

Dual imaging plate による高感度 X 線口内撮影法の
基礎的評価

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

渡邊 憲一郎

(指導：新井嘉則 教授，本田和也 教授，松本邦史 准教授)

概 要

デジタル X 線口内撮影法（口内法）は charged coupled device (CCD) や complementary metal-oxide semiconductor (CMOS) を使用した半導体方式と、 photostimulable phosphor plate (PSP) を使用した imaging plate (IP) 式がある。IP による X 線口外撮影法（口外法）は、1980 年代に開発された。その後、X 線パノラマ回転断層撮影法に使用された。これが口内法にも応用され、1990 年代前半に実用化されている。IP 方式は半導体方式に比較して、ディテクターの厚みが薄く、挿入時の口腔内での違和感が少ない利点がある。感度も F 感度フィルムと同等で低被曝化に貢献している。一方、as low as reasonably achievable (ALARA) の原則のもとに、さらなる高感度化が望まれるところである。高感度化するには、ノイズを減少させ contrast-to-noise ratio (CNR) を上昇させる必要がある。また、これによって解像度の低下など生じないことが望ましい。口外法では 2 枚の IP を重ねて使用した dual imaging plate (DIP) 法によって、CNR が上昇することが報告されている。しかし、口内法での DIP 法の報告はない。

そこで、本研究では、口内法用の IP を 2 枚重ねて撮影を行い、2 枚の画像を合成することで、ノイズを低減し CNR を上昇させることができるのか、さらに、空間分解能の低下がないかについて客観的な画質評価を行った。また、ブタ下顎骨レジジン埋入ファントムを撮影した X 線画像の主観的画質評価を行った。

ディテクターとして、イメージングプレート（標準型: 31 mm × 41 mm）を用いた。この IP のベースの裏側には薄い鉄板（thin iron plate; TIP）が装着されている。DIP 法では、前方 IP（Front IP; FIP）と後方 IP（Back IP; BIP）の 2 枚を使用し、FIP の TIP を剥がした上で、FIP と BIP を重ねて保護用袋に装填した。また、従来の 1 枚による IP（conventional single IP; CSIP）法では、1 枚の IP を保護用袋に装填し、比較対象群の撮影に用いた。

X 線源として歯科用 X 線照射装置を使用した。撮影条件は、焦点-ディテクター間距離 40 cm，管電圧 60 kV，管電流 6 mA とし、照射時間は DIP 法では 0.1 秒，CSIP 法では 0.2 秒とした。入射空気カーマ（incident air kerma, IAK）を測定した。被写体には、CNR 評価のためのアルミニウムステップ，空間分解能評価のための測定用矩形波チャート，主観的画質評価のためのブタ下顎骨レジン埋入ファントムを使用した。

IP の読み取りにはレーザースキャナーを用いた。画素サイズは 1,333 × 1,020 画素で、画素サイズは 30 μm × 30 μm に設定した。スキャン後の画像は、8 bits グレースケールの bitmap 形式で画像出力した。FIP のスキャン時には、剥がした TIP を再度裏装し、読み取りを行った。BIP と CSIP 法は通常通りスキャンした。

DIP 法では、FIP 画像と BIP 画像を合成して DIP 画像を作成した。画像合成には

C#で作成したオリジナルソフトウェアを利用した。最小二乗法を使用して、両者の画像の差分の分散が最小になるように画像の位置を調整し、2つの画像の濃度値を加算平均し合成画像（DIP画像）を得た。

ノイズ特性（CNR）の計測では被写体として、厚さ1 mmから12 mmまでの1 mmごとのアルミニウムステップを使用した。このアルミニウムステップの前に生体軟組織等価材として、厚さ4 cmの亚克力ブロックを設置した。焦点-ディテクター間距離と照射時間は前述と同様とし、DIP法とCSIP法の撮影を実施した。スキャン後、アルミニウム厚1 mmと5 mmのそれぞれの領域に50 pixels × 50 pixelsの関心領域を設定し、濃度値と標準偏差（SD）を計測した。計測値をもとにFIP画像、DIP画像およびCSIP画像のCNRを求めた。

空間分解能特性の計測では、測定用矩形波チャートを使用した。測定用矩形波チャートは、厚さ0.1 mmのタングステン板で1.0, 1.6, 2.0, 2.5, 3.2, 4.0および5.0 line pairs/mm (LP/mm)の矩形波が形成されている。このチャートの前に生体軟組織等価材として、厚さ4 cmの亚克力ブロックを設置した。焦点-ディテクター間距離と照射時間は前述と同様とし、DIP法とCSIP法の撮影を実施した。スキャン後、ImageJを使用し、矩形波のline profileを計測後、square wave response function (SWRF)を算出した。FIP画像、DIP画像およびCSIP画像のSWRFをグラフ上にプロットして評価を行った。

主観的画質評価では、ブタ下顎骨レジン埋入ファントム（幅 10 cm, 高さ 4 cm, 厚さ 3 cm）を被写体として撮影を行い、FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像を主観的に比較した。X 線画像は高解像度の液晶モニターに提示され、ノイズと鮮鋭度それぞれについて評価を行った。2 枚を 1 組とした画像がモニター上に表示され、ノイズが少ない方を 1, 多い方を 0 と評価した。また、鮮鋭度評価では、高い方が 1, 低い方を 0 とした。これを FIP 画像と DIP 画像、DIP 画像と CSIP 画像、および CSIP 画像と FIP 画像の 3 組について評価した。その後、FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像の点数の合計点を算出した。3 組はランダムに出題され、評価時にはどの撮影条件の画像かは評価者に情報として与えられなかった。主観的画質評価は、経験 5 年以上の 7 名の歯科放射線医と 2 名の診療放射線技師が 2 か月の間隔で 2 回実施し、ノイズ評価と鮮鋭度評価は別々に行った。統計処理は、CNR の評価では CNR の逆数で正規化された SD に関して、2,500 画素数 (50 pixels × 50 pixels) を標本として、*F* 検定を行った。主観的画質評価では、Friedman 検定を利用し、有意差のあった場合には Bonferroni 補正を用いた Wilcoxon 符号付順位検定を行った。また、評価者間再現性は Cohen の κ 係数、評価者内再現性は Fleiss の κ 係数で評価した。 κ 係数の平均値を算出するにあたり、 κ 係数の有意差の有無に関わらず、加算平均を算出した。いずれの検定においても $P < 0.05$ を有意水準とした。

患者入射線量は、照射時間が 0.1 秒、0.2 秒の IAK は、それぞれ 0.33 mGy, 0.66 mGy であった。ノイズ特性評価結果は、DIP 画像と CSIP 画像は FIP 画像と比較して CNR が有意に高値を示した ($P < 0.05$)。DIP 画像は、CSIP 画像と比較して低値を示したが統計学的な有意差は認めなかった ($P < 0.05$)。

空間分解能特性評価は、FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像の SWRF は類似した曲線を示したが、5 LP/mm において CSIP 画像では 0.15 を示し、FIP 画像、DIP 画像と比較して高値であった。

主観的画質評価は、ノイズ評価に関して、DIP 画像は FIP 画像と CSIP 画像よりも有意に高値を示した ($P < 0.05$)。鮮鋭度評価に関しては、Friedman 検定で 3 者に有意差はみられなかった ($P < 0.05$)。

評価の再現性は、評価者間再現性 (Fleiss の κ 係数の 1 回目, 2 回目評価の平均) は、ノイズ評価で 0.44, 鮮鋭度評価で -0.03 であった。評価者内再現性 (評価者 9 名ごとの Cohen の κ 係数の平均) は、ノイズ評価, 鮮鋭度評価のいずれも 0.32 であった。以上の結果から、DIP 法では、FIP と BIP の 2 枚の IP を重ねて撮影し、この 2 枚の画像を合成した。DIP 画像は、FIP 画像および従来の CSIP 画像と比較して、ノイズが低下した結果、CNR が上昇した。主観的画質評価において、DIP 画像は FIP 画像および CSIP 画像と比較し、ノイズの低下が認められた。

主観的画質評価において、DIP 画像は FIP 画像および CSIP 画像と比較し、鮮鋭

度に変化は認められなかった。これらから、DIP 法は鮮鋭度を低下させることなくノイズ特性の改善が可能であると示唆された。

本論文は原著論文 Watanabe K, Imanishi Y, Kato M, Kimoto H, Sekiguchi T, Amemiya T, Dezawa K, Matsumoto K, Arai Y, Honda K (2022) Preliminary evaluation of dual imaging plate intraoral radiography. *Journal of Oral Science* 64, 69-73 を基幹論文とし、これに主観的画質評価として評価者内および評価者間再現性のデータを加えることによって総括したものである。

緒 言

デジタル X 線口内撮影法（口内法）は charged coupled device (CCD) や complementary metal-oxide semiconductor (CMOS) を使用した半導体方式¹⁾と、 photostimulable phosphor plate (PSP) を使用した imaging plate (IP) 式がある。IP による X 線口外撮影法(口外法)は, 1980年代に Fuji Computed Radiography (FCR) として開発され²⁾, 1985年に Kashima ら³⁾と Noikura ら⁴⁾によって, X 線パノラマ回転断層撮影法に使用された。これが口内法にも応用され, 1990 年代前半に実用化されている⁵⁻⁷⁾。IP 方式は半導体方式に比較して, ディテクターの厚さが薄く, 挿入時の口腔内での違和感が少ない利点がある。感度も F 感度フィルムと同等で低被曝化に貢献している⁸⁻¹⁰⁾。一方, as low as reasonably achievable (ALARA) の原則のもとに, さらなる高感度化が望まれるところである¹¹⁾。

高感度化するには, ノイズを減少させ contrast-to-noise ratio (CNR) を上昇させる必要がある¹⁰⁾。また, これによって解像度の低下などを生じないことが望ましい¹²⁾。口外法では 2 枚の IP を重ねて使用した dual imaging plate (DIP) 法によって, CNR が上昇することが報告されているが^{13,14)}, 口内法での DIP 法の報告はない。

そこで, 本研究では, 口内法用の IP を 2 枚重ねて撮影を行い, 2 枚の画像を合成することで, ノイズを低減し CNR を上昇させることができるのか, さらに, 空間分解能の低下がないかについて客観的画質評価を行った。また, ブタ下顎骨レジジン埋入ファントムを撮影した X 線画像の主観的画質評価を行った。

材料および方法

1. IP

ディテクターとして、YCR イメージングプレート（標準型 DT-1 : 31 mm × 41 mm, 吉田製作所）を用いた。この IP のベースの裏側には薄い鉄板（thin iron plate; TIP）が装着されている。DIP 法では、前方 IP (front IP; FIP) と後方 IP (back IP; BIP) の 2 枚を使用し、FIP の TIP を剥がした上で、FIP と BIP を重ねて保護用袋に装填した。また、従来の 1 枚による IP (conventional single IP; CSIP) 法では、1 枚の IP を保護用袋に装填し、比較対象群の撮影に用いた (Fig. 1)。

2. 撮影条件および患者入射線量

使用した器材を Table 1 に示す。歯科用 X 線照射装置として Xspot-TS (アサヒレントゲン) を使用した。撮影条件は、焦点-ディテクター間距離 40 cm, 管電圧 60 kV, 管電流 6 mA とし、照射時間は DIP 法では 0.1 秒, CSIP 法では 0.2 秒とした。患者入射線量の測定には、X-ray Output Meter MSM-3 (東京都立大学 小倉 泉教授より提供) を用い、入射空気カーマ (incident air kerma; IAK) を測定した¹⁵⁾。

被写体には、CNR 評価のためのアルミニウムステップ、空間分解能評価のための測定用矩形波チャート、主観的画質評価のためのブタ下顎骨レジン埋入ファントムを使用した。

3. スキャン

IP のスキャナーとして、Digora optime DXR-60 (ZOREDEX, PaloDEx Group) を用いた。画素サイズは 1,333 × 1,020 画素で、画素サイズは 30 μm × 30 μm に設定した。スキャン後の画像は、8 bits グレースケールの bitmap 形式で画像出力した。FIP のスキャン時には、剥がした TIP を再度裏装し、読み取りを行った。BIP と CSIP 法は通常通りスキャンした。

4. DIP 画像の合成

DIP 法では、FIP 画像と BIP 画像を合成して DIP 画像を作成した。画像合成には C# version 2019 (Microsoft Corp.) で作成したオリジナルソフトウェアを利用した。最小二乗法を使用して、両者の画像の差分の分散が最小になるように画像の位置を調整し、2 つの画像の濃度値を加算平均し合成画像 (DIP 画像) を得た。

5. 評価項目

本研究では、DIP 画像、FIP 画像および CSIP 法による X 線画像 (CSIP 画像) の 3 種類の X 線画像について、以下の 3 項目の比較を行った。

1) ノイズ特性 (CNR) の計測

被写体として、厚さ 1 mm から 12 mm までの 1 mm ごとのアルミニウムステップを使用した。このアルミニウムステップの前に生体軟組織等価材として、厚さ 4 cm のアクリルブロックを設置した。焦点-ディテクター間距離と照射時間は前述と同様とし、DIP 法と CSIP 法の撮影を実施した。スキャン後、ImageJ version 1.53e (NIH) を使用し、アルミニウム厚 1 mm と 5 mm のそれぞれの領域に 50 pixels × 50 pixels の関心領域を設定し、濃度値の平均 (Mean) と標準偏差 (standard deviation: SD) を計測した。計測値をもとに FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像の CNR を求めた。CNR の算出式を以下に示す。

$$CNR = \frac{\text{Mean}_{(Al5mm)} - \text{Mean}_{(Al1mm)}}{\sqrt{\frac{\text{SD}_{(Al5mm)}^2 + \text{SD}_{(Al1mm)}^2}{2}}}$$

2) 空間分解能特性の計測

測定用矩形波チャート (micro chart R-1W100, Huettner Roentgenteste) を使用した。測定用矩形波チャートは、厚さ 0.1 mm のタングステン板で 1.0, 1.6, 2.0, 2.5, 3.2, 4.0 および 5.0 line pairs/mm (LP/mm) の矩形波が形成されている。このチャートの前に生体軟組織等価材として、厚さ 4 cm のアクリルブロックを設置した。焦点-ディテクター間距離と照射時間は前述と同様とし、DIP 法と CSIP 法の撮影を実施した。スキャン後、ImageJ を使用し、矩形波の line profile を計測後、square wave response function (SWRF) を算出した。FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像の SWRF をグラフ上にプロットして評価を行った。

3) 主観的画質評価

ブタ下顎骨レジン埋入ファントム (幅 10 cm, 高さ 4 cm, 厚さ 3 cm) を被写体として撮影を行い (Fig. 2), FIP 画像, DIP 画像および CSIP 画像を主観的に比較した。X 線画像は高解像度の液晶モニター (1,920 × 1,200 pixels, FMV VL-24WM1D, 富士通) に提示され、ノイズと鮮鋭度それぞれについて評価を行った¹³⁾。この 2 枚を 1 組とした画像がモニター上に表示され、ノイズが少ない方を 1, 多い方を 0 と評価した。また、鮮鋭度評価では、高い方が 1, 低い方を 0 とした。これを FIP 画像と DIP 画像, DIP 画像と CSIP 画像, および CSIP 画像と FIP 画像の 3 組について評価した。その後、FIP 画像, DIP 画像および CSIP 画像の点数の合計点を算出した。これらの 3 組はランダムに出題され、評価時にはどの撮影条件の画像かは評価者に情報として与えられなかった。主観的画質評価は、経験 5 年以上の 7 名の歯科医師と 2 名の診療放射線技師が 2 か月の間隔で 2 回実施し、ノイズ評価と鮮鋭度評価は別々に行った。

6. 統計処理

CNR の評価には、CNR の逆数で正規化された SD に関して、2,500 画素数 (50 pixels × 50 pixels) を標本として、 F 検定を行った。主観的画質評価では、Friedman 検定を利用し、有意差のあった場合には Bonferroni 補正を用いた Wilcoxon 符号付順位検定を行った。また、評価者間再現性は Cohen の κ 係数、評価者内再現性は Fleiss の κ 係数で評価した。 κ 係数の平均値を算出するにあたり、 κ 係数の有意差の有無にかかわらず、加算平均を算出した。統計処理には SPSS 25 (IBM Corp.) と拡張プラグインを利用した。いずれの検定においても $P < 0.05$ を有意差ありとした。

結 果

1. 患者入射線量

照射時間が 0.1 秒, 0.2 秒の IAK は, それぞれ 0.33 mGy, 0.66 mGy であった (Table 2)。

2. ノイズ特性評価

アルミニウムステップを撮影した FIP 画像と BIP 画像, DIP 画像および CSIP 画像を Fig. 3 に示す。CNR の測定結果を Fig. 4 に示す。DIP 画像と CSIP 画像は, FIP 画像と比較して CNR が有意に高値を示した ($P < 0.05$)。DIP 画像は, CSIP 画像と比較して低値を示したが統計学的な有意差は認めなかった ($P < 0.05$)。

3. 空間分解能特性評価

測定用矩形波チャートを撮影した FIP 画像と BIP 画像, DIP 画像および CSIP 画像を Fig. 5 に示す。空間分解能を表す SWRF の結果を Fig. 6 に示す。FIP 画像, DIP 画像および CSIP 画像の SWRF は類似した曲線を示したが, 5 LP/mm において CSIP 画像では 0.15 を示し, FIP 画像, DIP 画像と比較して高値であった。

4. 主観的画質評価

主観的画質評価に用いたブタ下顎骨レジン埋入ファントムを撮影した FIP 画像と BIP 画像, DIP 画像および CSIP 画像を Fig. 7 に示す。主観的画質評価の結果を Fig. 8 に示す。ノイズ評価に関して, DIP 画像は FIP 画像と CSIP 画像よりも有意に高値を示した ($P < 0.05$)。鮮鋭度評価に関しては, Friedman 検定で 3 者に有意差はみられなかった ($P < 0.05$)。

5. 評価の再現性

評価者間再現性 (Fleiss の κ 係数の 1 回目, 2 回目評価の平均) は, ノイズ評価で 0.44, 鮮鋭度評価で -0.03 であった。評価者内再現性 (評価者 9 名ごとの Cohen の κ 係数の平均) は, ノイズ評価, 鮮鋭度評価のいずれも 0.32 であった。

考 察

IP による撮影法は 1980 年代に開発され、FCR として広く普及した^{3,4)}。その後、口内法でもデジタル化が始まった^{1,4,5)}。半導体方式による口内法は、画像が即時に得られる大きな利点があったが、ディテクターに厚みがあり、患者の苦痛が強い。一方、IP 方式による口内法は、薄く違和感が少ないが、レーザースキャンによる読み取り時間が長く、画像を観察するまでに時間を要する^{4,7,16)}。一般に、デジタル方式はフィルム方式よりも感度が高く、結果的に被曝線量の低減に貢献している。ALARA の原則により、実現可能な範囲で、より感度の高いディテクターが求められている。しかし、一般に感度を上昇させるとノイズが上昇し、画質が低下するため、一律に感度を上げることには限界があった。そこで Workman ら¹³⁾ は、IP を 2 枚重ねた DIP 法の研究を行い、DIP 法では CNR が改善すると報告した。また、2 枚の IP またはフィルムを使用して、差分法や dual energy による骨塩の定量も研究が行われている¹⁷⁻¹⁹⁾。しかし、口内法での DIP 法の応用の試みや CNR や空間分解能の基礎的な報告はない。

本研究では、2 枚の IP を重ねた DIP 法を使用することで、ノイズ低下によって CNR を上昇させ、相対的に感度を上昇させることを試みた。DIP 法では、FIP 画像と BIP 画像の 2 枚の画像から最小二乗法で DIP 画像を合成した。この合成画像では CNR の上昇が認められ、ノイズが減少することが示された。これは、前方の IP では吸収されなかった X 線が後方の IP で吸収されることによって、より多く X 線の光子が画像形成に寄与したためと考えられる。主観的画質評価においても、DIP 画像は FIP 画像と CSIP 画像よりもノイズが少ないと判定された。評価者間再現性および評価者内再現性は低いものの、主観的画質評価においてノイズ低下がみられたことは、CNR 上昇という物理学的特性を反映したものと考えられた。

空間分解能特性評価では、4 LP/mm までは FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像の SWRF の値はほぼ同値であった。しかし、5 LP/mm における SWRF の値は、CSIP 画像が DIP 画像よりも若干高い値を示した。この原因として、DIP 法では、前方に位置する FIP から散乱 X 線が生じ、それが後方の BIP にも入射するため空間分解能が低下すると考えられた。また、画像合成に関わる最小二乗法のわずかな誤差が、画像のボケを生じ、空間分解能が低下したと考えられた。一方、物理的な空間分解能を反映する鮮鋭度の主観的画質評価においては、FIP 画像、DIP 画像および CSIP 画像間に有意差はなかった。さらに、評価者間再現性および評価者内再現性は非常に低かったことは、SWRF で示した空間分解能特性が 3 者とも類似していたことを反映していると考えられた。

今回 DIP 法で使用した照射時間は 0.1 秒、焦点-ディテクター間距離は 40 cm

であった。日常臨床では焦点-ディテクター間距離は 20 cm 程度が使用されている。本実験の DIP 法の入射線量を日常臨床条件に換算すると、照射時間は距離の逆二乗になることから 1/4 の 0.025 秒に相当し、非常に短い時間での撮影が可能となる。その結果、体動によるボケの減少に寄与すると考えられる。特に小児に対する撮影では、体動がボケによる画質の劣化や再撮影の大きな要因になっているため、DIP 法で改善が期待できると考えられた²⁰⁾。一方、DIP 法に使用した条件の IAK は 0.33 mGy であり、国内の小児下顎前歯部口内法の診断参考レベル (diagnostic reference level; DRL) の半分以下であった²¹⁻²⁴⁾。すなわち、DIP 法を使用すれば、DRL を半減させることが可能であると考えられた。このように DIP 法は、成人よりも放射線感受性の高い小児に対してメリットが大きいと考えられた。

本研究で用いた DIP 法の問題点として、1) IP が 2 枚となるため、厚みが増し患者の苦痛が増加する可能性がある。しかし、IP 自体の厚さは 1 mm 以下で、半導体検出器と比べ十分な薄さを確保できるため、その影響は軽微である可能性が高いと考えられる。2) 本研究では、平行法に準じて X 線主線は IP に垂直に入射するよう位置づけした。しかし、実際の臨床現場では、X 線主線が斜めに入射することが多い。また、IP が湾曲した場合も、DIP 法では前後の IP にゆがみが生じて、単純な最小二乗法では収束できず、合成画像にボケを生じる可能性がある。今後、X 線主線が斜めに入射する二等分法や咬翼法でも、空間分解能の低下がないかなどを検証する必要があると考えられる。3) DIP 法では、撮影・スキャン前後に BIP の TIP の着脱が必要になる。この作業の目的は、撮影時に TIP による X 線の減弱を防ぐことであるが、スキャン時には、TIP がないとスキャナーでの読み取りができない。そのため、撮影時には TIP を剥がし、読み取り前に TIP を設置する必要があった。この作業は非常に煩雑なため、DIP 法の臨床応用には、この一連の作業を簡略化する必要がある。4) DIP 画像は、FIP 画像と比較して、ノイズが低減されたが、齲蝕や根尖病巣などの検出において、実際に画像診断能が上昇したかは本研究では明らかではない^{24,25)}。今後、receiver operating characteristic (ROC) 分析などの手法²⁶⁾を用いて検証を行う必要があると考えられた。

結 論

DIP 法では、FIP と BIP の 2 枚の IP を重ねて撮影し、この 2 枚の画像を合成した。DIP 画像は、FIP 画像および従来の CSIP 画像と比較して、以下の結論を得た。

1. DIP 画像は FIP 画像と比較し、ノイズが低下した結果、CNR が上昇した。
2. DIP 画像は CSIP 画像と比較し、空間分解能の低下は限定的であった。
3. 主観的画質評価において、DIP 画像は FIP 画像および CSIP 画像と比較し、ノイズの低下が認められた。
4. 主観的画質評価において、DIP 画像は FIP 画像および CSIP 画像と比較し、鮮鋭度に変化は認められなかった。

以上から、DIP 法は鮮鋭度を低下させることなく、ノイズ特性の改善が可能であると示唆された。

文 献

- 1) Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter PJ (1989) Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 68, 238-242.
- 2) 高野正雄 (1982) 新しい computed radiography; Fuji intelligent diagnostic X-ray system, *映像情報 Med* 14, 409-413.
- 3) Kashima I, Kanno M, Higashi T, Takano M (1985) Computed panoramic tomography with scanning laser-stimulated luminescence. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 60, 448-453.
- 4) Noikura T, Suenaga S, Sato T, Kawano K, Fujimura M, Morita Y, et al. (1985) Digital images with Fuji Computed Radiography (FCR) in Dento-maxillo-facial radiology. *Oral Radiol* 1, 107-115.
- 5) Farman GA, Farag AA, Yeap PY (1992) Communication in digital radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 21, 213-215.
- 6) Kashima I, Sakurai T, Matsuki T, Nakamura K, Aoki H, Ishii M, et al. (1994) Intraoral computed radiography using the Fuji computed radiography imaging plate: Correlation between image quality and reading condition. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 78, 239-246.
- 7) Møystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl HG (1996) Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 25, 202-206.
- 8) Hildebolt CF, Fletcher G, Yokoyama-Crothers N, Conover GL, Vannier MW (1997) A comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 26, 147-151.
- 9) Stamatakis HC, Welander U, McDavid WD (2000) Physical properties of a photostimulable phosphor system for intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 29, 28-34.
- 10) Yoshiura K, Welander U, McDavid WD, Li G, Shi XQ, Nakayama E et al. (2004) Comparison of the psychophysical properties of various intraoral film and digital systems by means of the perceptibility curve test. *Dentomaxillofac Radiol* 33, 98-102.
- 11) European Commission. Radiation protection no 136: European guidelines on radiation protection in dental radiology: The safe use of radiographs in dental practice 2004. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/136.pdf> (2021年10月17日アクセス)

- 12) Attaelmanan AG, Borg E, Gröndahl HG (2001) Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 91, 611-615.
- 13) Workman A, Cowen AR (1995) Improved image quality utilizing dual plate computed radiography. *Br J Radiol* 68, 182-188.
- 14) Tsuda N, Tanaka N, Akasaka T, Yabuuchi H, Morishita J (2014) Dose reduction in general radiography for adult patients by use of a dual-side-reading photostimulable phosphor plate in a computed radiography system. *Radiol Phys Technol* 7, 310-315.
- 15) Benediktsdottir IS, Hintze H, Petersen JK, Wenzel A (2003) Image quality of two solid-state and three photostimulable phosphor plate digital panoramic systems, and treatment planning of mandibular third molar removal. *Dentomaxillofac Radiol* 32, 39-44.
- 16) Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG (2006) Time and motion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 35, 315-318.
- 17) Bando S (1992) Basic study of one-shot dual energy subtraction sialography: Evaluation method of optimal conditions. *Oral Radiol* 8, 27-35.
- 18) Yamane R (1992) Basic study of one-shot dual energy subtraction sialography. *Oral Radiol* 8, 11-19.
- 19) Matsuki T (1994) Basic study of one-shot dual-energy subtraction sialography: (III) Fundamental study of contrast media. *Oral Radiol* 10, 135-142.
- 20) Kihara T, Yotsui Y, Hayashi Y, Kawasaki Y, Gamo M, Okamoto T, et al. (1986) Current Status of the Radiation Hygiene on Dental Radiography in Japan 1984- Part 1 Hospital and Clinic Survey. *Oral Radiol* 2, 1-8.
- 21) Isu T, Sakurai T (1996) Spatial frequency processing conditions intraoral computed radiography. *Oral Radiol* 12, 85-96.
- 22) Kim EK, Han WJ, Choi JW, Jung YH, Yoon SJ, Lee JS (2012) Diagnostic reference levels in intraoral dental radiography in Korea. *Imaging Sci Dent* 42, 237-242.
- 23) Izawa M, Harata Y, Shiba N, Koizumi N, Ozawa T, Takahashi N, et al. (2017) Establishment of local diagnostic reference levels for quality control in intraoral radiography. *Oral Radiol* 33, 38-44.
- 24) Japan Network for research and information on medical exposure [J-RIME]. National diagnostic reference levels in Japan (2020) - Japan DRLs 2020-. http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRL2020_Engver.pdf (2021年10月17日アクセス)
- 25) Wakoh M, Kitagawa H, Harada T, Shibuya H, Kuroyanagi K (1997) Computed dental radiography system versus conventional dental X-ray films for detection of simulated

proximal caries. *Oral Radiol* 13, 73-82.

- 26) Pabla T, Ludlow JB, Tyndall DA, Platin E, Abreu Jr M (2003) Effect of data compression on proximal caries detection: observer performance with DenOptix[®] photostimulable phosphor images. *Dentomaxillofac Radiol* 32, 45-49.

図および表

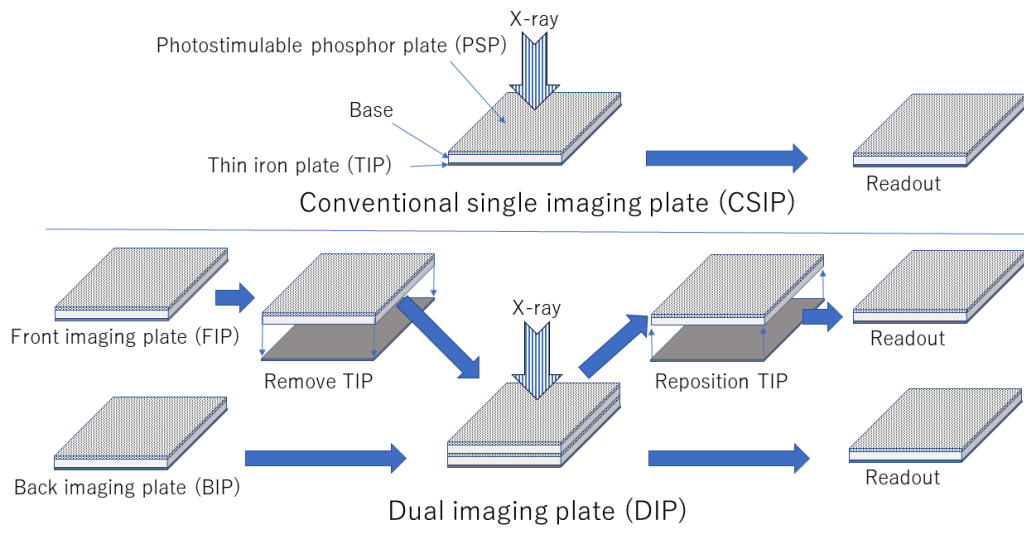
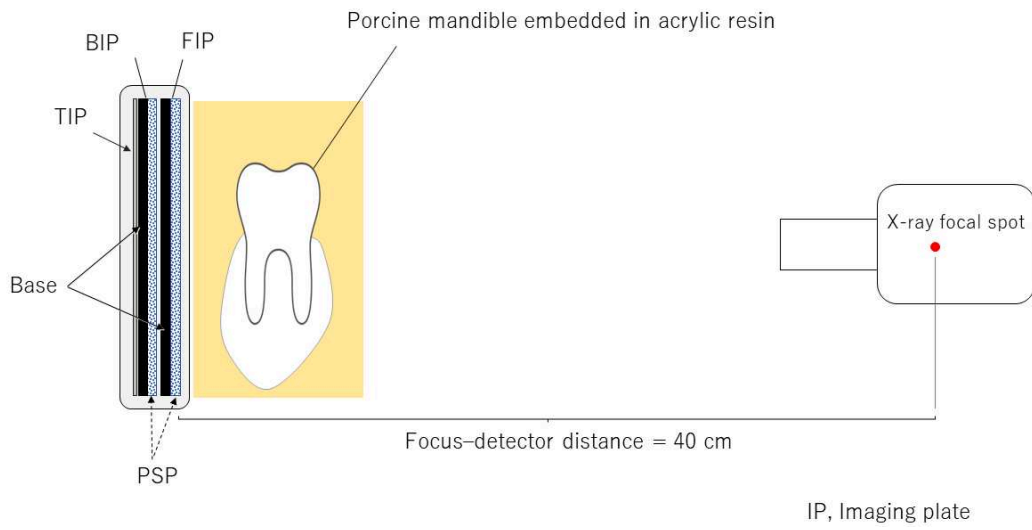


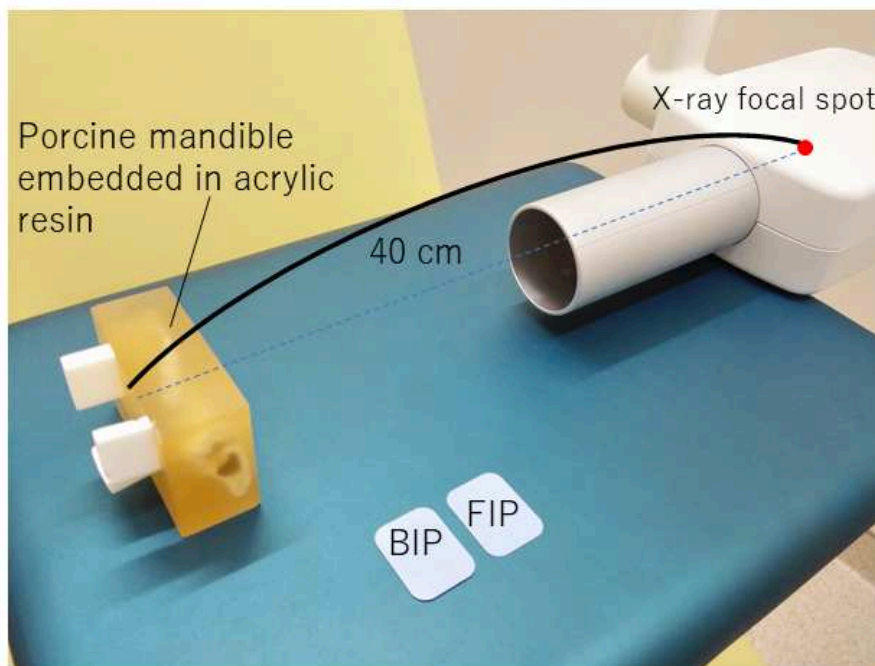
Fig. 1 Structure of the dual imaging plate (DIP), comprising a front imaging plate (FIP) and back imaging plate (BIP)

The FIP was peeled off the thin iron plate (TIP) prior to X-ray exposure. After exposure, the TIP was repositioned, then the image was read out.

Dual imaging plate (DIP)



(a)



(b)

Fig. 2 Block diagram (a) and overview (b) of X-ray generator, subject, and DIP. The distance between the DIP and X-ray focal spot was 40 cm. A porcine mandible was used for the subjective evaluation of image noise and sharpness.

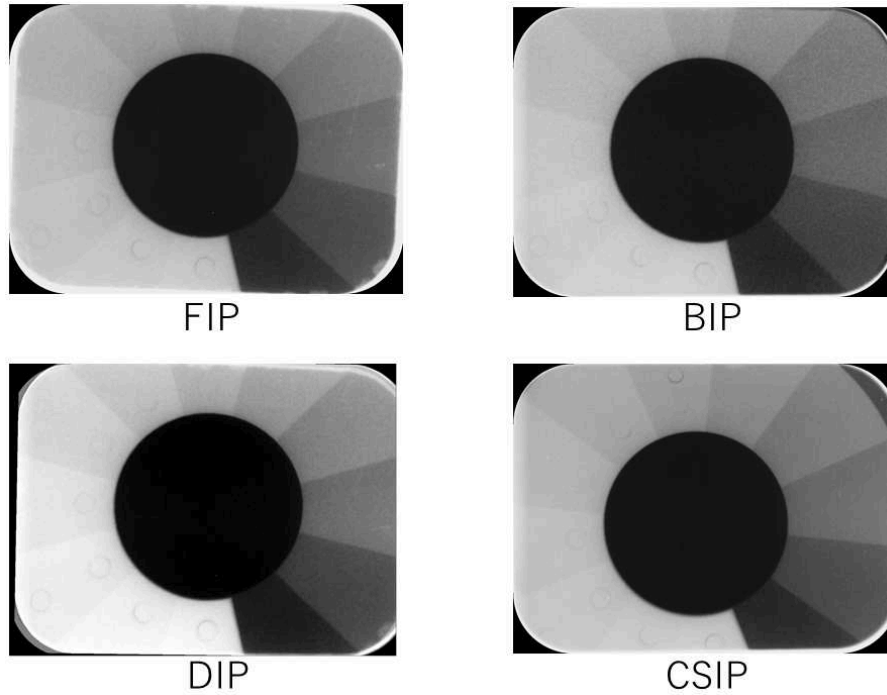


Fig. 3 Aluminum step phantom used for measurement of contrast-to-noise ratio (CNR) The FIP and BIP images were obtained using an exposure time of 0.1 s. The DIP image was synthesized from the FIP and BIP. The image from a conventional single imaging plate (CSIP) was obtained using an exposure time of 0.2 s. The CNR for each image was calculated from the mean and standard deviation of the image intensity of the 1 mm and 5 mm steps.

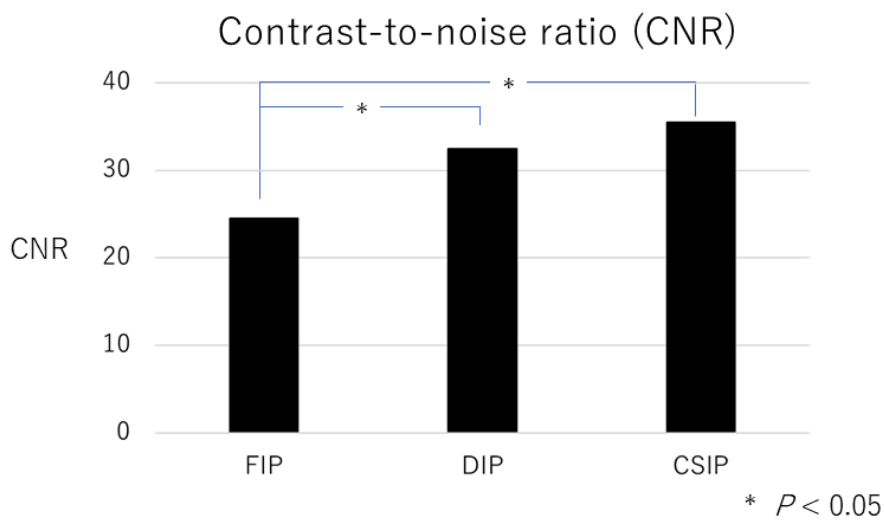


Fig. 4 Comparison of the CNRs obtained using the DIP, FIP, and CSIP

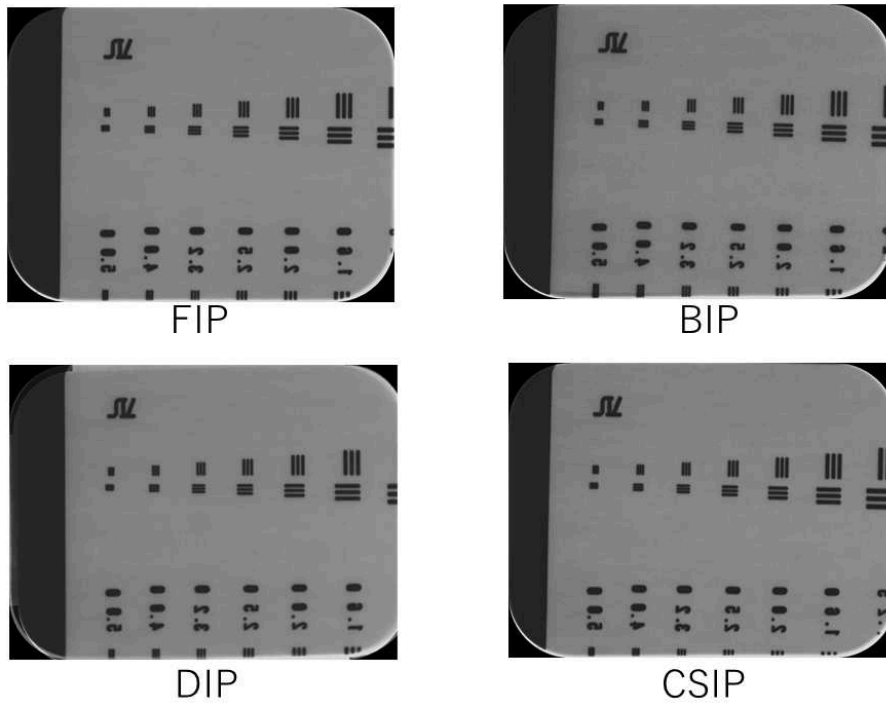


Fig. 5 Images of a line pair gauge obtained using the FIP, BIP, DIP, and CSIP

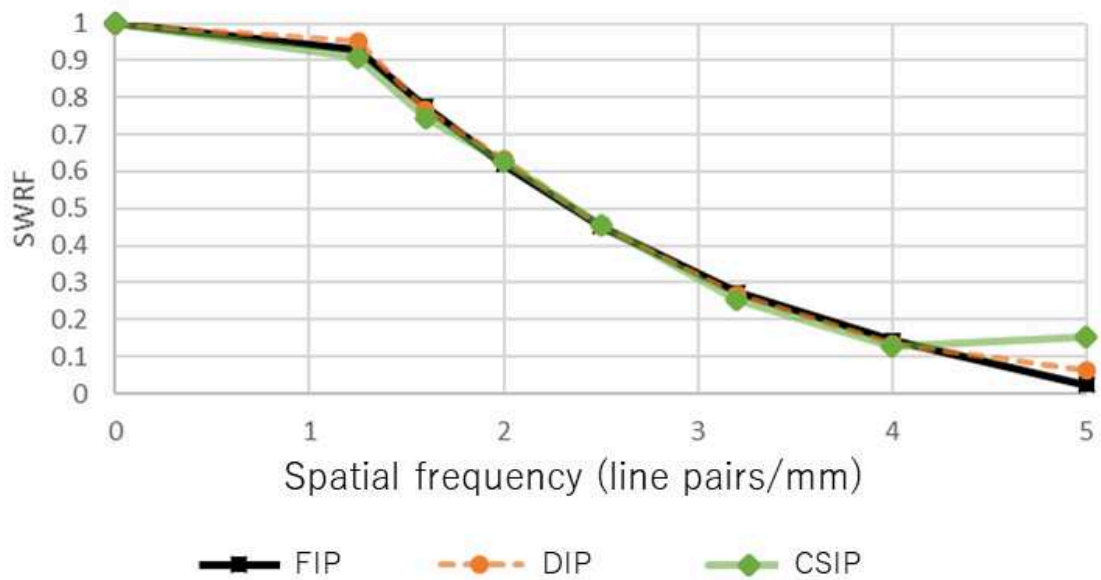


Fig. 6 Assessment of spatial resolution using the square wave response function (SWRF)

The FIP, DIP, and CSIP had a comparable SWRF except above 4.0 line pairs/mm, where that of the CSIP was highest.

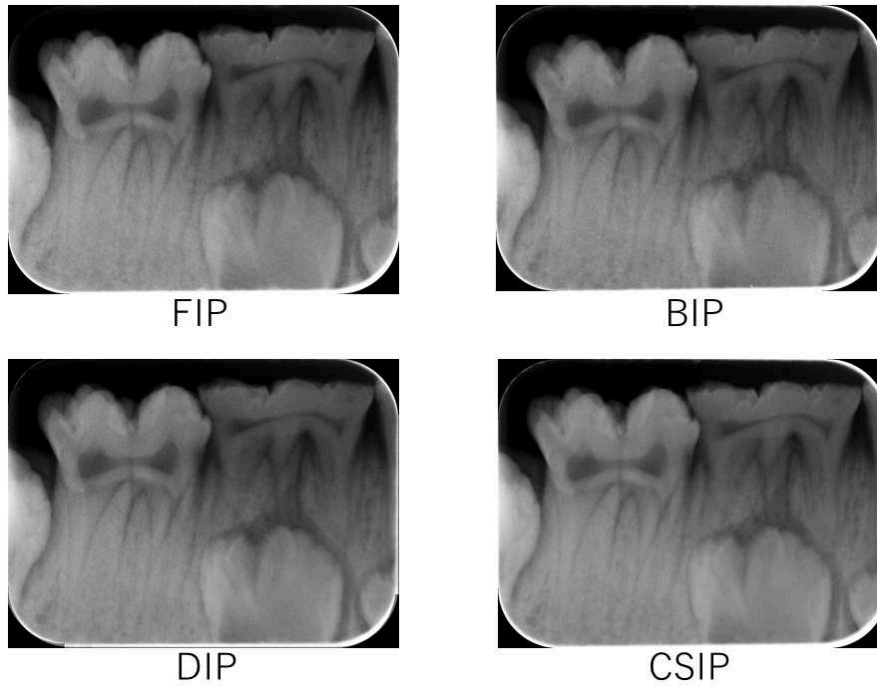


Fig. 7 Porcine mandible images used for subjective comparison of the FIP, BIP, DIP and CSIP

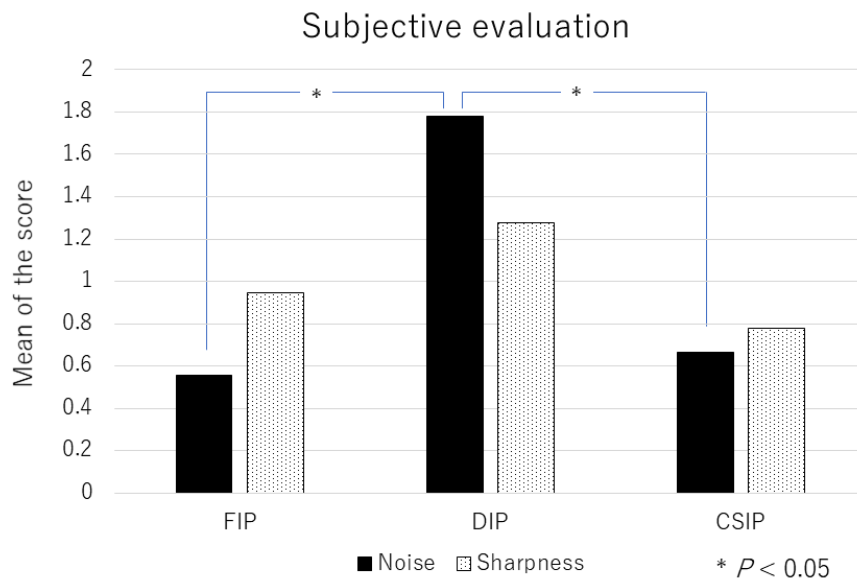


Fig. 8 Subjective evaluation of the noise and sharpness of the images
 No significant difference in image sharpness was observed, but the noise in the DIP images was significantly lower than that in the FIP and CSIP images.

Table 1 Instrumentation and experimental parameters

X-ray generator	Xspot-TS (Asahi Roentgen Co., Kyoto, Japan)
	Tube voltage 60 kV
	Tube current 6 mA
	Exposure time 0.1 or 0.2 s
	Focus–IP distance 40 cm
Imaging plate	YCR DT-1 (Standard type, Cross Field Co., Tokyo, Japan), Single or Dual
Scanner	Digora optime DXR-60 (SOREDEX, PaloDEx Group Oy, Tuusula, Finland)
Object	Rectangular wave chart (micro chart R-1W100, Huettnner Roentgenteste, Bayern, Germany), JIS Z4916-1997 Aluminum steps (1–12 mm) Phantom (porcine mandible embedded in acrylic resin)
Dose meter	X-ray Output Meter MSM-3*

* Provided by Prof. Izumi Ogura, Tokyo Metropolitan University

Table 2 Comparison of patient entrance dose (incident air kerma, IAK) with the diagnostic reference level (DRL) for a pediatric mandibular incisor

Exposure Time	IAK
0.2 s	0.66 mGy
0.1 s	0.33 mGy
DRL	0.7* mGy

IAK; incident air kerma

DRL; Diagnostic reference level

*DRL of pediatric mandibular incisors

http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRL2020_Engver.pdf