup>21)</sup>。

### 5. 統計的分析および MTF の比較

統計処理は、Excel 2013 (Microsoft Corp.) と SPSS Statistics for Windows version 25.0 (IBM Corp.) を使用した。実際のオーバーサンプリング比の平均値、回帰直線の決定係数 ( $R^2$ ) を算出した。また、 $ESF_{ave}$  の位置を基準として、 $n$  個の ESF それぞれの中心の偏差を求めた。この空気中の場合と水中の場合の偏差に対し、 $F$ -検定を行った。それぞれ  $n$  個の ESF から求めた MTF を用いて、1.0 および 2.0 line pairs/mm (LP/mm) の周波数における MTF の平均値および標準偏差を算出し、Welch の  $t$ -検定を用いて比較した。統計学的有意水準は  $P < 0.05$  とした。

## 結 果

### 1. 重ね合わせの撮影回数決定

空気中および水中における CNR は、それぞれ 44.33 および 13.80 であった。これより、CNR 比は 3.21 となった (Table 3)。水中の CNR を空気中の CNR と同等とするに

は、3.21 倍の 2 乗である 10.32 回のデータを加算平均する必要があることがわかった。本研究では、3.21 倍の小数点以下を切り上げ 4 倍とし、 $4^2$  である 16 回を撮影回数  $n$  とした。

## 2. MTF 測定

Figure 5 に水中で撮影された画像の解析結果の一例を示す。Figure 5A は、測定ファントムのアルミニウムパイプ矢状段面におけるパイプの中心部の画像である。Figure 5B に  $x$  軸方向に微分した画像を示す。最大輝度値の位置を白い画素で示し、計算された回帰直線  $x$  軸方向の中心  $x_c$  を白い矢印で示したものが Figure 5C である。実測された回帰直線の傾斜比は 29.199 であった。測定断面 ROI におけるパイプ断面の中心  $x_c$  は 128 であった。直線  $x_c$  (Figure 5D) に沿って走査して ESF を求めた結果を Figure 5E に示す。また、 $y_c$  は 167 であった (Figure 5E, 黒丸)。

Table 4 に示すように、理論上のオーバーサンプリング比は 25.7 と設計されていたが、空気中での実測値は 27.2、水中での実測値は 29.8 (それぞれ 16 回撮影した結果の平均値) で、いずれも理論値を上回っていた。回帰分析の決定係数  $R^2$  は空気中で 0.988、水中で 0.969 であった。

Figure 6A は整列前の空気中の 16 個の ESF、Figure 6B は整列後の 16 個の ESF を示している。ESF の中心位置  $y_c$  の偏差の最大値は、空気中では 17.0 ピクセルで標準偏差は 5.1 であった。Figure 6C と D は、それぞれ整列前と整列後の水中での ESF を示している。 $y_c$  の偏差の最大値は水中で 25.8 ピクセル、標準偏差は 11.9 であった。空気中と水中の標準偏差は、 $F$ -検定により統計学的に有意な差が認められた (Table 5)。

Figure 7に  $ESF_{ave}$ , LPF を適用した  $ESF_{ave}$ , および LSF を示し, Figure 7A, B, C は空気中, D, E, F は水中を示す。Figure 8 は, 空気中と水中で得られた 16 個の個々の MTF を示す。Figure 9 は, 空気中および水中で得られた合成された MTF を示す。1.0 LP/mm での MTF は空気中で 0.59, 水中で 0.52 であり, その差は統計学的に有意であった ( $P < 0.05$ )。2.0 LP/mm での MTF は空気中で 0.18, 水中で 0.15 であり, 統計学的に有意差は認められなかった ( $P > 0.05$ ) (Table 6)。

## 考 察

小照射野歯科用 CBCT における画質評価では, ノイズと解像力を示す空間分解能が特に重要である<sup>12,15)</sup>。小さな FOV で高解像力の CBCT は, 根管などの微細な構造を観察することが可能である<sup>2,3,23)</sup>。空間分解能の評価には, 主観的な方法<sup>10)</sup>と物理的な測定に基づく客観的な方法<sup>12)</sup>がある。主観的手法は比較的単純な方法であるが, 特殊なファントムが必要である。客観的手法では, 一般的に測定ファントムを撮像し, 点広がり関数 (point-spread function : PSF) や LSF を求め, FFT を適用して MTF を計算する<sup>17,21)</sup>。

フィルム二次元画像の LSF を求めるためにはスリット法が用いられている。この手法は, パルスがすべての周波数成分を含むという性質を利用している。三次元画像を対象とする場合には, ワイヤ法が用いられる。この手法は, スリット法を三次元に拡張したものである。正確な測定を得るためには, ワイヤは非常に細く, 理想的にはボクセルサイズよりも小さくする必要がある。例えば, Watanabe ら<sup>7,8)</sup>は直径 0.1 mm のタングステンワイヤを使用しており, これはボクセルサイズ 0.125 mm よりも細い。CBCT 用に市販されているワイヤファントムとして, SEDENTEXCT image quality

(IQ) phantom (Leeds Test Objects Ltd.) には、直径 0.25 mm のステンレスワイヤーが利用されている<sup>9,11,16)</sup>。しかし、この製品に採用されているワイヤーの太さは、本実験で使用した CBCT のボクセルサイズを上回るため、高解像力の CBCT に対する MTF の測定には適していない。また、ワイヤーを細くすればするほど理論的なパルスに近づくが、ワイヤーを細くすると画像のコントラストは悪化する。そのため、ノイズの多い条件下では理想的なパルスに近い細いワイヤーを検出できないため、ワイヤーを細くすることに限界があった。このように、ワイヤー法はノイズに敏感という性質がある。そのため、ワイヤーはノイズの少ない空気中での解像力の測定に使用され、装置の安定性の評価や品質管理においては有効である。

本研究では、臨床的な条件を模した水中条件における解像力を求めることを目的とした。この目的を達成するために、頭部の大きさと等価の直径 180 mm の水槽を使用し、水中で撮影を行った。しかしながら、水中では、軟組織に相当する水からの散乱線と X 線の減衰によりノイズが非常に多く、このノイズは前述した FFT を応用して MTF を求める場合に大きな誤差要因となっていた。ノイズが多い場合、ノイズの周波数成分が信号成分に重なり、得られる MTF は実際よりも高くなる誤差を生じる<sup>20)</sup>。

このため、測定前にノイズを十分に低減する必要があり、本研究ではこの問題を解決する第一の方法としてエッジ法を採用した。エッジ法は、二次元画像では放射線不透過性の鉛板などを使用<sup>21)</sup>し、三次元画像では二次元の板状の被写体<sup>17)</sup>や回転体である円柱<sup>5)</sup>を用いる。エッジ法は、ワイヤー法に比べて得られる画像のコントラストが高く、ノイズに強いという利点がある。

装置の安定性の評価や品質管理には、X 線の吸収率が高く、高いコントラストの得られるタングステンが被写体に使用される。しかし、タングステンの X 線吸収率は歯

や骨に比較して非常に大きく、臨床的な条件とは異なる。そこで、より臨床的な条件を想定した MTF の測定のため、平均質量数、密度および X 線吸収率が歯質に近い値を持つアルミニウムを選択した。アルミニウムパイプは、JIS H 4080 で規格化され、純度は 99.5%以上、厚み誤差は 0.18 mm 以下であった。

通常、品質管理のために行われる MTF の測定は、空気中で行われている。空気中の X 線減衰量は水中での X 線減衰量と比較して非常に小さいため、同一撮影条件を使用して空中で撮影した場合は受像するフラットパネルディテクター (flat panel detector : FPD) に対し、過大な X 線が入射し FPD が飽和してしまう。そのため FPD の飽和の防止を目的とし、水中での X 線吸収量に対応する厚みを持つ厚さ 1 mm の銅板を X 線管側に装着した。

デジタル画像では、ナイキスト周波数<sup>22)</sup>よりも高い周波数を持つ成分は、サンプリング定理により MTF に誤差が生じる。この問題を解決するためにオーバーサンプリング法を用いた<sup>21)</sup>。この方法は同時にノイズの抑制にも有効である<sup>24)</sup>。エッジ法においてオーバーサンプリング法を用いる場合は、わずかに傾斜させたエッジ像を利用している。オーバーサンプリング法での ESF の輝度の測定は、測定方向に対し 90 度回転させた方向から輝度を得る。この時、推奨される傾斜角度は 2 度程度である<sup>21)</sup>。本研究で使用した測定用ファントムの傾斜比は 25.7 で、角度に換算すると 2.23 度となり、推奨する角度に近似していた。この角度が 1 度ずれると、三角形の高さと底辺で決定される傾斜比および対応するオーバーサンプリング比に 33~50%の誤差が生じ、計算される MTF に大きな誤差が生じてしまう。このため、角度または傾斜比を正確に決定する必要がある。

一方、既製品の測定ファントムを用いた実験では、MTF を計算できないような根本的なエラーが報告されている<sup>16)</sup>。この一因として、被写体の傾斜角の再現性が悪く、オーバーサンプリング比の測定が不正確であることが考えられた。そこで、本研究では測定ファントムの台座部分に水準器を追加することでアルミニウムパイプの傾斜角の再現性を高め、誤差が小さくなるようにした。

高さ 40 mm の FOV に対して厚さ 1 mm のアルミニウムパイプを使用した。この条件では、理論上の最大オーバーサンプリング比は 40 : 1 であった。再現性を考慮して、測定ファントムの中央パイプには長さ 80 mm の標準化されたパイプを使用した。また、アルミニウムパイプを傾斜させる枕として、1, 2, 3 mm と 1 mm 間隔で標準化されている角棒を使用した。理論上の最大のオーバーサンプリング比 40 : 1 は、枕 2 mm、中央パイプの高さ 80 mm に相当する。その結果、80 mm のパイプに 2 mm の角棒を使用しアルミニウムパイプを傾斜させた場合、理論的なオーバーサンプリング比は高さが 80 mm から 2 mm 減じて 78 mm となることから、傾斜比は 78 : 2 (39.0) となり、MTF 測定には 39 mm の高さが必要となる。傾斜角の誤差を考慮すると、FOV の高さ 40 mm に近い長さを使用することは現実的ではない。そこで、枕に使用した角棒の一辺を 2 mm から 3 mm に変更し、理論的なオーバーサンプリング比を 77 : 3 (25.7) とした。この場合、測定に必要な高さは 25.7 mm となり、FOV の高さである 40 mm より十分低く、同時に十分に大きいオーバーサンプリング比を得た。

実際のオーバーサンプリング比は、アルミニウムパイプの軸位断面画像 (Figure 5A) から計算した。まず、x 軸方向で輝度値を微分し (Figure 5B) , その結果より最大輝度値の座標を取得した (Figure 5C) 。次に、取得された最大輝度値列に対し Watanabe らの方法<sup>7)</sup>に従い、回帰分析を行った。その際のオーバーサンプリング比の平均は、水

中では 29.8 で空中では 27.2 となり、理論値の 25.7 よりも 10~20%ほど大きくなっていました。このことは、理論的なオーバーサンプリング比を用いた場合には、実際のオーバーサンプリング比を用いた場合と比較して、MTF に 10~20%の誤差が生じていることを示している。また、回帰分析における決定係数は、水中では 0.969、空気中では 0.988 であり、いずれも非常に高く、信頼性の高い値であった。

ノイズへの第二の対策として、ESF の重ね合わせによるノイズ低減法を採用した<sup>19)</sup>。この回数の決定は、ノイズを表わす指標である CNR を元にして行った。今回の測定において、空気中および水中の CNR はそれぞれ 13.80 および 44.33 であった。従って、空気中の CNR は水中の 3.21 倍である。また、ランダムなノイズは加算の回数を 4 倍にすると半減する性質を持つ (<https://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/SignalsAndNoise.html#EnsembleAveraging>)。すなわち、水中のノイズが空中のノイズの 2 倍の場合は  $2^2$  である 4 回、4 倍の場合は  $4^2$  である 16 回、8 倍の場合は  $8^2$  である 64 回の加算平均をすることで、水中のノイズ量を空気中と同等にすることができる。本研究では、空気中における測定と比較し、水中のノイズ量が 3.21 倍であった。従って、水中での測定結果のノイズ量を空気中と同程度まで減弱するには、繰り返し回数  $n$  を  $3.21^2$  である 10.32 回よりも大きくする必要があった。そこで、十分にノイズを減弱させるため、繰り返し回数を 10.32 回よりも大きい 16 回とし、この回数の ESF を平均化することでノイズを低減することを試みた。

ここで得られた 16 回分の ESF を単純に重ね合わせると、横方向に位置ずれが生じ (Figure 6A, C), 合成した波形が鈍くなってしまうという問題が生じた。そこで、各 ESF の中心位置を  $y_c$  として計算し、各 ESF の  $y_c$  を最小二乗法で整列させた。この整列を行うことで、複数波形を加算平均しても波形が収束するため、波形の形状を保つ

たままノイズを低減することができた (Figure 6B, D)。整列時の横方向への移動量の最大幅は、水中では 25 ピクセル、空気中では 17 ピクセルであった。これらの値をオーバーサンプリング比から実空間におけるピクセル変位へ変換すると、x 軸方向の変位の幅は水中で 0.86 ピクセル (25/29)，空気中で 0.62 ピクセル (17/27) であった。これらの値は、オーバーサンプリング比 (すなわち、実空間における x 軸方向の 1 ピクセル) を超えていなかった。この補正後、ESF を平均化して ESF を算出した (Figure 7A, D)。このように、同条件で取得した複数の ESF を加算平均することで、MTF の誤差を回避し、最終的に求められた MTF の精度を向上させることができた。

最後に、オーバーサンプリング法では、ノイズの影響でナイキスト周波数を超える周波数の成分が発生し、MTF に誤差が生じていた。このノイズを低減する第三の方法として、本研究では LPF を適用した (Figure 7B, E)。この LPF は、オーバーサンプリング比 (実空間では 1 ピクセル) に合わせた窓幅で移動平均法により導出されている。窓幅を大きくするとより強くノイズが低減されるので、オーバーサンプリング比が大きいほど実空間の 1 ピクセルに相当する窓幅を大きくすることができ、ノイズ低減効果も高い<sup>19,24)</sup>。本研究ではノイズを低減するため、オーバーサンプリング比に相当する窓幅として、水中では 29 ピクセル、空気中では 27 ピクセルに一致させた。これにより、水中でも非常にノイズの少ない ESF を得ることが可能となった (Figure 7B, E)。

最終的に得られる MTF は、水中では散乱線の影響によりボケが生じるため、全領域で空気中より水中の方が低いと考えられた。本研究結果において、1.0 LP/mm では水中の方がより低い値を示し、有意差も認められた。しかし、2.0 LP/mm より高い周波数において、水中の MTF の方が空気中よりも部分的に高く、逆転している領域が見られた。



また、この周波数域において統計学的な有意差は認められなかった。原因として、この領域の MTF は 0.1 以下と低く、ノイズの影響を受けて信頼性が低下したためと考えられた。過去の研究によるシミュレーションでも、ノイズが高い周波数域で MTF を増加させることが示されている<sup>20)</sup>。これは、今回の実験結果と一致していた。したがって、2.0 LP/mm 以上の高周波領域における精度の向上は今後の研究課題となった。また、水中におけるノイズの周波数成分も精査する必要がある、ノイズの低減と空間分解能の向上を両立する CBCT 画像の再構成関数についても研究が必要である。加えて、この測定方法では 16 回の撮像を要し、画像の取得だけでおおよそ 80 分を要する。より実用的な方法とするためには、所要時間を短縮するために繰り返し回数を減らす必要があると考えられる。

## 結 論

本研究では、臨床的な条件を模した水中条件における小照射野歯科用コーンビーム CT の空間分解能を測定するために、生体の X 線吸収量に相当する水槽を使用し、繰り返しエッジオーバーサンプリング法による MTF (modulation transfer function) を指標に解析することを試みた。測定ファントムには、水準器を指標とした標準化された傾斜比を持つアルミニウムパイプを使用した。実際のオーバーサンプリング比は、回帰分析で求めた傾斜比を用いて算出した。さらに、空気中と水中のノイズ量から繰り返し回数を求め、その回数を 16 回とした。繰り返し実験から得られた ESF (edge-spread function) を最小二乗法で重ね合わせ、LPF (low-pass filter) で前処理を行ってノイズを十分に低減してから MTF を算出した。この方法を用いることで、臨床的な条件に近似した水中条件でも MTF の評価ができた。1.0 line pairs / mm (LP/mm) では空気中と

水中での MTF で水中が有意に低下していた。それ以上の周波数帯（2.0 LP/mm 以上）での MTF には有意な差は見られなかった。これらの知見から、2.0 LP/mm 以上の高周波領域における測定精度の向上が必要であることが示唆された。

## 文 献

- 1) Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999) Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28, 245-248.
- 2) Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E (2009) Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: Consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 38, 187-195.
- 3) Directorate-General for Energy (European Commission) (2012) Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines). Publications Office of the European Union, Luxembourg, 99-110.
- 4) Al-Okshi A, Lindh C, Salé H, Gunnarsson M, Rohlin M (2015) Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: A systematic review. *Br J Radiol* 88, 20140658.
- 5) Tanimoto H, Arai Y (2009) The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography. *Oral Radiol* 25, 149-153.
- 6) Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M (2009) Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 38, 367-378.

- 7) Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T (2010) Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofac Radiol* 39, 28-32.
- 8) Watanabe H, Wagatsuma T, Nomura Y, Honda E, Kurabayashi T (2010) Spatial resolution of FineCube, a newly developed cone-beam computed tomography system. *Oral Radiol* 26, 56-60.
- 9) Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H, et al. (2011) Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J Appl Clin Med Phys* 12, 245-260.
- 10) Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, et al. (2012) Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 114, 127-135.
- 11) Bamba J, Araki K, Endo A, Okano T (2013) Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol* 42, 1-13.
- 12) Brüllmann D, Schulze R KW (2015) Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol* 44, 20140204.
- 13) Elkhateeb SM, Torgersen GR, Arnout EA (2016) Image quality assessment of clinically-applied CBCT protocols using a QAT phantom. *Dentomaxillofac Radiol* 45, 20160075.

- 14) Dillenseger JP, Gros CI, Sayeh A, Rasamimanana J, Lawniczak F, Leminor JM, et al. (2017) Image quality evaluation of small FOV and large FOV CBCT devices for oral and maxillofacial radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 46, 20160285.
- 15) Oliveira MVL, Wenzel A, Campos PSF, Spin-Neto R (2017) Quality assurance phantoms for cone beam computed tomography: a systematic literature review. *Dentomaxillofac Radiol* 46, 20160329.
- 16) Watanabe H, Nomura Y, Kuribayashi A, Kurabayashi T (2018) Spatial resolution measurements by Radia diagnostic software with SEDENTEXCT image quality phantom in cone beam CT for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 47, 1-6.
- 17) Schulze RKW, Doering CI (2019) Simple computation of the approximated modulation transfer function (MTF) using spreadsheet-software: method and evaluation in five maxillofacial CBCT-devices. *Dentomaxillofac Radiol* 48, 20180350.
- 18) Taylor C (2016) Evaluation of the effects of positioning and configuration on contrast-to-noise ratio in the quality control of a 3D Accuitomo 170 dental CBCT system. *Dentomaxillofac Radiol* 45, 20150430.
- 19) Buhr E, Günther-Kohfahl S, Neitzel U (2003) Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med Phys* 30, 2323-2331.
- 20) González-López A (2018) Effect of noise on MTF calculations using different phantoms. *Med Phys* 45, 1889-1898.

- 21) Fujita H, Tsai DY, Itoh T, Doi K, Morishita J, Ueda K, et al. (1992) A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. IEEE Trans Med Imaging 11, 34-39.
- 22) Nyquist H (1928) Certain topics in telegraph transmission theory. Trans Am Inst Electr Eng 47, 617-644.
- 23) Ball RL, Barbizam JV, Cohenca N (2013) Intraoperative endodontic applications of cone-beam computed tomography. J Endod 39, 548-557.
- 24) Greer PB, Van Doorn T (2000) Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method. Med Phys 27, 2048-2059.

## 表および図

Table 1. Measurement phantom characteristics.

Parts	Geometry
Aluminum pipe (diameter $\times$ thickness in mm)	10 $\times$ 1
Base plate (PMMA) (diameter in mm)	50
Main pipe (PMMA) (diameter $\times$ length $\times$ thickness in mm)	30 $\times$ 80 $\times$ 1
Bolster (PMMA) (edge length in mm)	3
Spirit level (diameter $\times$ height in mm)	20 $\times$ 8

The inclination ratio was defined as 77:3 (25.7).

PMMA: polymethyl methacrylate



Table 2. Scanning parameters

Parameter	Value
Field of view (diameter $\times$ height in mm)	40 $\times$ 40
Tube voltage (kV)	100
Tube current (mA)	5
Acquisition time (s)	17
Rotation angle (degree)	360
Voxel size (mm)	0.125 $\times$ 0.125 $\times$ 0.125
Reconstruction kernel	G_003+H_205
Copper filter thickness (mm)*	1
Water bath (diameter $\times$ height in mm)**	180 $\times$ 100

Apparatus: Veraview X800

\* Used in the air. \*\* Used in the water bath condition.

Table 3. CNR of under water and air, and repetition times

Surrounding	Intensity of surrounding	Intensity of Al	CNR*
	Mean (SD)	Mean (SD)	
Water	21.7 (105.7)	2055.4 (107.1)	13.80
Air	1088.7 (45.2)	2145.7 (57.3)	44.33
CNR ratio**			3.21

Al: Aluminum. CNR: Contrast to noise ratio. SD: Standard deviation

$$* \text{CNR} = \frac{|\text{Mean}(\text{Intensity}_{\text{Al}}) - \text{Mean}(\text{Intensity}_{\text{Surrounding}})|}{\sqrt{\frac{\text{SD}_{\text{Al}}^2 + \text{SD}_{\text{Surrounding}}^2}{2}}}$$

$$** \text{CNR ratio} = \frac{\text{CNR}_{\text{Air}}}{\text{CNR}_{\text{Water}}}$$

Table 4. Oversampling ratios (OSR)

Condition	OSR	R <sup>2</sup>
Theoretical	25.7	-
Air (actual)	27.2	0.988
Water (actual)	29.8	0.969

Table 5. ESF shift ranges ( $y_c$ )

Condition	Maximum	SD
Air	17.0	5.072*
Water	25.75	11.852*

SD: Standard deviation

\* A statistically significant difference based on an  $F$ -test ( $P < 0.05$ ).

Table 6. Synthesized MTF results

Condition	1.0 LP/mm	2.0 LP/mm
Air	0.59* (SD 0.020)	0.18 (SD 0.015)
Water	0.52* (SD 0.058)	0.15 (SD 0.064)

\* A statistically significant difference based on a *t*-test ( $P < 0.05$ ).

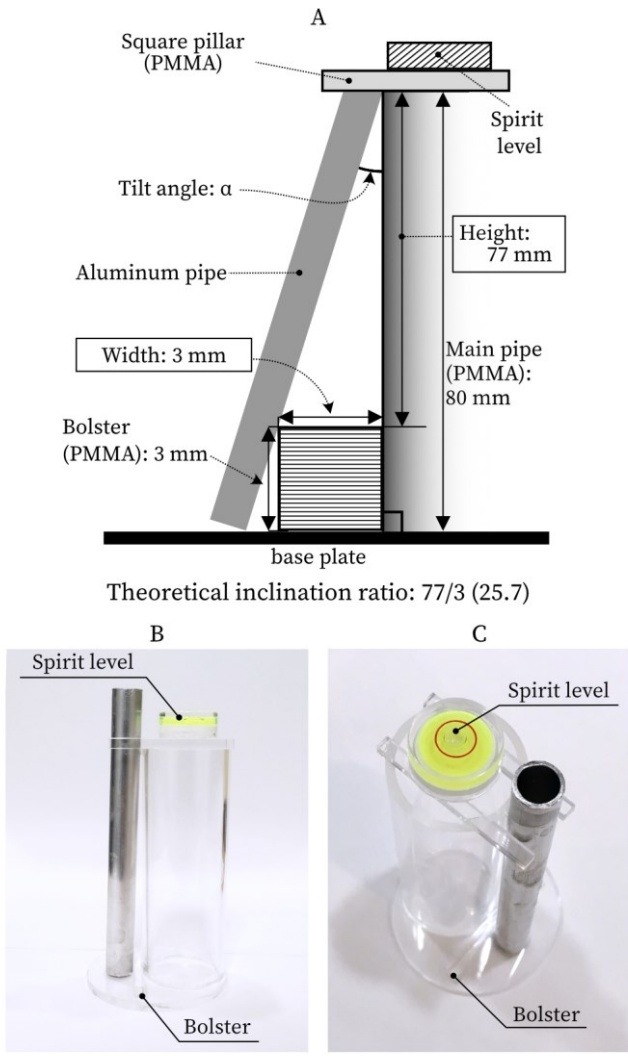


Figure 1. The measurement phantom

The aluminum pipe was tilted, and the theoretical inclination ratio was 77:3 (25.7). A spirit level of polymethyl methacrylate (PMMA) was set on the main pipe. Design of the pedestal (A) and photographs from a side view (B) and diagonal view (C).

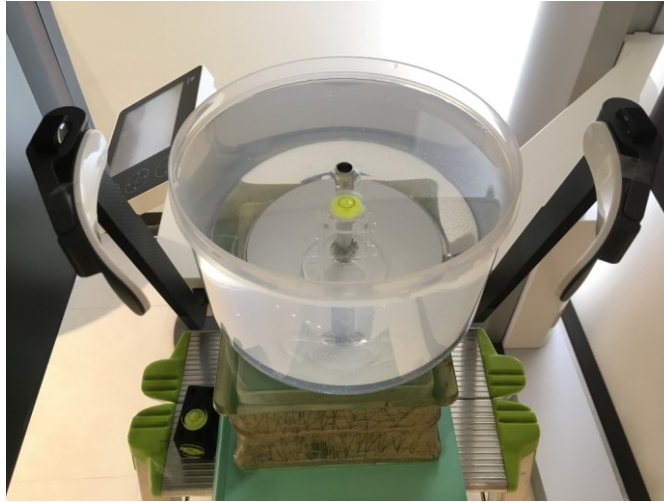


Figure 2. The water bath

The measurement phantom was submerged in the center of the water bath. The field of view was centered on the center of the phantom.

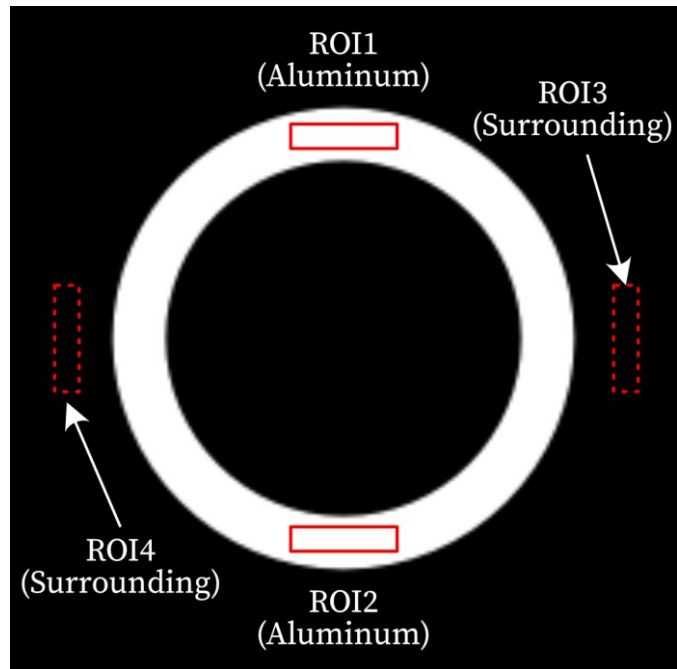


Figure 3. Measuring contrast to noise ratio (CNR) from axial slices

Surrounding and aluminum pipe intensities were acquired from slices in air and water. And CNRs were calculated using the mean and standard deviation for each condition.



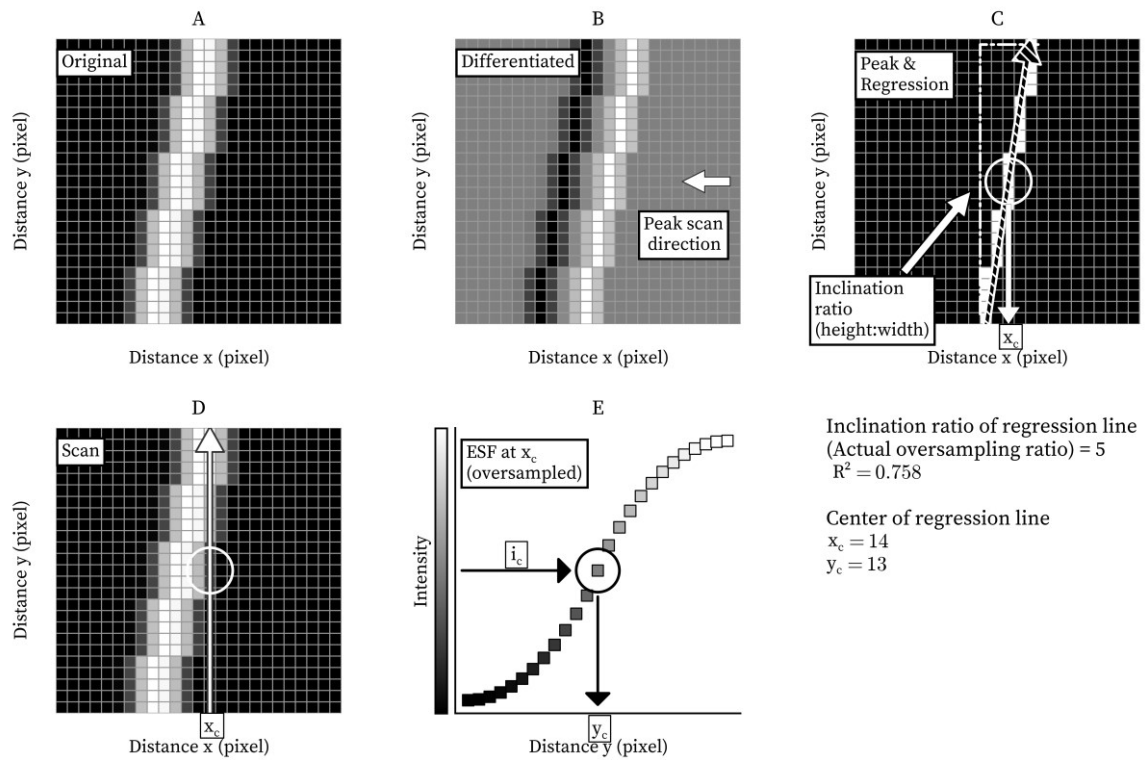


Figure 4. Schema of the edge spread function (ESF) measurement process

Center of a sagittal section of the aluminum pipe (A). Differentiated image of a (B). The peak positions are shown as white pixels. The line derived from a regression analysis is shown as a black striped arrow on the white pixels. The center of the regression line,  $x_c$ , was obtained (C). The ESF was scanned along the y-axis through  $x_c$  (D). The center of the ESF,  $y_c$ , was obtained from the center of the intensity of the ESF,  $i_c$  (E, black circle).

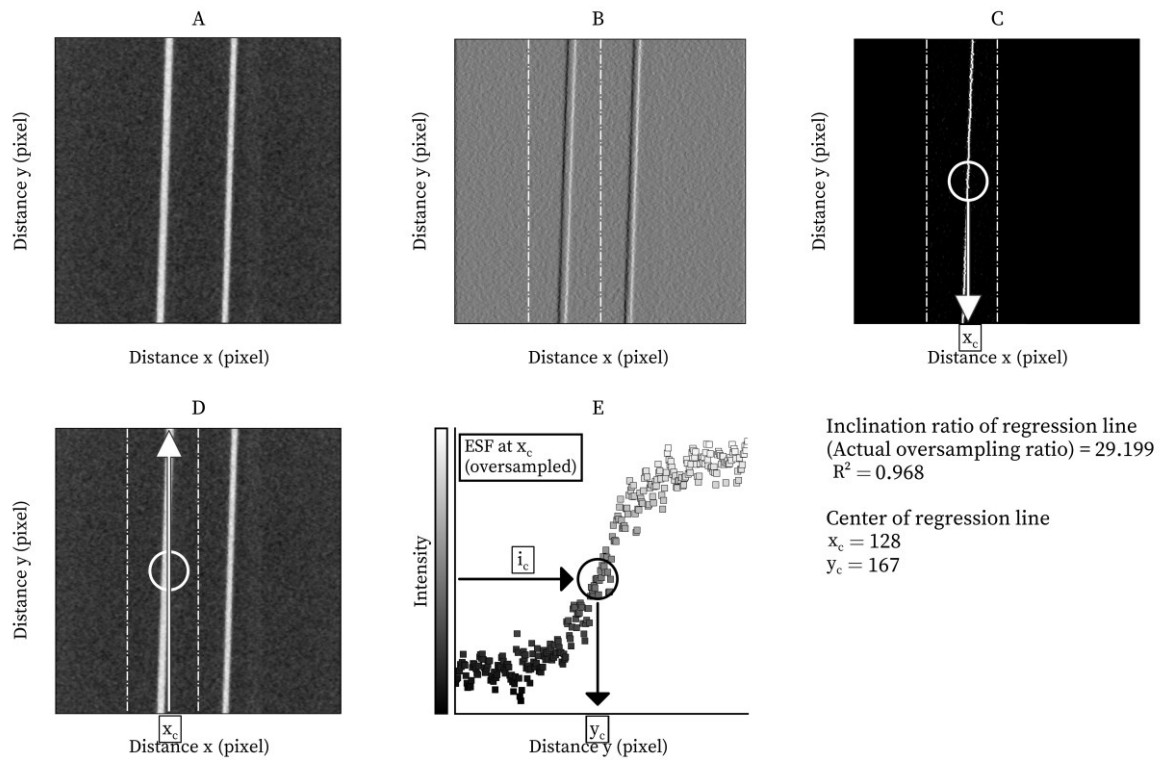


Figure 5. Actual ESF measurement process in water for one example

Center of the sagittal section of the aluminum pipe phantom (A). Differentiated image of a (B). The peak positions are shown as white pixels. The regression analysis was performed, and the center of the regression line as,  $x_c$ , was obtained. The white circle represents the center of the regression line (C). The ESF was scanned along y-axis along the center line from  $x_c$  (D). The position of the center of the ESF was obtained as  $y_c$  (E, black circle).

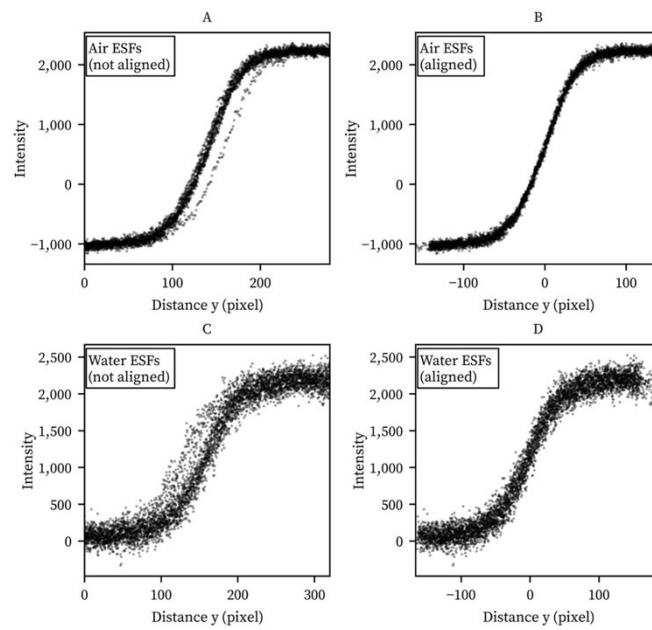


Figure 6. ESF alignment

Alignment of individual ESFs taken 16 times in air before alignment (A). After alignment in the air, the ESF was shifted up by 17 pixels (B). The 16 ESFs in water were obtained before alignment (C). After alignment in water, the ESF was shifted up to 25 pixels (D).

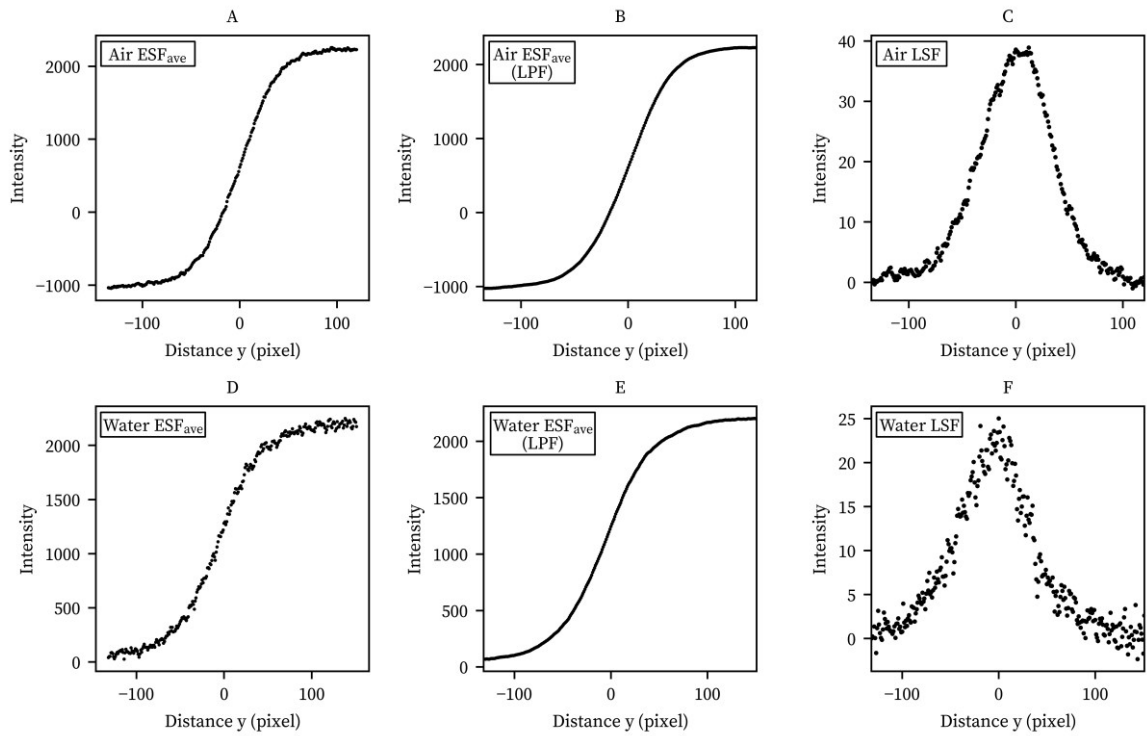


Figure 7.  $ESF_{ave}$ ,  $ESF_{ave}$  (LPF), and LSF

The arithmetic mean of the 16 ESFs ( $ESF_{ave}$ ) in air (A). LPF applied to  $ESF_{ave}$  in air (B). LSF acquired by differentiating the filtered  $ESF_{ave}$  (C). Arithmetic mean of 16 ESFs in water (D). LPF applied to  $ESF_{ave}$  in water (E). LSF acquired by differentiating the filtered  $ESF_{ave}$  (F).

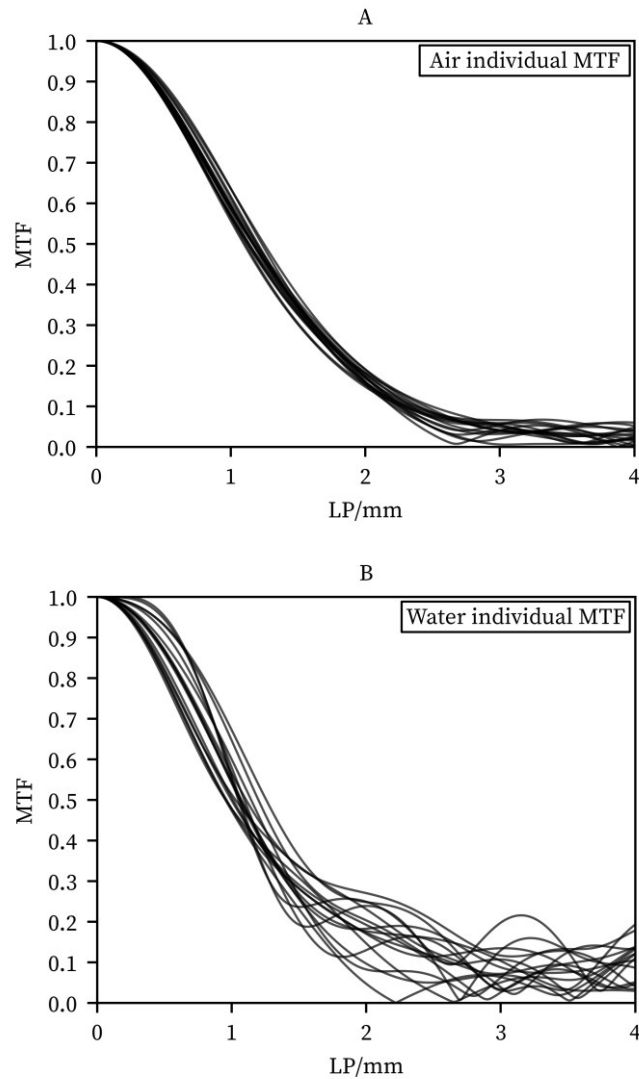


Figure 8. Sixteen individual MTFs in air and a water bath

The MTFs in air were stable (A). However, the MTFs in the water bath were relatively unstable, especially those obtained at frequencies higher than 2.0 LP/mm (B).

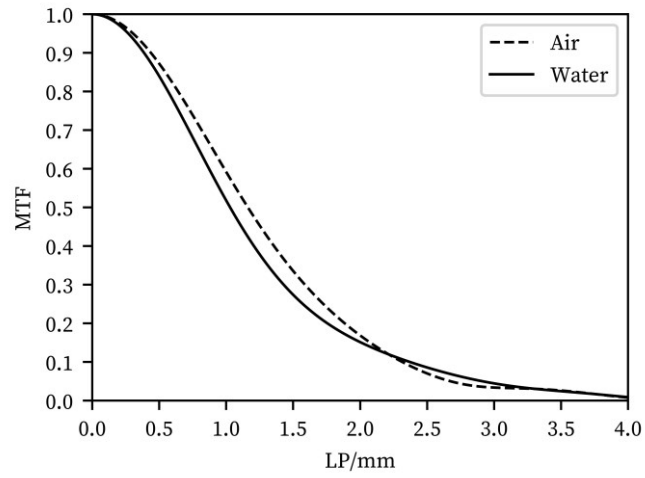


Figure 9. Synthesized MTFs in air and water

At frequencies lower than 2.0 LP/mm, the MTF in the water bath was lower than that of in the air.

MTF: modulation transfer function