原 著

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

論文受付
2007年4月12日論文受理
2007年11月1日Code Nos. 131
522丸山敏則・山本秀樹¹⁾岡山大学医学部保健学科
1) 岡山大学教育学部

緒 言

近年コンピュータ技術の進歩に伴い、医療現場における撮影検査ではCR(computed radiography)などフィルムを使用しない機器の普及にはめざましいものがある。MDCT(multidetector computed tomography)やMRI(magnetic resonance imaging)などで得られた大量のスライス画像から検査部位の三次元像の構成、また三次元データから任意平面の断面再構成を行うMPR(multiplanar reformation)やMIP(maximum intensity projection)などの臨床応用は数多く行われている¹⁻³⁾。同様に、診療放射線技師養成機関の大学および短期大学の教育現場にもCRシステムなどの導入が進んでいる。しかしながらポジショニングを基にしたX線撮影は画像診断において最も基本となるもので、X線

撮影技術が種々の検査法の基礎であり中心的存在であることに変わりはない。診療放射線技師の業務の根幹であるX線撮影技術のスキルの習得は極めて重要であり、CRシステムなどが普及してきた現在でもフィルムを使用して撮影技術の実験・実習が行われている場合が多い。

X線写真は目的とする検査部位の三次元形態が二次元の平面に投影されたものである。検査部位のX線写真が診断に有用であるためには他の臓器や骨に邪魔されずに描出されたものでなければならない。診療放射線技師が被験者に対して行う整位すなわちポジショニングはX線撮影において重要であり、迅速かつ正確なポジショニングは被験者の負担軽減や被曝の低減に寄与できる。診療放射線技師を目指す学生は、ポジショニン

Study of Positioning Techniques for Radiography

Toshinori Maruyama, and Hideki Yamamoto¹⁾

Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School

1) Faculty of Education, Okayama University

Received Apr. 12, 2007; Revision accepted Nov. 1, 2007; Code Nos. 131, 522

Summary

A good positioning technique is of great importance in radiology in order to obtain accurate diagnostic information and reduce the patient's X-ray exposure. In positioning training, students place the phantom on the table under an X-ray tube, adjust the position of the phantom, and repeat the positioning practices until they can obtain fine diagnostic images. As X-ray films are usually used in radiography, the development of such films is necessary. In this kind of training practice, it takes a great deal of time to obtain the X-ray image at the phantom position. It is desirable for students to perform positioning accurately and to confirm the results of positioning within a short time. In this article, we propose a new positioning training method using digital image processing. First, we scan the skull phantom by CT(computed tomography) and obtain CT images. Next, we measure the positioning information of the phantom under the X-ray equipment by using scene analysis. Then, we develop a method that produces the plane image corresponding to the detected phantom position under the X-ray tube. It is expected that our method will be useful as a teaching device to help in the practice of the positioning techniques for various organs without X-ray exposure and, furthermore, in the development of X-ray films.

Key words: positioning technique, radiography, training system, image processing, computed tomography別刷資料請求先: 〒700-8558 岡山市鹿田町2-5-1
岡山大学医学部保健学科 丸山敏則 宛

グによって検査部位がどのように描出されるのかを理解し、正確にポジショニングを行う技術を習得しなければならない。現在の撮影技術教育における実習では、学生はテキストに従って一般撮影装置のX線管の下に人体模型であるファントムのポジショニングを行う⁴⁾。胸部の正面像や側面像などのX線撮影では単純に一方向だけを決めるポジショニングが行われるが、骨撮影や耳部を含む頭部などでは三次元的なポジショニングが行われる。撮影後フィルムを現像し、X線写真を確認する。そして適切な写真が得られるまで試行錯誤しながらファントムのポジショニングとX線撮影および現像を行っている。現状では限られた講義時間のなかで複数の学生が高度な技術を習得するのに、再撮影を繰り返すことによる現像時間やフィルムの消費等の問題点がある。ポジショニングとX線の投影方向を理解させ、ポジショニングされた結果を短時間で確認し、ポジショニング技術を効率よく学習する方法が求められる。

われわれは以前に、頭部視束管撮影においてファントムの基準線の角度を変えてポジショニングし、実際に撮影したX線フィルム写真をデータベースとして、ポジショニングされたファントムに対応したX線写真の表示を行う教材の開発について報告した^{5,6)}。しかしポジショニングされたファントムに完全に一致するX線写真の表示は極めて困難である。すなわち、ポジショニングされたファントムに近いX線写真の表示が可能であるとしてもファントムのポジショニングとそれに対応するX線写真の作成には多大の労力を必要とする。

本研究では、一般撮影装置のX線管の下でのファントムのポジショニング情報を検出、および検出されたポジジョンに対応するX線画像を作成するためにポジショニング風景の画像計測を基にした新しい方法を提案する。最初にファントムをCT(computed tomography)でスキャンしてCT画像を得る。次に一般撮影装置のX線管の下にポジショニングされたファントムの位置情報を検出するためにデジタルカメラでファントムを撮影し、画像処理により基準線の角度を計測する。CT画像からファントムのポジジョンに対応したX線画像を計算し表示する方法を開発する。ポジショニングに対応するX線画像の作成にあたっては、2種類の基準線を利用し、2方向から基準線とフィルムとの角度を調整しなければならない頭部視束管撮影を題材とした。

われわれが提案する手法はポジショニングされたファントムに対応したX線画像を画像処理によってディスプレイに表示することができ、フィルムの現像を必要としない撮影技術の実習を行うことができる。またCT画像から任意にポジショニングされたファントムに対応したX線画像を得ることができるため、データベースなどX線写真を用意しなくてもよい利点がある。

1. 使用機材および方法

1-1 使用機材

CT: 16列Lightspeed16, 再構成スライス厚0.625mm (GE Medical Systems社製)

X線撮影装置: HD-150B-40(X線管; CIRCUREX 0.8P38CS) (株式会社島津製作所製)

増感紙/フィルム: Konica X-GS /Konica Minolta SR-G (コニカミノルタMG株式会社製)

自動現像機: Kodak X-OMAT 5000RA

現像補充液: ICM-D1

定着補充液: ICM-F1

(以上、コダック株式会社製)

デジタルカメラ: Olympus 4040ZOOM(オリンパス株式会社製), 1/1.8型(インチ)CCD固体撮像素子, 総画素数413万画素

頭部ファントム: 市販のファントム(RSD sectional phantom RS-108Tに相当)

プログラム開発環境 OS: Windows XP, CPU: Intel Pentium M 1.73GHz, Memory: 896MB

開発言語: Microsoft Visual C++ 6.0, Microsoft Visual Basic 6.0

1-2 方法

1-2-1 撮影におけるポジショニング

本研究では頭部撮影においてポジショニングが難しいとされている視束管撮影に着目した。視束管撮影は、2方向から基準線とX線フィルムとの角度を調整しなければならず、わずかな角度の違いがX線写真では像の歪みとなり、ポジショニングが難しい撮影の一つである。1回で適切な写真を得ることは難しく、再撮影を繰り返すことが多い。視束管撮影においてはFig. 1に示したように人類学的基準線とX線フィルムとの角度 θ_1 が約78度、正中矢状線とX線フィルムとの角度 θ_2 が約55度になるようにポジショニングを行うと視束管の軸方向がX線フィルム面に対して垂直になり、視束管の軸方向の円形像が写し出される^{7,8)}。

1-2-2 デジタルカメラを用いた頭部ファントムからのポジショニング情報の検出

Fig. 2にX線管と頭部ファントムを示す。一般撮影装置のX線管の下に視束管を撮影するためのファントムのポジショニングが行われている。ポジショニングされたファントムの位置情報を検出するためにFig. 3に示すように、デジタルカメラで側面と頭頂を撮影し、画像処理により基準線の角度を計測する。基準線に目印となるテープを貼り、基準線が直線となっている部分の画像を関心領域(ROI)として切り出す。画像のヒストグラムより基準線に相当する画素値を抽出するための閾値を用いて二値化を行った後、細線化処理

Fig. 1 Positioning in radiography of the optic canal.
(a) Lateral view.
(b) Vertex view.

a | b

Fig. 2 X-ray tube and skull phantom.

Fig. 3 Anthropological baseline and median sagittal line.
(a) Anthropological baseline in lateral view.
(b) Median sagittal line in vertex view.

a | b

Fig. 4 Phantom and section images.

(a) Skull phantom and plane section.

(b) Transverse plane images obtained by CT.

a | b

をする．細線化処理は二値化画像に対して，太い輪郭線を外側から削っていき，1画素の太さにする処理である．連結した線分の濃度値が初めて0になる点A (x_A, y_A)，最後に0になる点B (x_B, y_B)をそれぞれ求める．この2点より式(1)により θ_1 を算出する．正中矢状線とフィルムとの角度計測も同様の画像処理で点C，点Dを求めた後，式(2)によって θ_2 を算出する．

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{y_B - y_A}{x_B - x_A} \right) \dots \dots \dots (1)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{y_C - y_D}{x_C - x_D} \right) \dots \dots \dots (2)$$

1-2-3 CT画像からの投影画像の作成

Fig. 4aに頭部ファントムとその横断面と矢状面を示す．ファントムをCT(再構成スライス厚0.625mm)で撮影し，Fig. 4bのような横断像を得る．得られる画像はDICOM規格の横断像(512×512pixels 表示視野；20cm×20cm)である．この横断像を，画像処理を効率よくするために1/2に縮小し，さらに8bit(0～255)のグレースケールビットマップ画像に変換する．

本研究では2つの基準面を調整するポジショニングを基にCT画像からX線画像を作成する．以下に画像処理の方法を詳細に述べる．

Fig. 5にCT画像からの矢状断像の作成過程を示す．横断面であるCT画像がFig. 5aのようにxyの二次元配列としてz方向にn枚ある．各横断像のy=iにおける画

素を抽出して上から順に配列する(Fig. 5b)．配列を画像化するとy=iにおける矢状断像が得られる(Fig. 5c)．この作業をy=0からy=n-1まで行くと枚の矢状断像が得られる．

Fig. 6に矢状断像から新しく横断像を作成する過程を示す．Fig. 6aはフィルムがファントムの右側に位置しているものとして，枚の矢状断像をポジショニングに合わせて，算出した人類学的基準面とフィルムとの角度が θ_1 になるように画像の中心を軸に回転させたものを示している．これらの矢状断像からz=kにおける画素をy=0からy=n-1まで抽出して配列する(Fig. 6b)．配列を画像化すると新しく横断像を得る(Fig. 6c)．この作業をz=0からn-1まで行うことによってn枚の新しい横断像を得る．

Fig. 7に新しい横断像からX線画像を作成する過程を示す．Fig. 7aはn枚の横断像を算出した正中矢状面とフィルムとの角度 θ_2 になるように画像の中心を軸に回転させたものを示している．Fig. 7bに示すようにz=kの横断像のすべての列において濃度値をy方向に対して合算し，rで割った平均値を算出する．平均値は次式によって計算される．

$$P_{j,k} = \frac{1}{r} \sum_{i=0}^{r-1} D_{i,j,k} \dots \dots \dots (3)$$

ここで $D_{i,j,k}$ はx=j，y=iおよびz=kにおける濃度値，rはy方向の行の数， $P_{j,k}$ はx=jおよびz=kにおける濃度の平均値である．x=0からx=m-1までの各列の平均値を算

Fig. 5 The process of producing a sagittal plane image from CT images.

(a) Transverse plane images.

(b) Same row extracted from each transverse plane images.

(c) Sagittal plane image.

a | b | c

Fig. 6 The process of producing a new transverse plane image from sagittal plane images.

(a) Sagittal plane images.

(b) Same line extracted from each sagittal plane image.

(c) New transverse plane image.

a | b
c

Fig. 7 The process of producing an X-ray image from rotated new transverse images.
 (a) Calculate the average gray level of each column in each transverse plane image.
 (b) Calculate the average gray level of each column.
 (c) X-ray plane image.

出する．この作業を $z=0$ から $n-1$ まで行い，濃度平均値の列を上から順に配列する．この配列を画像化することでFig. 7cに示すようなポジショニングに対応したファントムのX線画像を得ることができる．

2. 結果

Fig. 8に，人類学的基準面とフィルムとの角度が約75度，正中矢状面とフィルムとの角度が約55度になるようにポジショニングを行った時の画像と基準線の計測結果を示す．人類学的基準線の関心領域をFig. 8aに示すように決定した．関心領域の画像を8 bitsのグレースケールに変換した．適切な閾値を用いて二値化を行い，人類学的基準線の検出後，細線化処理を行い，人類学的基準線とX線フィルムとの角度を計測した．Fig. 8aの場合，AとBはそれぞれ(6, 0), (35, 91)

となり θ_1 の値は72.3度となった．同様の画像処理を用いて，正中矢状線とフィルムとの角度計測を行った結果はFig. 8bに示すようにCとDはそれぞれ(56, 16), (2, 29)となり θ_2 の値は54.6度となった．

Fig. 9aにCTから得られた横断像の一例を示す．本研究ではFig. 9bに示すように画像を512×512pixelsの大きさから1/2倍の256×256pixelsの大きさに縮小した後，関心領域をFig. 9bのように $n=360$ ， $m=360$ として切り出した．256×256pixelsの関心領域で画像の回転を行うと頭蓋の一部が画像領域からはみ出すことがある．情報の欠落を防ぐため背景領域を広げて関心領域を360×360pixelsとした．再構成スライス厚0.625mmで得られたスキャン画像720枚から画像処理を効率よく行うために1枚間隔で抜き出し $n=360$ 枚の画像を利用した．

Fig. 8 Results of measurement of the angle between the reference line and the film.

(a) Anthropological baseline.

(b) Median sagittal line.

a | b

Fig. 9 Transverse image from CT.

(a) Transverse plane image.

(b) Scaled-down image and ROI.

a | b

Fig. 10aに横断像から作成した矢状断像の一例を示す．z方向の解像度がxy方向の解像度と等しくなるようにz方向に画像を縮小した．これらの矢状断像を人類学的基準線とフィルムとの角度が計測した角度 θ_1 になるように回転させた．Fig. 10bに回転させた矢状断像を示した．回転後の矢状断像から同じ行を抽出し，Fig. 10cに示すように新たな横断像を得た．新たな横断像を撮影体位に合わせて，正中矢状線とフィルムが計測した角度 θ_2 になるように回転させた．Fig. 10 dに回転させた新たな横断像を示した．回転後の横断像の

各列の濃度平均値を算出し，算出した濃度平均値の配列を画像化してFig. 11に示すようなX線画像を得た．

Fig. 12に，Fig. 11のROIの部分の濃度ヒストグラムを伸張しコントラストを強調した画像を示した．またFig. 13は，Fig. 8に示したポジショニングで実際にX線撮影して得られた視束管のフィルム画像をデジタルカメラで撮影したものである．コントラストを強調することによって得られたFig. 12のX線画像は，目視によって視束管を観察できたため実際のX線フィルム写真であるFig. 13とほぼ同等の結果が得られているこ

Fig. 10 Produced plane images and rotated plane images.

(a) Sagittal plane images.

(b) Rotated sagittal plane images.

(c) New transverse plane images.

(d) Rotated new transverse plane images.

a | b | c | d

Fig. 11 Plane image.

Fig. 12 Enhanced plane image.

とが明らかとなった。

Fig. 14にポジショニングとそれに対応したX線画像の一例を提示した。横方向からみた人類学基準線とフィルムとの角度と頭頂側からみた正中矢状線とフィルム面との角度を入力すると、X線画像が表示される。

3. 考 察

ポジショニングされたファントムの側面からみた人類学的基準線とフィルムの角度、および頭頂からみた正中矢状線とフィルムとのそれぞれの角度を検出し、

その角度に対応させるために矢状断像および横断像に回転処理を施すことによってさまざまな体位のX線画像を得ることができた。そして一般撮影装置のX線管の下でポジショニングしたファントムに対応したX線画像を表示する方法を開発した。

解像度は、CT画像から作成したFig. 12では0.78mm/pixel、X線フィルム写真をデジタル化したFig. 13では0.38mm/pixelとなった。CT画像から作成した画像の解像度は劣ってはいるものの視束管は明瞭に観察できる。作成画像の解像度については、市販のパーソナルコンピュータは処理速度が向上したうえ安価になっ

Fig. 13 X-ray film image of the phantom exposed to the position shown in Fig. 8.

ているため、高分解能でスキャンされたCT画像を多量に処理し、より高画質の画像を作成することが可能であると思われる。

本研究でポジショニングの位置情報として検出した基準線とフィルムとの角度は部位の解剖学的な三次元構造を基にしたものである。このように撮影部位に対するポジショニングとX線の投影方向との関係を理解することで、ポジショニングの違いにおけるX線画像の差を学ぶことが容易となる。またこれらの関係を基に特定のスライスに着目して解剖学的に対象部位を描出することも可能と考える。すなわち本手法はポジショニングやX線の投影方向の理論と技術を明確に教示し、さらには新たな撮影技術の開発にも役立つシステムになると思われる。

ポリウムデータを用いて任意平面の断面再構成を行うMPRやMIPなどの臨床応用は数多く行われており、さらにはCVR(computed volume radiography)という考え方により、自由な画像の作成が可能となっている⁹⁾。本研究の視束管のように骨が重なりあっているなかの空洞部分の描出には、MIPにおいて行われている頭蓋骨のグレーレベルの最大値による投影では骨しか描出されないコントラストの極めて低い画像となる。そこで視束管の描出には投影方向のグレーレベルの平均値を平行投影する方法を用い二次元画像を作成した。そしてこの画像に対してコントラスト強調を行うことによりX線フィルム画像とほぼ同等の二次元画像を作成することができた。目的部位に応じて投影するグレーレベルを考慮することでよりX線フィルム画像の画質に近い画像が得られると考えられる。また、われわれが提案する手法はポジショニングされたファントムに対応したX線画像を画像処理によってディス

Fig. 14 Position of the skull phantom and its plane image.

プレイに表示することができ、現有の装置でフィルムの現像を必要としない撮影技術の実習を行うことができると考える。

本研究では、X線束が平行光線としてフィルムに対して垂直に入射することを前提に、フィルム面に対する基準線の角度を合わせる回転処理を利用して画像を作成した。実際にはX線焦点から円錐状に放射されるため中心線以外はX線束がフィルムに対して斜方向に入射してくる。しかしながら本研究で作成したX線画像での検査部位は実際に撮影したX線フィルム写真と同等に観察できるので、実習におけるポジショニング学習のためのX線画像としては十分であると考えられる。

今後の課題としては一連の画像処理を高速化および自動化することである。またX線管球の焦点位置に視点を設定した透視変換のアルゴリズムを検討することである。

4. 結 語

本研究では、診療放射線技術教育におけるポジショニング技術習得のための画像処理技術を利用した方法を提案した。ファントムのポジショニングにおける位置情報を基準面の角度計測により検出し、ポジショニングに対応するX線画像をあらかじめ計測してある頭部CT画像から計算により求める手法を確立した。そして一般撮影装置のX線管の下にポジショニングされたファントムに対応したX線画像を表示する方法を開発した。本研究で提案したCT画像のポリウムデータからX線画像を作成するわれわれの方法は、人体全体における検査部位に対するポジショニング技術習得に広く応用できるものと考えられる。

参考文献

- 1) 片田和廣, 佐々木真理: MDCT徹底攻略マニュアル 7 画像処理. pp.48-55, メジカルビュー社, 東京, (2005).
- 2) 日本放射線技術学会 監修 辻岡勝美, 花井耕造: 第8章 3次元画像 放射線技術学シリーズCT撮影技術学. pp.254-270, オーム社, 東京, (2005).
- 3) 日本放射線技術学会 監修 笠井俊文, 笠井 司: 第2章 MR撮影技術の原理 放射線技術学シリーズMR撮影技術学. pp.76-89, オーム社, 東京, (2001).
- 4) <http://www.okayama-u.ac.jp/user/fhs/fhs/student/syllabus/index.htm> 岡山大学シラバス.
- 5) 丸山敏則, 山本秀樹: 頭部X線撮影のためのポジショニング技術. 医用画像研究会 電子情報通信学会技術研究報告, 105(386), 23-26, (2005).
- 6) Maruyama T, Yamamoto H: Study of positioning techniques for skull radiography. Proceedings of the IEEE Instrumentation and measurement technology conference, 277-281, (2006).
- 7) 立入 弘, 山下一也, 速水昭宗: 診療放射線技術 上巻 第3章X線診断 V X線撮影. pp.205-206, 南江堂, 東京, (1993).
- 8) 江副正輔, 田島聖正, 森山有相: 診療放射線技術選書X線撮影技術学 改訂第3版. pp.134-135, 南山堂, 東京, (1992).
- 9) 辻岡勝美: X線CT装置の機器工学(7)- 三次元表示 -. 日放技学誌, 58(8), 1023-1028, (2002).

図表の説明

- Fig. 1 視束管の撮影体位
(a)側面, (b)頭頂
- Fig. 2 X線管と頭部ファントム
- Fig. 3 人類学的基準線と正中矢状線
(a)人類学的基準線, (b)正中矢状線
- Fig. 4 ファントムと断面像
(a)ファントムと切断面, (b)CTによる横断像
- Fig. 5 CT画像からの矢状断像の作成過程
(a)横断面, (b)横断像からの行抽出, (c)矢状断像
- Fig. 6 矢状断像からの新しい横断像の作成過程
(a)矢状断像, (b)矢状断像からの行抽出, (c)新しい横断像図
- Fig. 7 回転させた新しい横断像からのX線画像の作成過程
(a)横断像における各列の平均濃度の計算
(b)各列の平均濃度の計算
(c)X線平面画像
- Fig. 8 基準線の角度計測結果
(a)人類学的基準線, (b)正中矢状線
- Fig. 9 CTからの横断像
(a)横断像, (b)縮小した画像と関心領域
- Fig. 10 作成された平面画像と回転した平面画像
(a)矢状断像
(b)回転させた矢状断像
(c)新しい横断像
(d)回転させた新しい横断像
- Fig. 11 X線画像
- Fig. 12 コントラストを強調したX線画像
- Fig. 13 Fig. 8に示した位置で撮影されたファントムのX線フィルム画像
- Fig. 14 頭部ファントムのポジショニングと作成したX線画像