

研究論文

コーンビームによる頭部単純撮影用 コンピュータ支援学習プログラムの開発

中世古 和真^{1)*}、梶原 宏則²⁾、渡邊 裕之³⁾、桑山 潤⁴⁾、
軽部 修平⁵⁾、新木 操¹⁾、橋本 雄幸⁶⁾、篠原 広行⁷⁾

¹⁾ 東邦大学医療センター大橋病院放射線部、²⁾ 国立病院機構東京医療センター放射線科、

³⁾ 昭和大学横浜市北部病院放射線部、⁴⁾ 日本医療科学大学保健医療学部、

⁵⁾ 順天堂大学医学部附属順天堂医院放射線部、⁶⁾ 横浜創英短期大学情報学科、

⁷⁾ 首都大学東京大学院人間健康科学研究科

1. はじめに

近年、頭部領域の検査にはCTやMRI、PETなどの3次元画像が精査の際に利用されている。一方、頭部単純撮影は頭部、顔面の骨評価、手術後患者の評価など、現在でも臨床現場では多く行われている。頭部単純撮影には、ほかの撮影と同様に、高い撮影技術が診療放射線技師に望まれる。撮影した画像から患者体位のずれを見分けるには、豊富な撮影経験と画像解剖に関する知識を要する。診療放射線技師、特に新人にとっては、患者体位と撮影した画像の関係を理解するための学習が求められる。

現在の頭部単純撮影で行われている学習方法は、3つの方法に分けられる。まず、書籍による学習、この方法では各撮影法に関する撮影部位や撮影条件に関することを学習することができる。次に、臨床現場で撮影された画像を用いた学習、この方法では書籍と比べてより多くの症例を学習することができ、また、再撮影が必要な場合についても画像を用いて学習できる。最後に、撮影を行う実習形式の学習、この方法ではファントムを撮影することで撮影条件によってどのように画像が変化するかを学習できる。上述のすべての方法を十分に行えばよいが、臨床現場および学校教育の場では環境を整えるための設備投資、また学習する一人一人が十分に撮影を行う作業時間の面から難しい。一方、インターネット

環境の普及やコンピュータの高速化に伴い、放射線技術・医学物理分野のe-ラーニング教材の開発が進められており、PallikarakisはX線画像の画質のシミュレータやMatlab (Mathworks, Massachusetts) ベースで医用画像処理教育を提供するOpen Distance Learning (ODL) を提唱している¹⁾。

本研究の目的である頭部単純撮影のコンピュータ支援学習プログラムに焦点を絞ると、これまでに丸山らやFantiらの報告がある^{2),3)}。丸山らが作成したプログラムはブッキー台に設置した頭部ファントムを写真に撮り、2本の基準線を抽出することでファントムの角度を設定し、パラレルビームの投影を用いたシミュレーション画像を出力した。丸山らの方法はファントムを使用した直接的な方法であるが、実際の単純撮影に用いられているコーンビームではなく、パラレルビームを使用していること、また、ファントムの回転のみによって単純撮影をシミュレーションしていることから、X線管の位置を設定できないという限界がある。Fantiらのプログラムは、X線管の位置を設定し、管電圧、管電流などの条件を入力することで、異なるエネルギーのX線を用い撮影すると画像がどのように変化するかをシミュレーションできる。X線エネルギースペクトルの選択、X線エネルギー40 keVと120 keVの頭部画像の違い、線量分布の可視化などを行える特徴が

* 東邦大学医療センター大橋病院放射線部 [〒153-8515 東京都目黒区大橋2-17-6] : Department of Radiology, Toho University Ohashi Medical Center, 2-17-6 Oohashi, Meguro-ku, Tokyo 153-8515, Japan

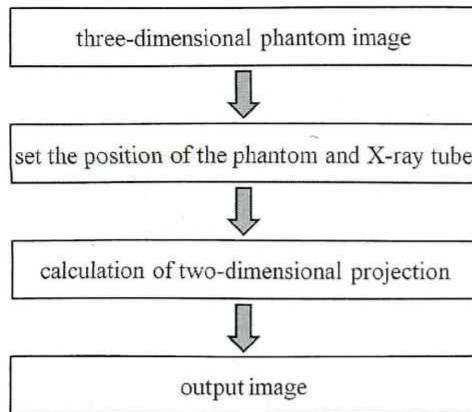


Fig. 1 Outline of computer assisted learning (CAL) program that simulates head radiography.

ある。しかし、Fantiらの方法は、ファントムの体位を一定としており、頭部撮影技術学習の支援を目的としたシミュレーションプログラムではない。

本研究では、それら先行研究と比較し、頭部単純撮影をより忠実にシミュレーションするために、X線管の角度、ファントムの体位、回転角度および位置を任意に設定し、コーンビーム⁴⁻⁷⁾を用いた頭部撮影を疑似体験できるコンピュータ支援学習プログラムを構築する。

2. 方法

2.1 使用機器および撮影条件

CT画像はPB型頭部ファントム（京都科学標本、京都）を、AquillionCX Edition（東芝メディカルシステムズ、東京）によって管電圧：120 kV、管電流：250 mA、撮影時間：1.0 sec、スライス厚：0.6 mmで撮影し得た。シミュレーション結果の比較として、ファントムを昇降フローティング撮影台SUD-100A（大林製作所、埼玉）、X線管UH-6FC-31E（日立メディコ、東京）、可動絞りZU-L3TY（日立メディコ、東京）を使用して撮影し、CRシステムCR-IR348CL（富士フィルム、東京）を用いてCR画像を得た。C言語開発環境にはCPU：Intel Core 2 Quad CPU Q8200、メモリ：4.00 GB、Microsoft Visual Studio C++ 2003を使用した。なお、本研究で作成したプログラムを使用する場合、メモリが1 GB以上の環境を必要とする。

2.2 コーンビームによる2次元投影の作成

プログラムのフローチャートをFig. 1に示す。ま

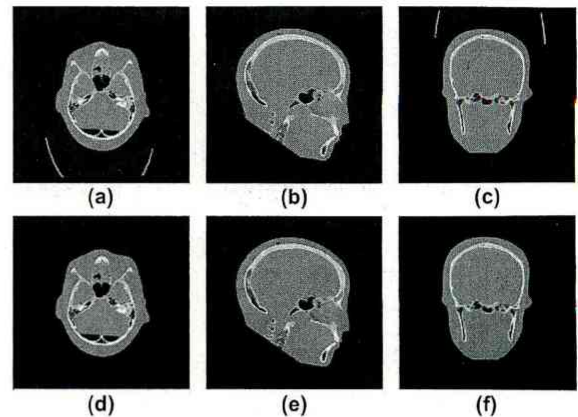


Fig. 2 Three cross sections for CT image of head phantom. (a) Transverse, (b) sagittal, (c) coronal, (d) transverse excluding bed, (e) sagittal excluding bed, (f) coronal excluding bed. The bottom row of cross sections corresponds to what is denoted as the phantom image elsewhere.

ず、頭部3次元画像を作成し、それをファントム画像とした。次に、頭部単純撮影で用いられるファントムの体位として腹臥位と背臥位、頭部の回転角度、移動量を設定した。最後に2次元投影を求め、シミュレーション画像を出力した。以下、プログラムの流れに従い、Fig. 1の各項目の詳細を記す。

2.2.1 ファントム画像の作成

頭部ファントムを画像サイズ：512×512 pixels、有効視野：307×307 mm、スライス厚：0.6 mmの条件でCT撮影した。得られたDICOMデータのうちバイナリデータのみを読み出し、z方向に重ねて3次元CT画像とした。この3次元CT画像に対して、ファントムと寝台を区別するため閾値による二値化処理を行った。続いてラベリングを用いてヒストグラムを作成し、ファントム領域と思われる画素値が最大であるラベル値のみを抽出した。こうして得た、寝台を除いたファントムのみからなる3次元CT画像を本研究ではファントム画像と呼ぶことにし、これから頭部撮影を模擬したコーンビーム投影を作成した。Fig. 2 (a)～(c)にCT画像、(d)～(f)にファントム画像のそれぞれについて横断面、矢状面、冠状面の3断面を示す。

2.2.2 X線管の位置、ファントムの体位設定

頭部単純撮影では、患者が臥位になる場合に、腹臥位または背臥位を選択する。また、撮影法により、X線管や頭部に角度をつけて撮影を行う。その際に

は患者を移動させなければ検出器に収まらないため、ブッキータを利用して患者を移動させる。本研究では、ファントムの体位設定のうち回転は、ファントム画像の3次元回転処理でシミュレーションした。回転処理には処理時間が短いことより双線形補間⁸⁾を用いた。一方、ファントムの移動をシミュレーションするには、ファントム画像を単純に平行移動処理すると、移動後の座標がファントム画像の画像サイズに収まる移動量しか移動できない。そこで、ファントム画像全体を関心領域 (Region of Interest: ROI) として、ROIを座標上で移動させた。そして、X線が通過した場合にROI内のどの位置を通過したかを求めることによって、それに対応したファントム画像中の画素値を抜き出した。

単純撮影の幾何学的配置をFig. 3に示す。ブッキータを使用した撮影では天板から検出器まで距離が離れており、本研究では天板から検出器までの距離を90 mmとした。また、頭部単純撮影を行う際に多く用いられる撮影距離として1000 mmが選択されるため、X線管から天板までの距離を910 mmとした。原点の位置を撮影台とし、検出器の位置は、原点からy方向に150 (=90/0.60) pixelsだけ離れた平面とした。ファントムの移動がない場合、ファントム画像のROI (512×512×512 pixels) の範囲を以下に示す。

$$\begin{cases} -256 \leq x \leq 255 \\ -511 \leq y \leq 0 \\ -255 \leq z \leq 256 \end{cases} \quad (1)$$

ファントムの移動をシミュレーションするために、ファントム画像と同じ画像サイズのROIを座標上で移動させる。ファントムの移動量を x, y, z 方向にそれぞれ x_m, y_m, z_m とすると、移動後のファントム画像のROIは以下になる。

$$\begin{cases} -256 + x_m \leq x \leq 255 + x_m \\ -511 + y_m \leq y \leq y_m \\ -255 + z_m \leq z \leq 256 + z_m \end{cases} \quad (2)$$

以上のROI中を進むX線の座標から x_m, y_m, z_m の値を引くことで、ROI中を進むX線がファントム画像中のどこの座標を進むか導出した。

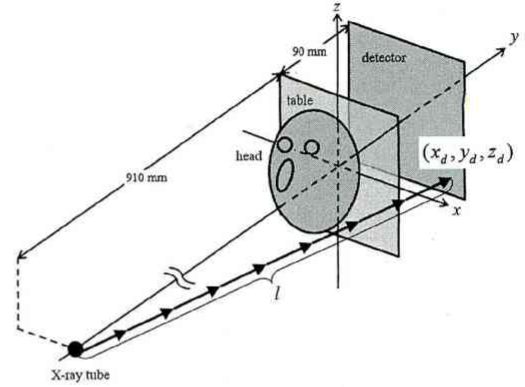


Fig. 3 Geometry simulating head radiography. Origin of the coordinate system is positioned at the center of the imaging table. The focal spot of the X-ray tube (x_s, y_s, z_s) and the center of the detector (x_d, y_d, z_d) are set along the y axis at -910 mm and 90 mm, respectively. Arrow "→" denotes unit vector along the projection line passing through the phantom image. Summation of unit vector is equal to the distance l between X-ray tube (x_s, y_s, z_s) and detector (x_d, y_d, z_d).

2.2.3 2次元投影の作成

ファントム画像に対して、コーンビームを用いて2次元投影を作成した⁹⁾。2次元投影はX線管から放出されたX線が検出器に検出されるまでに、通過する各画素の画素値とその画素を通過した距離の積の総和 (線積分) で求めた。X線管の座標を (x_s, y_s, z_s) 、検出器の座標を (x_d, y_d, z_d) とする。 (x_s, y_s, z_s) から (x_d, y_d, z_d) に向かうX線をFig. 3に示す。X線が各画素を通過する距離は、X線管と検出器の座標から求めた。X線管の座標 (x_s, y_s, z_s) から検出器の座標 (x_d, y_d, z_d) の距離 l は次式で示される。

$$l = \sqrt{(x_s - x_d)^2 + (y_s - y_d)^2 + (z_s - z_d)^2} \quad (3)$$

X線管から検出器に向かうX線を l 分割すると、Fig. 3で示される単位ベクトルの集まりとなり、X線が進む方向を示す単位ベクトル $(x_p, y_p, z_p)^t$ は次式で示される。ここで t は転置を表す。

$$x_p = \frac{(x_s - x_d)}{l}, y_p = \frac{(y_s - y_d)}{l}, z_p = \frac{(z_s - z_d)}{l} \quad (4)$$

次に、ある画素 $f(x, y, z)$ を通過する場合のX線の入射点と通過点を考える。X線が検出器までに通過する任意の i 番目の画素の入射点の座標を (x_i, y_i, z_i) 、

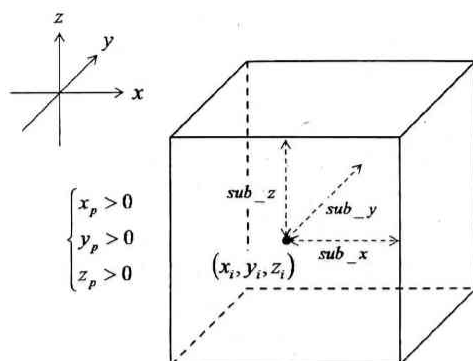


Fig. 4 Determination of the distance traveled by X-ray beam inside voxel. Here, (x_i, y_i, z_i) denotes the coordinates of the intersection of the X-ray beam with the front plane of the voxel, and sub_x is the distance of (x_i, y_i, z_i) to the yz plane, sub_y the distance to the xz plane, sub_z the distance to the xy plane. The distance traveled by the X-ray beam inside the voxel is assumed to be equal to the smallest value among sub_x , sub_y , and sub_z .

通過点の座標を $(x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1})$ とすると、X線がある画素を通過するには、Fig. 4のように、X線が進む方向から画素の境界となる x, y, z 方向の3つの平面のうち一つをX線が通過する。そこで、入射点からそれぞれの平面までの距離を sub_x, sub_y, sub_z とする。そして、得られた3つの距離をそれぞれ単位ベクトル (x_p, y_p, z_p) で割った値で比較し、最小値 \min を導出する。なお、 \min はX線が通過する距離を単位ベクトル当たりで示した数値であるため、画素内を通過した距離となる。入射点と通過点の座標からその距離と画素値 $f(x_i, y_i, z_i)$ の積 $f(x_i, y_i, z_i) \times \min$ を求め、これらの計算をX線がROIを通過し終えるまで繰り返し行っていくことで、2次元投影 $D(x, z)$ を得た。

$$D(x, z) = \sum_{i=0}^{i<I} \{f(x_i, y_i, z_i) \times \min\} \quad (5)$$

Fig. 4において通過点は次の画素の入射点となるので、式(5)の計算に必要な入射点の座標 (x_i, y_i, z_i) 、通過点の座標 $(x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1})$ の関係は次式で導出した。

$$\begin{cases} x_{i+1} = x_i + \min \times x_p \\ y_{i+1} = y_i + \min \times y_p \\ z_{i+1} = z_i + \min \times z_p \end{cases} \quad (6)$$

0	-0.5	0
-0.5	3	-0.5
0	-0.5	0

Fig. 5 Sharpening filter.

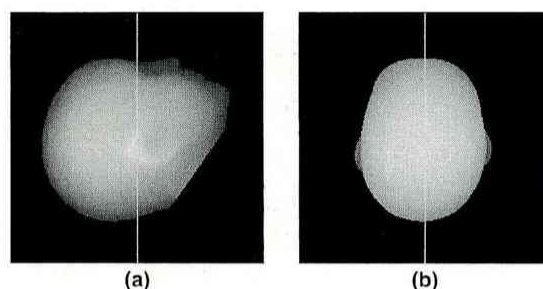


Fig. 6 Surface image of head phantom. (a) Lateral view, (b) vertex view

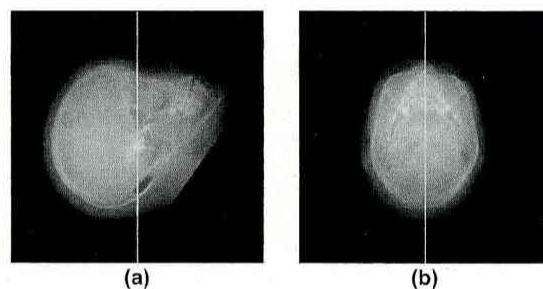


Fig. 7 Image of head phantom using parallel beam projection. (a) Lateral view, (b) vertex view.

投影画像の骨組織の形状をより明瞭にするため Fig. 5 に示す鮮鋭化フィルタによる処理を行った。ファントムの体位およびX線の入射点、通過点の確認のために Fig. 6 に示すファントムの表面画像を作成した。さらに、X線が通過する際に、中心線の頭蓋骨内の位置関係を確認するために Fig. 7 に示す平行ビームでの投影画像をそれぞれ側面と頭頂から作成した。なお、表面画像はファントム表面の座標より求め、平行ビームでの投影は側面、頭頂方向からの画素値と画素長との積の総和によって求めた。画像では、X線管から照射されるX線の中心線が検出器に検出されるまでに、ファントム中のどの

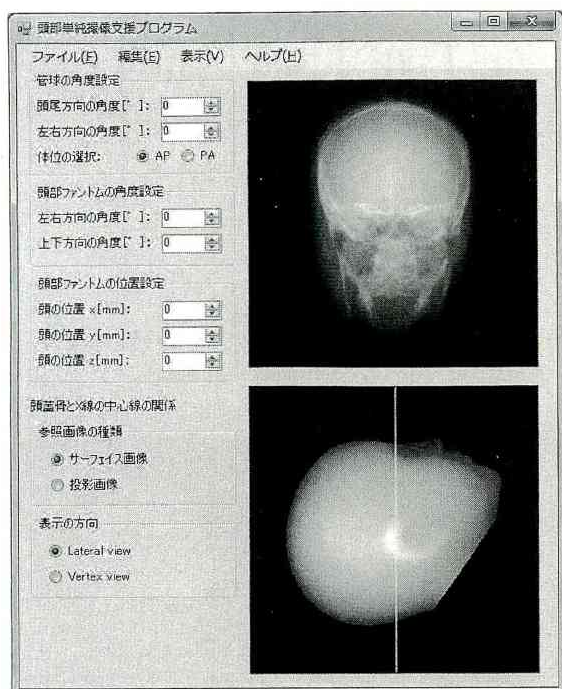


Fig. 8 Graphical user interface (GUI) of CAL program. X-ray tube alignment is varied by the angle of the cranio-caudal direction and of the horizontal direction. Head phantom view is selected as either anterior to posterior or posterior to anterior. The angle of the head phantom is varied by a horizontal and a vertical angle. The displacement of the head phantom from the standard position is set by choosing x, y, and z values.

座標を通過するかを実線で示す。

2.3 ユーザインターフェース

プログラムのユーザインターフェース (Graphical User Interface: GUI) を Fig. 8 に示す。ファイル (F) にはファントム画像の読み出し、シミュレーション画像に名前を付けバイナリ形式で保存する機能がある。編集 (E) には画像を表示するときの最大値、最小値の変更、コピー機能がある。表示 (V) では画像のグレー表示かカラー表示の選択、x 方向と y 方向のプロファイル表示の選択を行う。GUI では、X 線管の角度を頭尾、左右方向で設定する。次に、ファントムの体位を背臥位の場合を AP (Antero-Posterior)、腹臥位の場合を PA (Postero-Anterior) と選択する。ファントムの角度設定は左右方向の角度、上下方向の角度で行う。また、ファントムの位置は、x, y, z 方向にそれぞれ設定できる。プログラムで出力される画像は、2次元投影 (シミュレーション画像)、

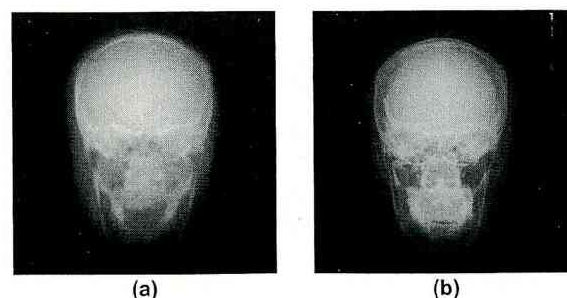


Fig. 9 Frontal view of head phantom with anterior to posterior view. (a) Simulation image, (b) CR image. Delta suture and postparietal bone are clearly visible in both the simulation image and the CR image.

ファントム表面と X 線の入射点と通過点を示した表面画像、頭蓋骨と X 線の中心線を示したパラレルビームでのシミュレーション画像である。シミュレーション画像はすべてバイナリ画像として保存し、Image J¹⁰⁾ など既存のフリーソフトウェアで画像を確認することができる。また、GUI 上に表示されるシミュレーション画像はコピー可能であり、文書作成、プレゼンテーション、表計算ソフトウェアなどのファイルに貼り付け、学習の記録として文章とともに保存することができる。

3. 結果

プログラムでは、頭部単純撮影をシミュレーションするために、以下の項目に対し GUI で値を設定し、シミュレーション画像を出力した。まず、X 線管の座標を決定するために、頭尾方向、左右方向の X 線管の角度、次に、ファントムの体位、頭部の回転角度、移動量を設定した。結果画像として、頭部正面撮影のシミュレーション画像とファントムを撮影した CR 画像を示す。頭部正面画像では、ファントムの体位を AP と PA にすることによって、鮮明に描出される部位が異なる。シミュレーション画像と CR 画像の AP 像を Fig. 9 に、PA 像を Fig. 10 に示す。AP 像では、デルタ縫合など後頭領域が鮮明に、PA 像では、顔面骨などが鮮明に描出される特徴が、シミュレーション画像、CR 画像で確認できる。

3.1 X 線管の回転およびファントムの移動が画像に与える影響

X 線管を回転させた場合に、X 線は検出器に斜入することから照射野の中心が通る領域が変化する。

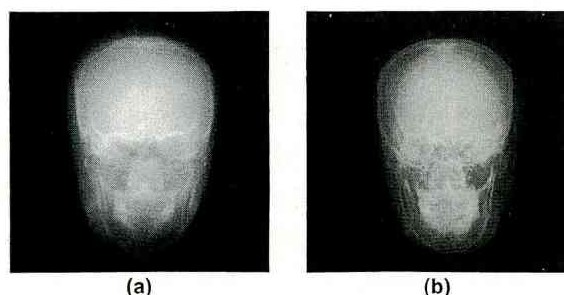


Fig. 10 Frontal view of head phantom from posterior to anterior. (a) Simulation image, (b) CR image. Facial bone is clearly visible for both the simulation image and the CR image.

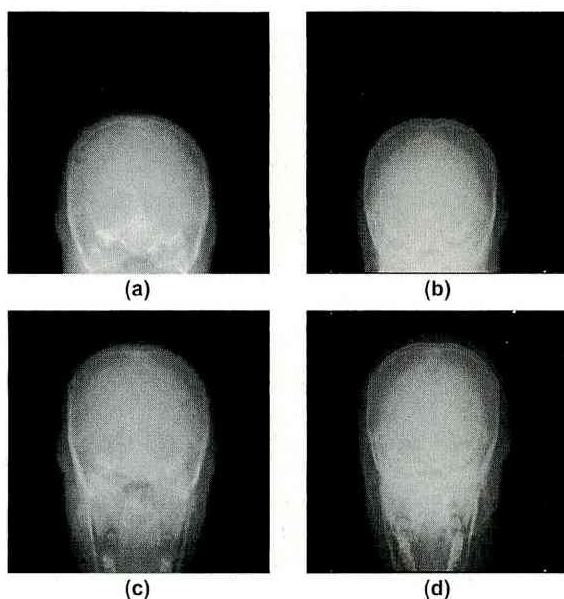


Fig. 11 Change in simulation image when X-ray tube is moved from the standard geometry. (a) Simulation image when X-ray tube is moved upward 30° from the xy plane according to Towne method, (b) CR image obtained in the same geometry as (a). (c) Simulation image when head phantom is moved upward 90 mm along z direction, (d) CR image obtained in the same geometry as (c).

それに伴い、頭部単純撮影ではブッキー台を利用してファントムを移動させる。照射野の変化を検討するために、ファントムの移動を行わずに、Towne法¹¹⁾に従ってX線管を回転させたシミュレーション画像とCR画像をFig. 11 (a), (b)に示す。X線管の回転のみとなり照射野が傾くため、ファントムの移動を行わない場合に、頭部領域が検出器から外れる。次に、ファントムをz方向に+90 mmだけ移動

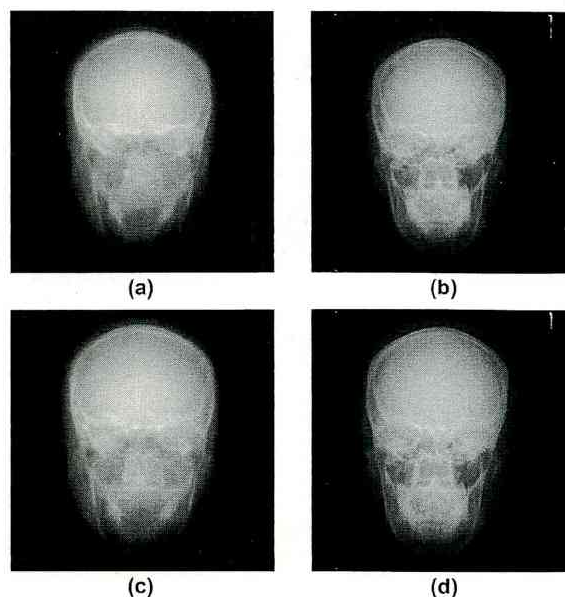


Fig. 12 Effect of varying the distance between the imaging plane and the detector. (a) Simulation image when the distance between imaging plane and detector is 90 mm, (b) CR image obtained in the same geometry as (a). (c) Simulation image when the distance between imaging plane and detector is 130 mm, (d) CR image obtained in the same geometry as (c). As expected, images are enlarged as the distance from imaging plane to detector is increased.

させたシミュレーション画像とCR画像をFig. 11 (c), (d)に示す。ファントムの移動を行うことで、X線管の回転に伴う照射野の変化に対応して観察したい部位を移動できていることが確認できる。このように、単純撮影で行ったファントムの移動に対してシミュレーションできている。

3.2 ファントムの移動に伴う拡大率の変化が画像に与える影響

単純撮影の画像では、X線管から頭部までの距離と頭部から検出器までの距離が変化すると、拡大率の変化から画像が拡大した画像となる。単純撮影を行う場合に、円背などの患者の状態によっては、頭部と撮影台の間にスポンジなどを用いて体位を固定する場合がある。また、手術後の患者の場合は以前の画像との比較から撮影条件を一定にさせる必要性がある。そこで、拡大率による画像の変化をシミュレーションできているかFig. 12の頭部正面像で確認した。通常のブッキー台の上にファントムを置いたシミュレーション画像を(a)、CR画像を(b)に示

す。そして、ブッキー台とファントムの間に40 mmのスポンジを置いたシミュレーション画像を(c)、CR画像を(d)に示す。Fig. 12 (c), (d)のAP画像で顔面骨がより拡大された画像となっていることが確認できる。

3.3 シミュレーション画像とCR画像の比較

シミュレーション画像が頭部単純撮影をどれほど再現できているかの評価として、CR画像 $f(x, z)$ とシミュレーション画像 $h(x, z)$ の相関係数 C を以下の式によって求めた。

$$C = \frac{\sum_{x=1}^N \sum_{z=1}^N \{ (f(x, z) - \overline{f(x, z)}) \times (h(x, z) - \overline{h(x, z)}) \}}{\sqrt{\sum_{x=1}^N \sum_{z=1}^N (f(x, z) - \overline{f(x, z)})^2} \times \sqrt{\sum_{x=1}^N \sum_{z=1}^N (h(x, z) - \overline{h(x, z)})^2}} \quad (7)$$

ここで $\overline{f(x, z)}$ は $f(x, z)$ の平均値、 $\overline{h(x, z)}$ は $h(x, z)$ の平均値、 N はシミュレーション画像の縦方向、横方向それぞれの画像サイズ (512 pixels) を示す。Fig. 9～12に使用した6種類の画像について相関係数を求めた結果、相関係数はそれぞれの場合で0.926～0.931とほぼ一定であった。シミュレーション画像とCR画像とでは解像特性が大きく異なることを考慮すると、プログラムはX線管の回転、ファントムの体位および位置をおおむね再現できていると判断する。

4. 考察

現在、診療放射線技師を養成する大学で使用されている書籍の図は、X線の入射角度を示したイラスト、画像、シェーマである。本研究ではX線が頭蓋骨内のどの部位を通過したかをX線の中心線で示した。Fig. 13にTowne法によるシミュレーションの1例を示す。書籍では、頭蓋骨の構造と中心線の関係はシェーマによって説明されることが多く、頭部単純撮影を行う際の視点で描かれている図はない。一方、開発したプログラムでは頭蓋骨内のどの

領域を中心線が通過しているかを画面や紙出力した図で確認できる。これらの図を書籍と組み合わせることで、撮影法と頭蓋骨の構造の関係について、頭部単純撮影を行う状況により関連付けて理解できる。また、プログラムはX線管の角度、ファントムの体位、位置を設定することができ、3次元ファントム画像からコーンビームを用いた2次元投影を構築することによって、頭部単純撮影の画像で見られる画像内の歪みをシミュレーションすることが確認できた。丸山らによるパラレルビームを使用した学習支援プログラムやFantiらによるファントムの体位を固定した学習支援プログラムと比較し、開発したプログラムは頭部単純撮影をより詳しく学習できる。今後、シミュレーション画像をCR画像により近づけるには、CR画像処理で行われる階調処理、マルチ周波数処理¹²⁾などの実装が必要である。

本研究では、オペレーティングシステムとしてWindows (XP, Vista, 7)、メモリ1 GB以上のコンピュータ環境で、C言語開発環境がなくても動作可能な実行形式のプログラムを開発した。プログラムは操作しやすいGUIを備えており、コンピュータに詳しくない人も容易に扱える。また、診療放射線技師が撮影の際に重視するX線が頭蓋骨内のどの部位を通過したかをX線の中心線で示すことの意義についても知ることができた。このように、プログラムを実際に活用した結果、プログラムは診療放射線技師資格を有する者にも理工系研究者にも役立つことを確認した。一方、本研究では、共同研究者が所属する医療機関の教育現場でプログラムを使用し、有効性の検証も目標にしたが、現時点では検証に至らず今後の課題としたい。

そのほか、今後、検討すべき課題と本研究の発展の可能性について以下にまとめる。本研究のプログラムは、Fantiらの方法で可能なX線エネルギースペクトルの選択、管電圧、管電流などの撮影条件の変更とそれに伴う画像の出力を備えていない。また、プログラムは鮮鋭化処理を行うことはできるが、Pallikarakisのe-ラーニング教材のような系統立てた医用画像処理を実現する環境にはなっていない。われわれは整数型、実数型、テキスト形式の画像データを取り扱える画像表示ソフトウェアDisplay、相互情報量による医用画像位置合わせソフトウェアFu-

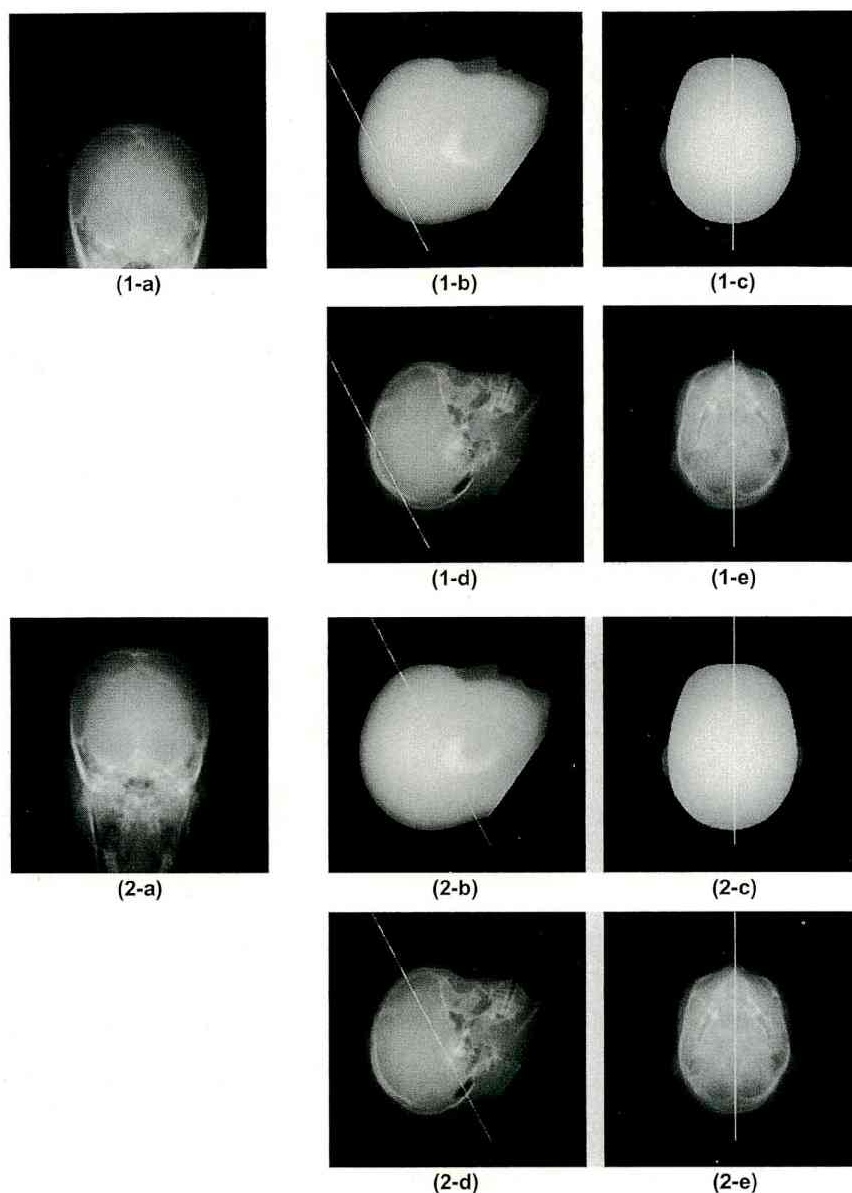


Fig. 13 Central line of X-ray beam on the skull image of the head phantom as generated by CAL program. The CAL program draws the central line of the X-ray beam on the surface image of head phantom, as is usually shown in a textbook for head radiography. Moreover, the CAL program also draws the center-line on the skull image.

sion Viewerを開発しており¹³⁾、DisplayはGUI操作で二値化、空間フィルタ、周波数空間フィルタ処理、画像再構成などさまざまな画像処理を行える。これら資産を開発したプログラムに移植することによって、本研究は撮影技術の学習プログラムに加え医用画像処理の学習プログラムにも発展できる可能性がある。また、コーンビーム投影を180度あるいは360度で収集すればコーンビームCTとなり、本研究はFeldkamp法によるコーンビーム3次元CTの画像再構成⁹⁾の学習プログラムにも発展できる。

5. まとめ

本研究では、頭部単純撮影のX線管の角度、ファントムの体位および位置をパラメータとする、2次元投影をシミュレーションするプログラムを開発した。プログラムは簡便な操作でパラメータを変えたときの頭部単純撮影のシミュレーション画像を繰り返し表示できるほか、文章作成ソフトウェアなどに貼り付け学習結果をファイルあるいは紙資料として記録できる特徴がある。相関係数および著者らの主観的な印象から、シミュレーション画像は頭部ファ

ントムのCR画像をおおむね再現できていると判断する。開発したプログラムは頭部単純撮影用コンピュータ支援学習プログラムとして有用と考えられる。

参考文献

- 1) Pallikarakis N: Development and evaluation of ODL course on Medical Image Processing. *Med. Eng. Phys.* 27: 549–554, 2005
- 2) 丸山敏則、山本秀樹: X線撮影におけるポジショニング技術習得支援システムの開発。日放技学誌 64: 25–34, 2008
- 3) Fanti V, Marzeddu R, Massazza G, et al.: A simulation tool to support teaching and learning the operation of X-ray imaging systems. *Med. Eng. Phys.* 27: 555–559, 2005
- 4) Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW: Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1: 612–619, 1984
- 5) Wang Ge, Lin T-H, Cheng P-C, et al.: A general cone-beam reconstruction algorithm. *IEEE Trans. Med. Imag.* 12: 486–496, 1993
- 6) Kak AC, Slaney M: Principles of Computerized Tomographic Imaging. IEEE Press. 99–110, 1998, New York, USA
- 7) Thorsten MB: Computed Tomography From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. 371–390, 2008, Springer, Germany
- 8) 橋本雄幸、篠原広行: C言語による画像再構成の基礎. 67–70, 2006, 医療科学社, 東京
- 9) 中世古和真、篠原広行、橋本雄幸、他: C言語による3次元フィルタ補正逆投影法のプログラム化に関する検討. 日放技学誌 65: 1309, 2009
- 10) NIH (National Institute of Health) <http://rsb.info.nih.gov/ij/index.html>
- 11) 鍵田政雄: 図説骨X線撮影法改訂第2版. 4–9, 1992, 金原出版, 東京
- 12) 志村一男: 理想のX線画像を目指して—マルチ周波数処理について. 日放技学誌 57: 796–802, 2001
- 13) 篠原広行、伊藤 猛、橋本雄幸: 医用画像位置合わせの基礎. 3–14, 372–378, 2011, 医療科学社, 東京

Development of Computer Assisted Learning Program Using Cone Beam Projection for Head Radiography

Kazuma NAKAZEKO^{1)*}, Hironori KAJIWARA²⁾, Hiroyuki WATANABE³⁾, Jun KUWAYAMA⁴⁾,
Shuhei KARUBE⁵⁾, Misao ARAKI¹⁾, Takeyuki HASHIMOTO⁵⁾ and Hiroyuki SHINOHARA⁶⁾

¹⁾ Department of Radiology, Toho University Ohashi Medical Center

²⁾ Department of Radiology, National Hospital Organization Tokyo Medical Center

³⁾ Department of Radiology, Showa University Northern Yokohama Hospital

⁴⁾ Faculty of Health Sciences, Nihon Institute of Medical Science

⁵⁾ Department of Radiology, Juntendo University Hospital

⁶⁾ Department of Information Processing, Yokohama Soei Junior College

⁷⁾ Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Keywords: image processing, cone beam, two-dimensional projection, education

Abstract

We present a computer assisted learning (CAL) program to simulate head radiography. The program provides cone beam projections of a target volume, simulating three-dimensional computed tomography (CT) of a head phantom. The generated image is $512 \times 512 \times 512$ pixels with each pixel 0.6 mm on a side. The imaging geometry, such as X-ray tube orientation and phantom orientation, can be varied. The graphical user interface (GUI) of the CAL program allows the study of the effects of varying the imaging geometry; each simulated projection image is shown quickly in an adjoining window. Simulated images with an assigned geometry were compared with the image obtained using the standard geometry in clinical use. The accuracy of the simulated image was verified through comparison with the image acquired using radiography of the head phantom, subsequently processed with a computed radiography system (CR image). Based on correlation coefficient analysis and visual assessment, it was concluded that the CAL program can satisfactorily simulate the CR image. Therefore, it should be useful for the training of head radiography.

Received March 12, 2012; revision accepted September 12, 2012