

デジタル画像における歯科材料から生じる  
アーチファクトの検討

Study of artifacts caused by dental materials in digital images

日本大学大学院松戸歯学研究科

放射線学

小松 知広

(指導: 金田 隆 教授)

本論文は、

- 1) 純チタン製口腔インプラント体とチタンジルコニウム合金製口腔インプラント体の MRI による金属アーチファクトの比較

日本歯科放射線学会雑誌 第 60 巻 2 号 令和 3 年 3 月 31 日 発行

- 2) 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが歯科用コーンビーム CT 画像に及ぼす影響

日大口腔科学 第 48 巻 1 号 令和 4 年 3 月 1 日 発行予定

をまとめたものである。

1. 要旨

2. 緒言

3. 対象および方法

3-1. Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI による

アーチファクトの比較

3-2. 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが

CBCT 画像に及ぼす影響

4. 結果

4-1. Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI による

アーチファクトの比較

4-2. 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが

CBCT 画像に及ぼす影響

5. 考察

5-1. Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI による

アーチファクトの比較

5-2. 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが

CBCT 画像に及ぼす影響

6. 結語

7. 参考文献

8. Figures and legends

9. Tables

## 1. 要 旨

インプラント治療の増加に伴い、Magnetic resonance imaging（以下 MRI とする）検査時におけるインプラント体によるアーチファクトに関する研究が多数報告されている。近年では、従来の純チタン製インプラント体（以下 Ti 製インプラント体とする）と比較して機械的強度を向上させたチタンジルコニウム合金製インプラント体（以下 Ti-Zr 製インプラント体とする）がインプラント治療に用いられる機会が増えている。しかしながら、Ti 製インプラント体と比較した Ti-Zr インプラント体の MR 画像への影響を検討した報告は少ない。また、歯科用コーンビーム CT（Cone-beam computed tomography; 以下 CBCT とする）検査では、根管充填材から生じるアーチファクトの研究が報告されているが、根管充填材の傾斜角度が変化することによる CBCT 画像への影響について検討した報告はない。歯科材料から生じるアーチファクトは MR 画像や CBCT 画像などのデジタル画像に影響を及ぼす可能性がある為、これらの検討は、今後の画像診断の向上の為に重要である。本研究の目的は、1) Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較および、2) 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響を検討することによって、デジタル画像における歯科材料から生じるアーチファクトを検討することである。

1) Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較は、1.5T の MRI 装置で撮像した Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MR 画像を比較した。アーチファクトの計測は、Full Width at Half Minimum (以下 FWHM とする) を用いた。統計分析は、Mann-Whitney *U* test を用いて比較を行い、 $P < 0.05$  を有意差ありとした。2) 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響の検討は、#35-#80 の根管充填材を用いて検討した。撮像は、根管充填材をアクリル容器の底面に対し  $90^\circ$  および  $45^\circ$  に設置して CBCT 撮像を行った。画像評価は、画像上の根管充填材の先端部の直径と全長を計測し、実際の根管充填材のそれらと比較した。統計分析は、Mann-Whitney *U* test を用い、 $P < 0.05$  を有意差ありとした。

研究結果は、1) Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較は、T2 強調像および Diffusion-weighted image において、Ti-Zr 製インプラント体の方が Ti 製インプラントと比較して有意に小さかった ( $P < 0.05$ )。2) 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響の検討は、CBCT 画像上の根管充填材の先端部の直径は全ての傾斜角度で実際の根管充填材の先端部の直径よりも大きく生じた ( $P < 0.01$ )。CBCT 画像上の根管充填材の全長は、全ての傾斜角度で実際の根管充填材の全長と比較して有意な差がみられなかった。

本研究により，MR 画像における Ti-Zr 製インプラント体のアーチファクトは Ti 製インプラント体と比較して影響が少なかった。また，CBCT 画像では根管充填材を傾斜させた場合，先端部の直径が大きく生じやすく，全長では傾斜角度による影響が少ないことが明らかとなった。以上の結果により，歯科材料から生じるアーチファクトの特徴が示され，デジタル画像における歯科材料のアーチファクトの影響が明らかとなった。

キーワード: MRI, CBCT, アーチファクト, 根管充填材, 口腔インプラント体

## Abstract

As implant use increases, implant body artifacts are increasingly detected during magnetic resonance imaging (MRI). Titanium zirconium alloy (Ti-Zr) implant with improved mechanical properties compared to conventional pure titanium (Ti) is now used in clinical practice. However, few reports have examined the effects of Ti-Zr implant on MRI compared to pure Ti implant. In dental cone-beam computed tomography (CBCT), artifacts arising from root canal filling materials have been reported. However, the effects of varying the slope of the root canal filling material on CBCT have not been examined. Artifacts from dental materials may affect digital images generated by MRI and CBCT. Thus, characterizing these artifacts is important for improving diagnostic imaging. The purposes of this study were 1) to compare the artifacts introduced by Ti dental implant with Ti-Zr dental implant in MRI, 2) to investigate the effects of artifacts caused by changes in the tilt angle of root canal filling materials in CBCT, and assess the effects of dental material artifacts in MR and CBCT images.

To compare the metal artifacts of Ti and Ti-Zr dental implant in MRI, images generated with a 1.5T MRI scanner were compared. The full width at half minimum was used to measure the artifacts. To investigate the effects of artifacts caused by



changes in the tilt angle of root canal filling materials in CBCT images, #35- #80-sized root canal fillers were used. The root canal filling material was placed at 90° and 45° angles from the bottom of the acrylic container for CBCT imaging. The tip diameter and total length of the root canal filling material in the images were measured and compared with the actual size of the root canal filling material. Statistical comparisons were performed using the Mann–Whitney *U* test and  $P < 0.05$  was considered statistically significant.

Ti-Zr implant were significantly smaller than Ti implant on T2-weighted images ( $P < 0.05$ ) and diffusion-weighted images ( $P < 0.01$ ). The tip diameter of the root canal filling materials in the CBCT image appeared larger than the actual apical diameter of the root canal filling material at all tilt angles ( $P < 0.01$ ). The total length of the root canal filling material in the CBCT image was not significantly different from the actual total length of the root canal filling material at any tilt angle ( $P < 0.05$ ).

In conclusion, artifacts in MR images were smaller for Ti-Zr implant compared to the artifacts created by Ti implant. Tilting the root canal filling material tended to produce a larger tip diameter on CBCT images, but the total length was less affected by tilting. These results characterize artifacts produced by dental materials and clarify the influence of dental material artifacts in digital images.

Keywords: MRI, CBCT, artifacts, root canal filling materials, dental implant

## 2. 緒 言

現在、顎口腔領域の画像診断において、Magnetic resonance imaging（以下 MRI とする）や歯科用コーンビーム CT（Cone-beam computed tomography; 以下 CBCT とする）などのデジタル画像が用いられている。MRI は、嚢胞や腫瘍の鑑別、炎症や悪性腫瘍の進展範囲の評価などに用いられるが<sup>1-5</sup>、インプラント治療の増加に伴い、MR 画像にインプラント体を埋入した患者が散見されるようになってきている<sup>6-8</sup>。MRI 検査における金属アーチファクト（以下アーチファクトとする）は画像診断する上で障害となる為、純チタン製インプラント体（以下 Ti 製インプラント体とする）から生じるアーチファクトに関する研究報告がされている<sup>9-12</sup>。近年、従来の Ti 製インプラント体に比べて機械的強度を向上させたチタンジルコニウム製インプラント体（以下 Ti-Zr 製インプラント体とする）が用いられる機会が増えている<sup>13,14</sup>。しかしながら、Ti 製および Ti-Zr 製インプラント体から発生するアーチファクトを比較した過去の報告は少ない。また、顎顔面領域の三次元的な評価や根尖、歯根破折の評価や根管形態の評価に、デジタル画像を使用した CBCT 検査が日常臨床に幅広く用いられている<sup>15,16</sup>。CBCT 検査では、感染根管治療時における根管充填材によるアーチファクトが報告されている<sup>17-21</sup>。根管充填材から生じるアーチファクトは根管形態や歯根破折の評価に影響を及ぼす可能性がある為<sup>21</sup>、CBCT 画像上の根管充填材から生じるアーチファ

クットの大きさを把握することは臨床上重要である。CBCT 検査における根管充填材から生じるアーチファクトの研究はこれまでにいくつか行われているが、根管充填材の傾斜角度が変化することによるアーチファクトの影響について評価、検討した報告はない。根管充填された根管充填材は、歯軸の傾斜により根管充填材から生じるアーチファクトの大きさが変化し画像診断に影響を及ぼす可能性がある。その為、根管充填材の傾斜角度の変化によって生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響を評価することは重要であると考えられる。以上のように、MRI や CBCT などのデジタル画像において、歯科材料から生じるアーチファクトは画像診断に影響を及ぼす可能性がある為、これらの検討は今後の顎口腔領域における画像診断の向上の為に臨床上に非常に重要である。

本研究の目的は 1) Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較、2) 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響を検討し、デジタル画像における歯科材料から生じるアーチファクトを検討することである。

### 3. 対象および方法

#### 3-1. Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較

##### 1) 使用機材

ファントムは直径約 20 cm の円柱体のアクリル容器を使用し、容器内部をベビーオイル (Johnson & Johnson, Tokyo) で満した。使用したインプラント体は TITANIUM SLA<sup>®</sup> IMPLANT および ROXOLID<sup>®</sup> SLA<sup>®</sup> IMPLANT (Straumann Japan, Tokyo) であり、詳細は表に示す通りである (Table 1)。インプラント体は、ファントム内に設置した直径約 10.0 mm のアクリル製の円柱棒の先に固定し、円柱棒の先がファントムの中央になるように設置した。尚、ファントムの設定は静磁場方向と平行になるように設定した (Fig. 1)。

##### 2) 撮像法および撮像条件

MRI 装置は Philips 社製の Intera Achieva 1.5T (Philips medical systems, Netherland) と SENSE head 8ch coil を使用した。撮像条件は、本学付属病院で頭頸部領域に使用している撮像条件に従った。各シーケンスのパラメーターは、Turbo spin echo (以下 TSE とする) による T1 強調像 (Repetition time (以下 TR とする) 586 ms, Echo time (以下 TE とする) 9 ms, スライス厚 6 mm, マトリックスサイズ 256×256, Field of view (以下 FOV とする) 230 mm, バンド幅

381.4 Hz/pixel, Echo train length (以下 ETL とする) 3, 加算回数 2), TSE による T2 強調像 (TR 7349 ms, TE 120 ms, スライス厚 6 mm, マトリックスサイズ 256×256, FOV 230 mm, バンド幅 120.8 Hz/pixel, ETL 15, 加算回数 3), Short tau inversion recovery 像 (以下 STIR 像とする) (TR 2500 ms, TE 60 ms, スライス厚 6 mm, マトリックスサイズ 256×256, FOV 230 mm, バンド幅 301.9 Hz/pixel, ETL 15, 加算回数 3, Inversion Time 180 ms ), Single shot echo-planar imaging (以下 SSEPI とする) による Diffusion-weighted imaging (以下 DWI とする) (TR 4936 ms, TE 69 ms, スライス厚 6 mm, マトリックスサイズ 256×256, FOV 230 mm, バンド幅 19.3 Hz/pixel, b 値 1000 s/mm<sup>2</sup>) とした。また, 撮像時の位相エンコード方向と周波数エンコード方向の設定は T1 強調像, T2 強調像, STIR 像では位相エンコード方向を Right-Left (以下 R-L 方向とする), 周波数エンコード方向を Anterior-Posterior (以下 A-P 方向とする) とした。DWI では位相エンコード方向を A-P 方向, 周波数エンコード方向を R-L 方向とした (Fig. 2)。

### 3) 測定方法

アーチファクトの分析には, ImageJ Ver.1.52a (National Institutes of Health, USA) を用いた。アーチファクトの評価スライスは, アーチファクトが最大径で発生すると考えられるインプラント体の最大径を含むスライスで評価した (Fig. 3)。アーチファクトは, 評価スライス上でアーチファクトの最大径を含む領域に大き

さ Hight 10 mm × Width 70 mm の関心領域 (Region of Interest (以下 ROI とする)) を設定した。また、アーチファクトの大きさを多方向から精査する為に、測定方向を位相エンコード方向と周波数エンコード方向のそれぞれに ROI を設定した (Fig. 4)。次に、ROI 内の信号強度を短辺方向に平均化し、その平均値の長辺方向のプロファイルラインを求めた (Fig. 5)。そして、アーチファクトが生じていない部位のプロファイルラインの平均値を求め、基準値とした。基準値から 50 % 信号が低下した部位のプロファイルラインの幅を半値幅 (Full Width at Half Minimum (以下 FWHM とする)) として mm 単位で求めた。その際、有効数字は小数点第 2 までとした。測定は、2 名の歯科放射線専門医が Ti 製インプラント体および Ti-Zr 製インプラント体を撮像条件ごとに計 10 回 FWHM を測定した。

#### 4) 統計分析

統計分析は、Mann-Whitney *U* test を用いて撮像条件ごとに Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の FWHM の比較を行った。統計分析ソフトには SPSS version 21<sup>®</sup> (IBM Japan, Tokyo) を用い、 $P < 0.05$  をもって有意性を示すものとした。また、2 名の歯科放射線専門医から得られたそれぞれの FWHM の一致率は、Intraclass correlation coefficients (以下 ICC とする) を用いて評価者間信頼性を評価した。その際、ICC が 0.5 未満をわずかな一致、0.5 以上 0.75 未満を

中等度の一致, 0.75 以上 0.9 未満を良好な一致, 0.90 以上をかなりの一致とした<sup>22)</sup>。

### 3-2. 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT に及ぼす影響

#### 1) 使用機材

ファントムは Bechara ら<sup>23)</sup>の方法を参考に直径 3.6 cm×高径 7.6 cm の円柱体の内部を水で満たしたアクリル容器を使用した。根管充填材は ISO 規格に準じたガッタパーチャポイント (モリタ, 京都) の#35, #40, #45, #50, #55, #60, #70, #80 を使用した。画像評価をする部位は, 根管充填材の先端部と根管充填材の全長とした。使用した根管充填材の全長と先端部の直径を示す (Table 2)。根管充填材の傾斜角度はファントムの底面に対し 90°, 45°に設置した。根管充填材の固定にはユーティリティワックス (ジーシー, 東京) を用いた。

#### 2) 撮像法および撮像条件

CBCT 装置は 3D eXam (カボデンタルシステムズジャパン, 大阪) を使用した。撮像条件は, 本学付属病院で歯科保存領域に使用されている撮像条件に従い, 管電圧 120 kV, 管電流 5 mA, 照射時間 7.4 s, FOV 直径 16 cm × 高径 6 cm, ピクセルサイズ 0.25 mm, 撮像時間 26.9 s, Window Level 600, Window Width 3200, 出力ビット数 16 bit とした。また, X 線の照射はファントムの基底面と平



行かつ側方方向から照射した。

### 3) 測定方法

根管充填材の拡大率の測定は、YAKAMI DICOM Tools Ver. 1.4. 5.0（京都大学，京都）を用い，画像上の根管充填材の先端部の直径と全長を傾斜角度ごとに計測し，実際の根管充填材のそれらと比較して拡大率を求めた。有効数字は小数点第2位までとした。根管充填材の先端部の直径の評価には横断像を用い，全長の評価には冠状断像を用いた。計測は，根管充填材の中心に沿って計測した (Fig. 6)。計測は2名の歯科放射線専門医が各々5回ずつ計測し，平均値を求めた上で拡大率を計算した。

### 4) 統計分析

統計分析は，Mann-Whitney *U* test を用い，各傾斜角度における実際の根管充填材先端部の直径，全長と CBCT 画像上の根管充填材の直径および全長を比較した。また，実際の根管充填材の先端部の直径と拡大率との関連性を調べる為に，Spearman's rank correlation coefficient を用いた。統計分析ソフトには，SPSS version 21<sup>®</sup> (IBM Japan, Tokyo) を用い， $P < 0.05$  をもって有意性を示すものとした。2名の歯科放射線専門医から得られた画像上の根管充填材の先端部の直径と全長は，ICC を用いて評価者間信頼性を評価した。その際，ICC の基準値は前述と同様とした。

## 4. 結 果

### 4-1. Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較

本研究で得られた実際の Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体のアーチファクトの MR 画像を示す (Fig. 7)。シークエンスごとの画像における Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体のアーチファクトの FWHM の平均値を位相エンコード方向 (Table 3) と周波数エンコード方向 (Table 4) のそれぞれで測定し比較した。また、測定された FWHM の測定者間の ICC は、0.771 であり良好な一致であった。

#### 1) MRIT1 強調像の FWHM

MRIT1 強調像における、Ti 製インプラント体および Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は、位相エンコード方向で各々  $6.96 \pm 0.01$  mm,  $6.79 \pm 0.01$  mm であり両者に有意差はみられなかった ( $P > 0.05$ )。また、周波数エンコード方向においては  $7.01 \pm 0.01$  mm,  $6.84 \pm 0.01$  mm であり位相エンコード方向と同様に両者に有意差はみられなかった ( $P > 0.05$ )。

#### 2) MRIT2 強調像の FWHM

MRIT2 強調像では、Ti 製インプラント体および Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は、位相エンコード方向で各々  $7.97 \pm 0.01$  mm,  $7.07 \pm 0.01$  mm であり、

Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は Ti 製インプラント体と比較し有意に小さかった ( $P < 0.05$ )。また、周波数エンコード方向においても  $8.04 \pm 0.01$  mm,  $7.13 \pm 0.01$  mm であり、位相エンコード方向と同様に Ti-Zr 製インプラント体の FWHM と Ti 製インプラント体の間に有意差がみられた ( $P < 0.05$ )。

### 3) MRISTIR 像の FWHM

MRISTIR 像では、Ti 製インプラント体および Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は、位相エンコード方向で各々  $6.56 \pm 0.01$  mm,  $6.45 \pm 0.01$  mm であり両者に有意差はみられなかった ( $P > 0.05$ )。また、周波数エンコード方向においては、 $6.60 \pm 0.01$  mm,  $6.49 \pm 0.01$  mm であり位相エンコード方向と同様に有意差はみられなかった ( $P > 0.05$ )。

### 4) MRIDWI の FWHM

MRIDWI では、Ti 製インプラント体および Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は、位相エンコード方向で各々  $11.23 \pm 0.02$  mm,  $9.64 \text{ mm} \pm 0.01\text{mm}$  であり、Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は Ti 製インプラント体と比較し有意に小さかった ( $P < 0.01$ )。また、周波数エンコード方向においても、 $11.14 \pm 0.02$  mm,  $9.55 \pm 0.01$  mm であり、位相エンコード方向と同様に Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は Ti 製インプラント体と比較し有意に小さかった ( $P < 0.05$ )。

4-2. 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に

及ぼす影響

測定された画像上の根管充填材の先端部の直径と全長の評価者間の ICC は、0.83 となり良好な一致であった。本研究で得られた画像上の根管充填材の先端部の直径 (Table 5) および全長 (Table 6) とそれぞれの拡大率を示す。

#### 1) 画像上の根管充填材の先端部の直径と拡大率

画像上の根管充填材の直径は、根管充填材の傾斜角度を 90°に設置した場合、画像上の根管充填材の直径は 0.98- 1.63 mm であり、拡大率は 217.33- 280.00 %であった。根管充填材の傾斜角度を 45°に設置した場合、画像上の根管充填材の直径は 1.30- 2.25 mm であり拡大率は 300.00- 371.43 %であった。また、統計分析では、画像上の根管充填材の先端部の直径における拡大率は、実際の根管充填材の直径と比較し 90°および 45°共に有意に大きかった ( $P < 0.01$ )。また、根管充填材を 90°に設置した場合、根管充填材の拡大率は、根管充填材の直径が大きくなるほど拡大率は減少していった ( $r = -0.90$ )。根管充填材を 45°に設置した場合も根管充填材の拡大率は、根管充填材の直径が大きくなるほど拡大率は減少していった ( $r = -1.00$ )。

#### 2) 画像上の根管充填材の全長と拡大率

画像上の根管充填材の全長は、根管充填材の傾斜角度を 90°に設置した場合、画像上の根管充填材の全長は、27.22- 28.97 mm であり、拡大率は 101.09- 101.73 %

であった。根管充填材の傾斜角度を  $45^\circ$  に設置した場合、画像上の根管充填材の全長は、 $28.50-28.90\text{ mm}$  であり拡大率は  $100.78-102.47\%$  であった。画像上の根管充填材の全長における拡大率は、実際の根管充填材の全長と比較して、 $90^\circ$  および  $45^\circ$  共に明らかな差はみられなかった ( $P > 0.05$ )。また、実際の根管充填材の全長と拡大率の関係は  $90^\circ$  ( $r = 0.40$ ) および  $45^\circ$  ( $r = 0.23$ ) 共に相関性は認められなかった。

## 5. 考 察

本研究において、1) Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較では、Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は Ti 製インプラント体と比較し、位相エンコード方向および周波数エンコード方向で T2 強調像 ( $P < 0.05$ ) と DWI ( $P < 0.01$ ) で有意に小さく、T1 強調像 ( $P > 0.05$ ) と STIR 像 ( $P > 0.05$ ) では有意な差はなかった。2) 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響の検討は、CBCT 画像上の根管充填材の先端部の直径は全ての傾斜角度で実際の根管充填材の先端部の直径よりも大きかった ( $P < 0.01$ )。CBCT 画像上の根管充填材の全長は、全ての傾斜角度で実際の根管充填材の全長と比較して有意差を認めなかった。デジタル画像における歯科材料から生じるアーチファクトは、画像診断に影響を及ぼす可能性がある。よって本研究では、デジタル画像における歯科材料から生じるアーチファクトの検討をした。

### 5-1. Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の MRI によるアーチファクトの比較

本研究において、Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は Ti 製インプラント体と比較し、位相エンコード方向および周波数エンコード方向で T2 強調像 ( $P < 0.05$ ) と DWI ( $P < 0.01$ ) で有意に小さく、T1 強調像 ( $P > 0.05$ ) と STIR 像 ( $P > 0.05$ )

では有意な差はなかった。MRI 検査におけるアーチファクトは画像診断する上で障害となる。よって、本研究では MRI 検査における Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体から発生するアーチファクトの大きさを比較した。

#### 1) インプラントの材質の違いにおける磁化率の大きさの検討

全てのシーケンスにおいて Ti-Zr 製インプラント体の FWHM は Ti 製インプラント体と比較し小さかった。Smeets ら<sup>24</sup>の報告においても、ジルコニウムの含有量が多いインプラント体程磁化率アーチファクトが少ない事が報告されており、本研究と相違はなかった。

#### 2) 撮像シーケンス間におけるアーチファクトの検討

撮像シーケンス間で比較した場合の Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の FWHM の大きさは、DWI, T2 強調像, T1 強調像, STIR 像の順で大きかった。T1 強調像と STIR 像では Ti-Zr 製インプラント体と Ti 製インプラント体との間で有意な差はなく、T2 強調像, DWI では、Ti-Zr 製インプラント体は Ti 製インプラント体と比較して有意に小さかった。本研究の TE は T2 強調像, DWI, STIR 像, T1 強調像の順で長く設定されている。TE は励起 90°パルスからデータサンプリング時間の中央までの時間であり、TE が短くなると磁化率効果による位相分散の影響が小さくなる<sup>11</sup>。この為、磁化率アーチファクトの影響が減少する。本研究では、TE が比較的短く設定されている T1 強調像, STIR 像で

は Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の FWHM の差が近接し有意な差がみられなかったと考えられる。比較的 TE が長く設定されている T2 強調像, DWI では Ti 製インプラント体と Ti-Zr 製インプラント体の FWHM の差が増大し有意な差がみられたと考えられる。また, DWI は T2 強調像より大きくアーチファクトが生じた原因として, SSEPI によるものが考えられる。SSEPI は, 一回の励起 90°パルスと励起 180°パルスのみで, 多くの echo 信号を取得し k 空間の全てのラインに対してサンプリングをする為, 位相のずれおよび位相分散が蓄積されやすく, 位相方向に大きなアーチファクトが生じ易いとされている<sup>25</sup>。この為, DWI は T2 強調像に比べアーチファクトが大きく生じたと考えられる。

### 3) 位相エンコード方向と周波数エンコード方向におけるアーチファクトの検討

全てのシーケンスにおいて, 位相エンコード方向と周波数エンコード方向共に Ti-Zr 製インプラント体のアーチファクトの FWHM は, Ti 製インプラント体と比較し小さかった。また, T1 強調像, T2 強調像, および STIR 像では周波数エンコード方向の FWHM は位相エンコード方向の FWHM と比較し, やや大きかった。その理由として, 周波数エンコードは位相エンコードの後に行い励起パルスの照射後の時間が長い為, 位相分散が大きくなったことが考えられ, 結果として T1 強調像, T2 強調像および STIR 像では周波数エンコード方向のアー



チファクトは位相エンコード方向のアーチファクト比べやや大きく生じたと考えられる。DWI では、位相エンコード方向の FWHM は周波数エンコード方向の FWHM に比べ大きかった。SSEPI は、位相方向にアーチファクトが生じ易いとされている為<sup>25</sup>、DWI では位相エンコード方向にアーチファクトが大きくみられたと考えられる。

## 5-2. 根管充填材の傾斜角度の変化により生じるアーチファクトが CBCT 画像に及ぼす影響

本研究において、CBCT 画像における#35-#80 までの根管充填材の先端部の直径と全長を実際の根管充填材の先端部の直径と全長と比較して拡大率を求めた。また、実際の根管充填材の先端部の直径および全長の画像上の拡大率との関連性も調べた。

### 1) 根管充填材の先端部の直径における画像上の拡大率の検討

本研究では、全ての傾斜角度において、CBCT 画像上の根管充填材の先端部の直径のアーチファクトの大きさは、根管充填材が太くなるほど増加した。過去の研究においても根管充填材の直径が大きくなるほど根管充填材から生じるアーチファクトが大きくなるとの報告があり<sup>20</sup>、本研究結果と一致した。このことは根管充填材が傾斜角度の有無にかかわらず、直径が大きくなればアーチファクトも大きく生じる事が示唆された。一般的に CT におけるアーチファクトは原子

番号が高い物質程生じ易いとされ<sup>26</sup>、本研究で使用した根管充填材の組成には、ガッタパーチャの他に造影剤として硫酸バリウムなどの比較的原子番号が高くアーチファクトが生じ易い物質が含有されている。その為、根管充填材が太くなるほど造影剤が増加しアーチファクトが大きくなり、画像上の根管充填材の大きさも増加したと考えられる。また、画像上の根管充填材の先端部の直径は実際の根管充填材の直径と比較し 90°および 45°共に有意に大きかった。過去の報告においては、CBCT における根管充填材のアーチファクトは X 線の照射方向に影響を受けるとされているが<sup>26,27</sup>、本研究における根管充填材の先端部の計測は X 線照射方向に対して平行である為、実際の根管充填材の直径よりも有意に大きくなったと考えられる。根管充填材のアーチファクトは臨床上、根管形態および歯根破折の評価等に影響を及ぼすとされているが<sup>21</sup>、本研究により根管内に根管充填材が存在する場合、X 線の照射方向と平行となる歯根周囲はアーチファクトの影響を受け易く、正確な画像評価が困難となる可能性が示唆された。根管充填材の傾斜角度と拡大率との関係は、根管充填材を 45°に設置した場合には、90°に設置した場合に比べ大きな拡大率を示した。この結果の一因として、45°に設置された根管充填材の場合では根管充填材の断面積が最も大きくなる為、拡大率が増加したものと考えられる。また、両傾斜角度において根管充填材の拡大率は、根管充填材の直径が大きくなるほど拡大率は減少していった。その理由

として、画像上の根管充填材の直径は、実際の根管充填材の直径が大きくなるにつれて増加していくが、実際の根管充填材の直径が増加していく割合に対し、画像上の根管充填剤の直径が増加していく割合が少ない為、実際の根管充填材と比較した画像上の拡大率が減少していったものと考えられる。

## 2) 根管充填材の画像上の全長の検討

本研究では、45°および90°共にCBCT画像上の根管充填材の全長と実際の根管充填材の全長は両傾斜角度で有意な差はみられなかった。また、画像上の根管充填材の拡大率は101-102%程度であり、実長と拡大率に相関は認められなかった。画像上の根管充填材の全長に明らかな変化が観察されなかった理由として、根管充填材の全長はX線の照射方向に対して平行ではない為、アーチファクトの影響が小さかった事によるものと考えられる。一般的にCBCTは、根管の長さや根尖孔の位置の評価に有用であるとされているが<sup>21</sup>、本研究により根管充填材の傾斜角度を変化させても根管充填材の先端部の直径に比べて、根管充填材の全長の画像上の拡大率は非常に小さく根管の長さや根尖孔の位置の評価は比較的正確に診断が可能である事が示唆された。

## 6. 結 語

本研究により，MR 画像における Ti-Zr 製インプラント体のアーチファクトは Ti 製インプラント体と比較して影響が少ない事が明らかとなった。CBCT 画像では根管充填材を傾斜させた場合，先端部の直径が大きく生じやすく，全長では傾斜による影響が少ないことが明らかとなった。以上の結果により，歯科材料から生じるアーチファクトの特徴が示され，デジタル画像における歯科材料のアーチファクトの影響が明らかとなった。

## 7. 参考文献

1. Kaneda T, Minami M, Ozawa K, Akimoto Y, Utsunomiya T, Yamamoto H, Suzuki H, Sasaki Y. Magnetic resonance imaging of osteomyelitis in the mandible: Comparative study with other radiologic modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 79 (5): 634-640.
2. González RG, Schaefer PW, Buonanno FS, Schwamm LH, Budzik RF, Rordorf G, Wang B, Sorensen AG, Koroshetz WJ. Diffusion-weighted MR imaging: Diagnostic accuracy in patients imaged within 6 hours of stroke symptom onset. *Radiology.* 1999; 210 (1): 155-162.
3. Kawai Y, Sumi M, Nakamura T. Turbo short  $\tau$  inversion recovery imaging for metastatic node screening in patients with head and neck cancer. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2006; 27 (6): 1283-1287.
4. Razek AAKA, Gaballa G, Elhawarey G, Megahed AS, Hafez M, Nada N. Characterization of pediatric head and neck masses with diffusion-weighted MR imaging. *Eur Radiol.* 2009; 19 (1): 201-208.
5. Thoeny HC. Diffusion-weighted MRI in head and neck radiology: Applications in oncology. *Cancer Imaging.* 2010; 10: 209.
6. Gray CF, Redpath TW, Smith FW, Staff RT. *Advanced imaging: Magnetic*

- resonance imaging in implant dentistry. *Clin Oral Impl Res.* 2003; 14 (1): 18-27.
7. Duttenhoefer F, Mertens ME, Vizkelety J, Gremse F, Stadelmann VA, Sauerbier S. Magnetic resonance imaging in zirconia-based dental implantology. *Clinal Oral Impl Res.* 2015; 26 (10): 1195-1202.
  8. Mathew CA, Maller S. Maheshwaran. Interactions between magnetic resonance imaging and dental material. *J Pharm Bioallied Sci.* 2013; 5 (1): 113-116.
  9. Arena L, Morehouse HT, Safir J. MR imaging artifacts that simulate disease: How to recongnize and eliminate them. *Radiographics.* 1995; 15 (6): 1373-1394.
  10. 土橋 俊男, 中田 稔, 藤田 功, 千葉 ミチ子, 吉澤 賢史, 佐々木 禎之, 槇 利夫, 北川 松雄, 鈴木 健. 歯科用金属材料の MR 画像への影響. *日放技学誌.* 1998; 54: 1309-1315.
  11. Costa ALF, Appenzeller S, Yasuda CL, Pereira FR, Zanardi VA, Cendes F. Artifacts in brin magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009; 14 (6): 278-282.
  12. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod.* 2015; 37 (1): 105-110.
  13. Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Gil-Mur FJ, Manero JM, Punset-Fuste M, Chávarri-Prado D, Diéguez-Pereira M, Monticelli F.

- Mechanical characterisation and biomechanical and biological behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy dental implants. *Biomed Res Int.* 2017; doi: 10.1155/2017/2785863.
14. Karl M, Krafft T, Kelly JR. Fracture of a narrow-diameter roxolid implant: Clinical and fractographic considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29(5): 1193-1196.
15. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28: 245-248.
16. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. *Eur Radiol.* 1998; 8 (9): 1558-1564.
17. Celikten B, Jacobs R, deFaria Vasconcelos K, Huang Y, Nicolielo LFP, Orhan K. Assessment of volumetric distortion artifact in filled root canals using different cone-beam computed tomographic devices. *J Endod.* 2017; 43 (9): 1517-1521.
18. Vasconcelos KF, Nicolielo LFP, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Bóscolo FN, Van Dessel J, EzEldeen M, Lambrichts I, Jacobs R. Artefact expression

- associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J.* 2015; 48 (10): 994-1000.
19. Decurcio DA, Bueno MR, de Alencar AHG, Porto OC, Azevedo BC, Estrela C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. *J Appl Oral Sci.* 2012; 20 (2): 260-267.
20. Iikubo M, Kagawa T, Fujisawa J, Kumasaka A, Nishioka T, Kojima I, Sakamoto M, Kobayashi K, Yuasa K. Effect of exposure parameters and gutta-percha cone size on fracture-like artifacts in endodontically treated teeth on cone-beam computed tomography images. *Oral Radiol.* 2020; 36 (4): 344-348.
21. Patel S, Brown J, Pimentel T, Kelly RD, Abella F, Durack C. Cone beam computed tomography in endodontics; A review of the literature. *Int Endod J.* 2019; 52 (8): 1138-1152.
22. Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med.* 2016; 15 (2): 155-163.
23. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: An in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41 (3): 248-253.



24. Smeets R, Schölchen M, Gauer T, Aarabi G, Assaf AT, Rendenbach C, Beck-Broichsitter B, Semmusch J, Sedlacik J, Heiland M, Fiehler J, Siemonsen S. Artefacts in multimodal imaging of titanium, zirconium and binary titanium-zirconium alloy dental implants: An in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017; 46: 2. doi: 10.1259/dmfr.20160267.
25. 浅野 志織, 福田 大河, 齋藤 勝彦, 根岸 慎一, 葛西 一貴, 金田 隆. 歯科矯正用セルフライゲーションブラケットによる MRI 金属アーチファクト: ファントムによる拡散強調像を含む各種シークエンスの検討. *歯科放射線.* 2015; 55 (4): 86-91.
26. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40 (5): 265-273.
27. Esmaeili F, Johari M, Haddadi P, Vatankhah M. Beam hardening artifacts: Comparison between two cone-beam computed tomography scanners. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2012; 6 (2): 49-53.

## 8. Figures and legends

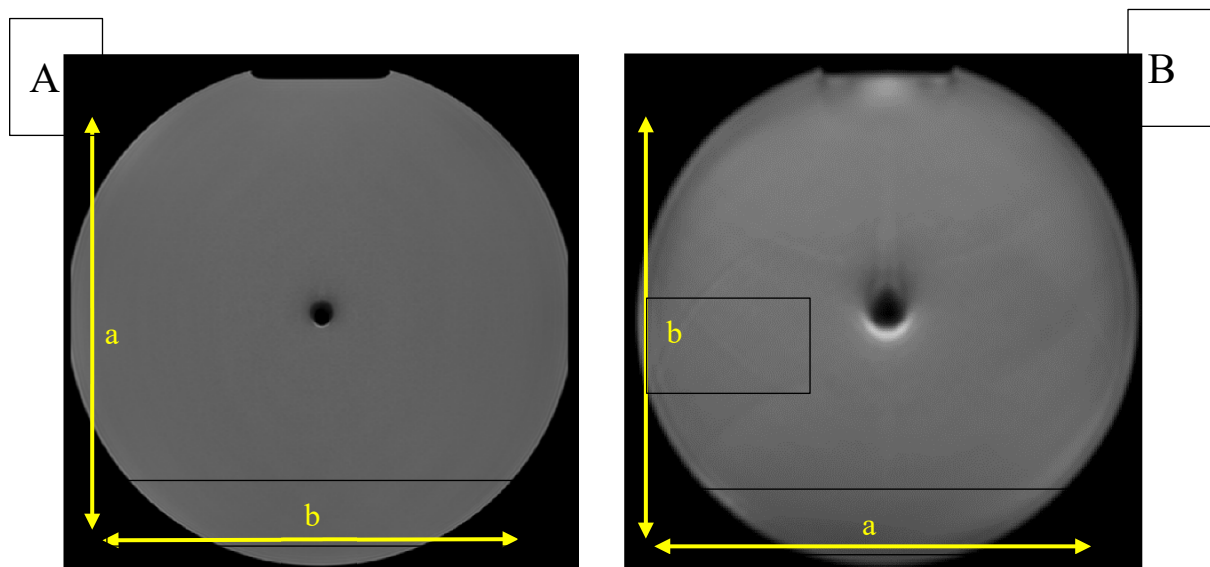
Fig. 1 Photograph of the phantom and the dental implant



a: Static magnetic field.

The implant body is set parallel to the direction of the static magnetic field.

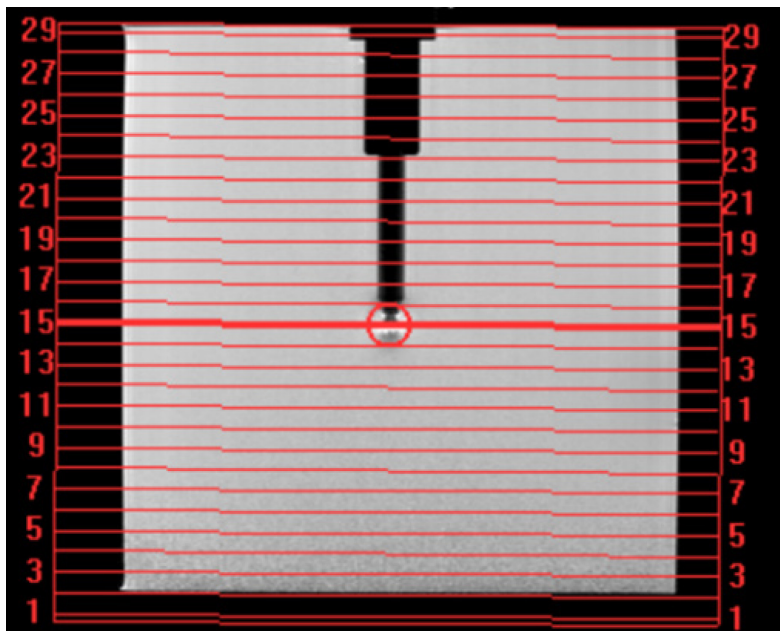
Fig. 2 The images show the phase-encoding direction and frequency-encoding direction setting



a: Phase-encoding direction b: Frequency-encoding direction

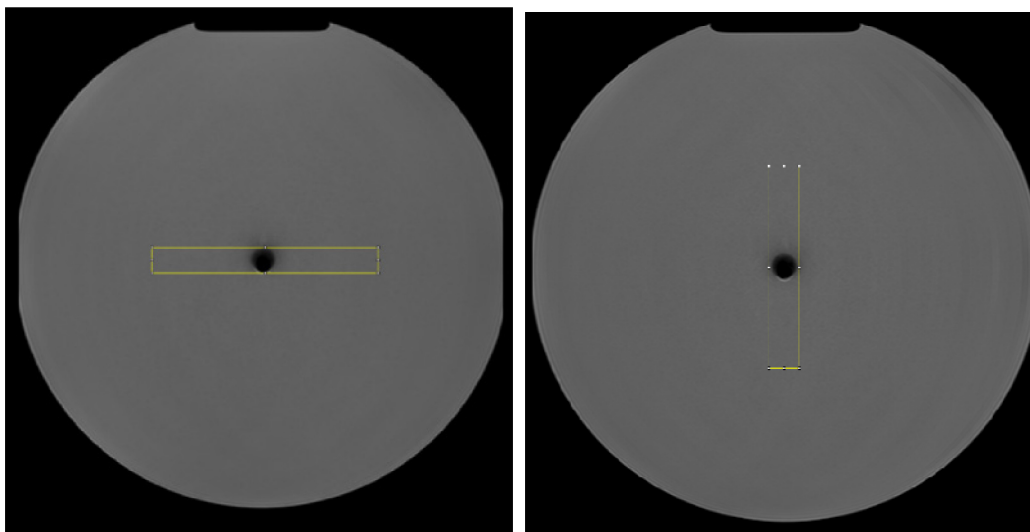
- A) Phase-encoding direction set Right-Left (R-L) direction and frequency-encoding direction was set Anterior-Posterior (A-P) direction at turbo spin-echo T1-weighted imaging, turbo spin-echo T2-weighted, short tau inversion recovery.
- B) Phase encoding direction set A-P direction, the frequency-encoding direction was set R-L direction at single-shot echo-planar imaging diffusion-weighted imaging.

Fig. 3 Metal artifact evaluation slice



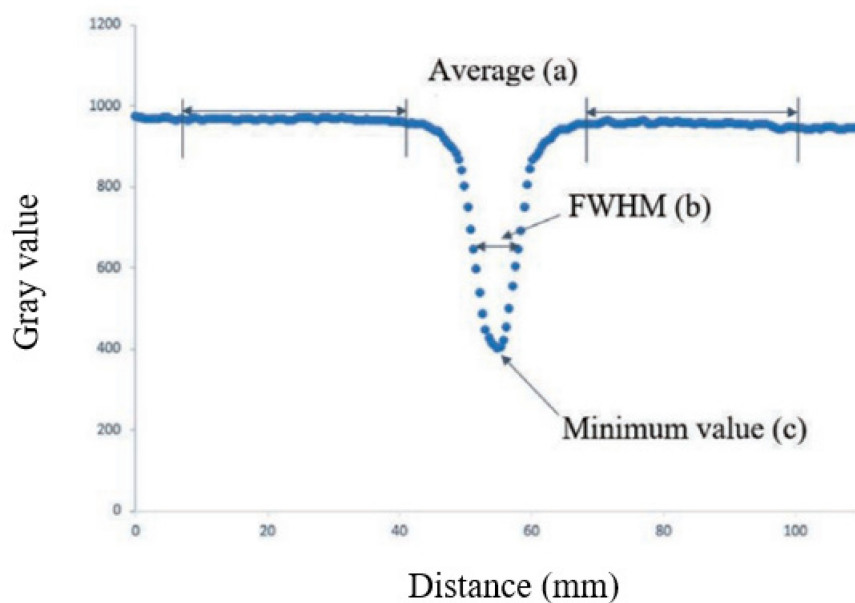
The metal artifacts are measured on an axial slice that demonstrated the maximum area of the implant body.

Fig. 4 Region of interest (ROI) use to measure the size of artifacts



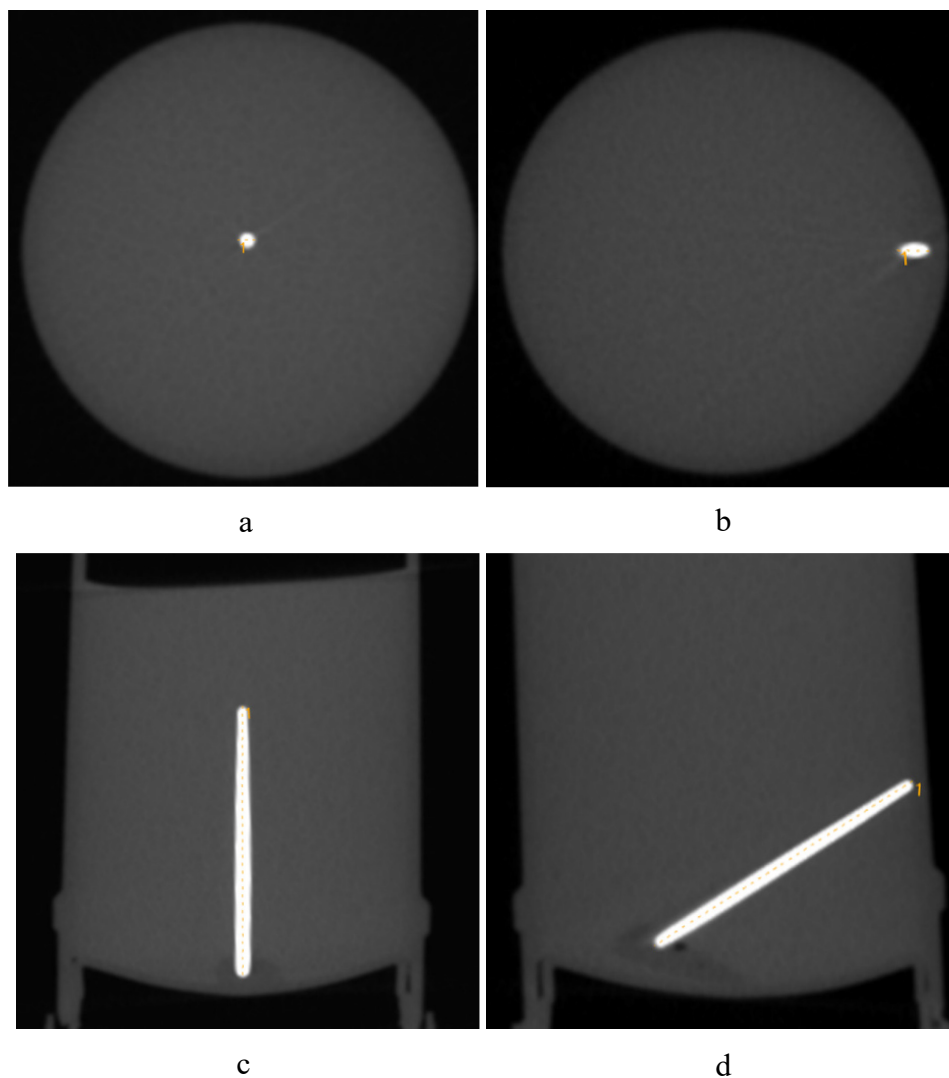
The ROIs are placed for measurement metal artifact of phase-encoding direction and frequency-encoding direction.

Fig. 5 Procedure to measure the full width at half maximum (FWHM) of the profile line



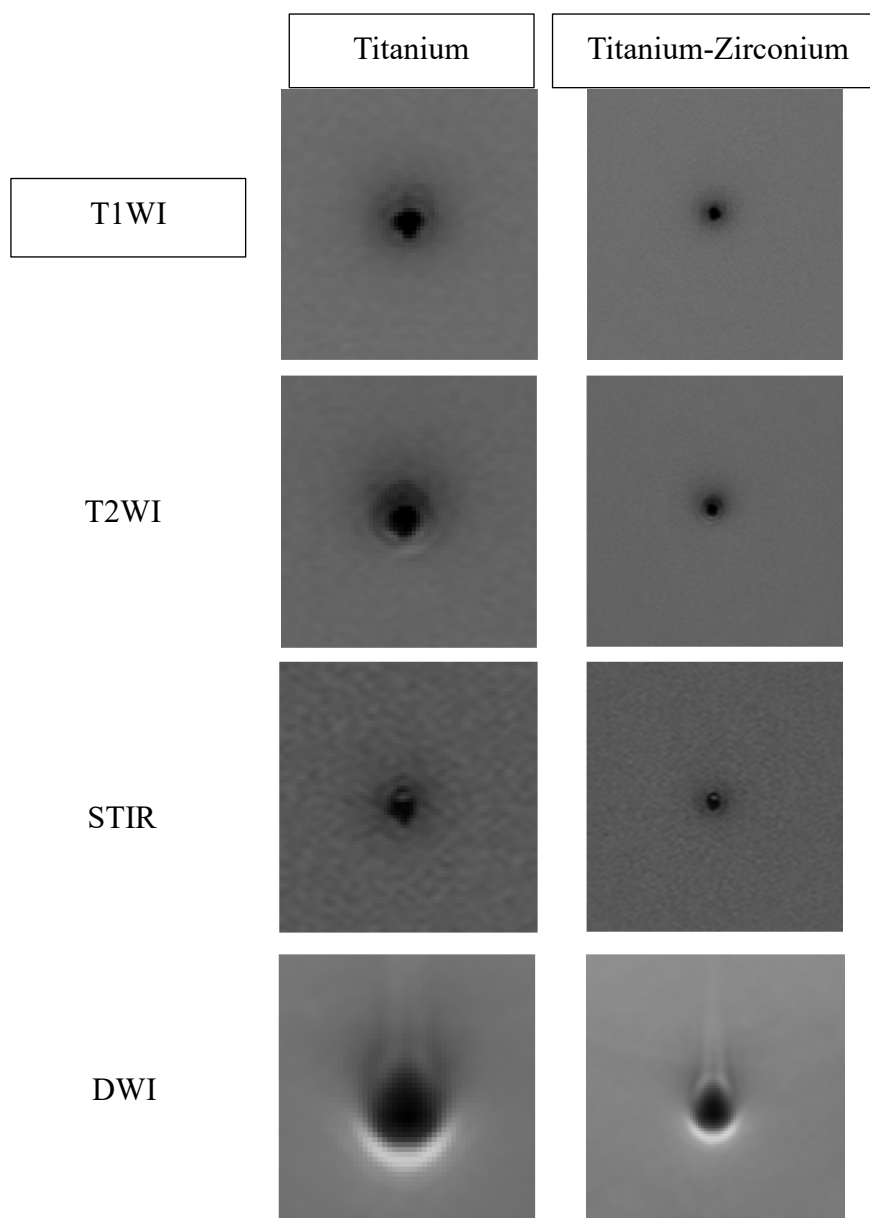
- a) Baseline set for the average of profile line in the region with no influence of metal artifacts.
- b) FWHM measure between baseline (a) and minimum value (c) of the artifact.

Fig. 6 The measuring process of the tip diameter and the length of root canal filling materials in the cone-beam computed tomography (CBCT) images



a, b) CBCT images to measure the tip diameter of root canal filling material placed at  $90^\circ$ (a) and  $45^\circ$ (b) to the bottom of the phantom.  
c, d) CBCT images to measure the length of root canal filling material placed at  $90^\circ$ (c) and  $45^\circ$ (d) to the bottom of the phantom.

Fig.7 Images of metal artifacts induced by Titanium (Ti) and Titanium-Zirconium (Ti-Zr) dental implant



The imaging sequences included turbo spin echo (TSE) T1-weighted imaging, TSE T2-weighted imaging, short tau inversion recovery, single-shot echo-planar imaging diffusion-weighted imaging. Metal artifacts are measured in each imaging sequence.



## 9. Tables

Table 1 Implant length and diameter by the manufacture

	Manufacturer	Length including platform (mm)	Diameter of the body (mm)
TITANIUM SLA <sup>®</sup> IMPLANT (100 % titanium)	Straumann <sup>®</sup>	10.0	4.1
ROXOLID <sup>®</sup> SLA <sup>®</sup> IMPLANT (85 % titanium, 15 % zirconium)	Straumann <sup>®</sup>	10.0	4.1

Ti and Ti-Zr implant with a length of 10.0 mm and a diameter of 4.1 mm manufactured by Straumann were used for the study. The implant used is the size commonly used in clinical practice.

Table 2 Length and a tip diameter of the root canal filling materials

	#35	#40	#45	#50	#55	#60	#70	#80
Tip diameter (mm)	0.35	0.4	0.45	0.5	0.55	0.6	0.7	0.75
Length (mm)	28.45	28.50	28.45	27.90	27.60	27.95	26.90	28.35

Root canal filling materials of various lengths and diameters were used in this study. The size of the root canal filling materials used in the study was the size that is frequently used in clinical practice.

Table 3 Full width at half maximum (FWHM) of phase-encoding direction measured with each magnetic resonance imaging (MRI) sequence for Titanium (Ti) and Titanium-Zirconium (Ti-Zr)

	FWHM $\pm$ SD (mm)	
	TITANIUM SLA <sup>®</sup> IMPLANT (100% titanium)	ROXOLID <sup>®</sup> SLA <sup>®</sup> IMPLANT (85% titanium 15% zirconium)
T1WI	6.96 $\pm$ 0.01	6.79 $\pm$ 0.01
T2WI	7.97 $\pm$ 0.01	7.07 $\pm$ 0.01
STIR	6.56 $\pm$ 0.01	6.45 $\pm$ 0.01
DWI	11.23 $\pm$ 0.02	9.64 $\pm$ 0.01

\*  
\*\*

\* $P < 0.05$     \*\*  $P < 0.01$

Phase-encoding direction of the FWHM was measured on Image J. Ti-Zr implant were significantly smaller than Ti implant on T2-weighted images ( $P < 0.05$ ) and diffusion-weighted images ( $P < 0.01$ ).

Table 4 Full width at half maximum (FWHM) of frequency-encode direction measured with each magnetic resonance imaging (MRI) sequence for Titanium (Ti) and Titanium-Zirconium (Ti-Zr)

	FWHM $\pm$ SD (mm)	
	TITANIUM SLA <sup>®</sup> IMPLANT (100 % titanium)	ROXOLID <sup>®</sup> SLA <sup>®</sup> IMPLANT (85 % titanium 15 % zirconium)
T1WI	7.01 $\pm$ 0.01	6.84 $\pm$ 0.01
T2WI	8.04 $\pm$ 0.01	7.13 $\pm$ 0.01
STIR	6.60 $\pm$ 0.01	6.49 $\pm$ 0.01
DWI	11.14 $\pm$ 0.02	9.55 $\pm$ 0.01

\* $P < 0.05$     \*\* $P < 0.01$

Frequency-encoding direction of the FWHM was measured on Image J. Ti-Zr implant were significantly smaller than Ti implant on T2-weighted images ( $P < 0.05$ ) and diffusion-weighted images ( $P < 0.01$ ).

Table 5 Tip diameter and magnification ratio of the root canal filling materials in the cone-beam computed tomography (CBCT) image

	Tip diameter of the root canal filling materials in CBCT image (mm)		Magnification ratio (%)	
	90°	45°	90°	45°
#35	0.98	1.30	280.00	371.43
#40	1.10	1.50	275.00	352.5
#45	1.12	1.57	248.89	348.89
#50	1.16	1.66	232.00	332.00
#55	1.27	1.78	230.91	323.64
#60	1.43	1.89	238.33	315.00
#70	1.52	2.16	217.14	308.57
#80	1.63	2.25	217.33	300.00

The tip diameter of the root canal filling materials in the CBCT image appeared larger than the actual apical diameter of the root canal filling material at all tilt angles ( $P < 0.01$ ).

Table 6 Length and magnification ratio of the root canal filling materials in the cone-beam computed tomography (CBCT) image

	Length of root canal filling materials in CBCT image (mm)		Magnification ratio (%)	
	90°	45°	90°	45°
#35	28.83	28.90	101.34	101.4
#40	28.97	28.86	101.65	101.4
#45	28.55	28.50	101.51	100.21
#50	28.22	28.19	101.15	101.04
#55	27.91	28.06	101.09	101.70
#60	28.34	28.64	101.40	102.47
#70	27.22	27.37	101.95	101.74
#80	28.84	28.57	101.73	100.78

The total length of the root canal filling material in the CBCT image was not significantly different from the actual total length of the root canal filling material at any tilt angle ( $P < 0.05$ ).