

論文の内容の要旨

氏名：渡 邊 憲一郎

博士の専攻分野の名称：博士（歯学）

論文題名：Dual imaging plate による高感度 X 線口内撮影法の基礎的評価

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) 方式がある。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画質評価を行った。また、ブタ下顎骨レ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 を再度裏層し、通常通り読み取りを行った。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、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 のタンダステン板で 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。

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。