原 著

デジタルX線テレビによるデジタル同時多層断層の試み

池田 秀・高橋正男・津田政行

東海大学病院放射線技術科

論文受付
2000年8月17日論文受理
2001年2月19日Code Nos. 253
532

緒 言

断層撮影は、目的とする断層面以外を幾何学的にボカすことで、目的断層面を前額面、矢状面で鮮鋭に観察でき臨床上有用である。通常、断層撮影は、1回の撮影で1断層面が得られる。今回デジタル断層撮影の機構を利用して、1回の撮影で任意かつ複数断層面の再構成を試みた。

本法による断層撮影は、1回の撮影で複数の断層画像が得られるため、被検者負担を最小限に抑え高精度

で診断情報が多い断層画像が得られる。螺旋状CTと比べても被曝線量は格段に少なく、検査時間も短い。

なお、本法の基礎原理はいくつか報告¹⁻⁷⁾があるが、受光面の歪補正は行われていない。本法では、受光面の歪補正を行い正確な平面断層画像の再構成を試みた。

本法の特徴は、キャリブレーションファントムを用いたことである。このキャリブレーションファントムにより、デジタルX線テレビに断層機構がなくて

Study of Digital Simultaneous Multi-plane Tomography Using Digital X-ray TV

SHU IKEDA, MASAO TAKAHASHI and MASAYUKI TSUDA

Department of Radiological Technology, Tokai University Hospital

Received Aug. 17, 2000; Revision accepted Feb. 19, 2001; Code Nos. 253, 532

Summary

The use of digital simultaneous multi-plane tomography with digital x-ray TV provided highly precise and informative tomograms with minimal burden on the patient. Compared with helical CT, the method offered a much lower exposure dose and shorter examination time. In this method, first the projection data were collected, and then the tomograms were reconstructed. Arbitrary planes of the tomogram were, therefore, obtainable from single-acquisition data. Multiple tomograms without gaps between each plane were also obtained from the projection data. During reconstruction of the tomogram, the various causes of image distortion were corrected using data obtained with the specially designed calibration phantom. Images of hip joint, mandible, and larynx have been obtained so far, and images were of high quality. Exposure dose to the patients was less than that of conventional analog tomography. Various images were obtainable with image processing. For example, a curved surface image could be reconstructed for fitting to the curvature of the mandible. The reconstructed tomograms were able to be displayed in various forms, including maximum intensity projection.

Key words: Digital radiography, Digital x-ray television (TV), Digital tomography, Tomography

別刷資料請求先: 〒259-1193 神奈川県伊勢原市望星台
東海大学病院 放射線技術科 池田 秀 宛

Fig. 1 Schematic diagram of the method.

も、X線管を傾けながら画像収集することにより断層画像が再構成できる。

本報告は、断層画像の再構成、本法の問題点の検討、臨床画像の撮影と処理について記した。

1. 使用機器

デジタルX線テレビ : Philips社製
DIAGNOST97
画像処理装置(パソコン) : GATEWAY2000
プログラム言語 : Visual Basic6.0

2. 理論

断層撮影は、Fig. 1に示すように、断層面上(Slice A)の信号は、すべてのX線管角度で投影面の同一座標に示される。これに対し、断層面以外(Slice B, C)の信号は、X線管角度ごとに投影面の座標が移動し幾何学的にボカされる。その結果、Slice Aの断層像が得られる。

本法は、X線管角度ごとに投影画像を収集する。任意の水平面における各投影画像の座標移動量を差し引き、すべての投影画像を加算することで任意の断層面の再構成が可能となる。これを、Fig. 1を用いて説明する。例にSlice Bを再構成する。X線管位置1では信号が座標Rに投影されるため、信号をRからQに移動させる。X線管位置2では座標Qに投影されるため、そのまま。X線管位置3では座標Pに投影されるため、PからQに移動させる。この座標の移動をすべての投影画像で行い、投影画像の加算をすることで、Slice Bの断層画像の再構成が可能となる。今回この再構成

Fig. 2 Phantom measurements for distortion of tomography plane. Points are lead balls of 1 mm in diameter. Lead balls were arranged in the flat board.

は、すべてパソコンによる自作プログラムで行った。

画像収集において、通常の断層撮影と本法の違いは、本法では投影画像を連続的に収集する点である。

3. 方法

3-1 断層画像の再構成

3-1-1 断層面の歪みの確認

このデジタルX線テレビの断層面の歪みを確認するため、Fig. 2に示すファントムを通常の断層撮影法で撮影した。ファントムFig. 2の信号は、同一平面上に配置してある。これを断層面に合わせた。また、追加実験として、このX線テレビ装置の受光面上にフィルムを置き、ファントムFig. 2を断層面に合わせ断層撮影を行った。

これにより得られた画像を目視により断層面の歪みを確認を行った。

3-1-2 断層面の歪みの補正

ファントムFig. 2を本法により投影画像を収集し、投影画像の座標移動を行い歪補正した再構成画像を作成した。座標移動量は、理論に示す通り正面画像と各投影画像の信号座標の差である。この移動量は、投影画像信号を2値化し正確に求めた。また、信号以外の座標は、信号座標の移動量を内外挿することにより求めた。

投影画像収集条件は、X線管振り角が体軸方向(Y軸)に $-40^{\circ} \sim 40^{\circ}$ 、合計枚数80枚、I.I.サイズ12インチ、マトリクスサイズ512×512である。マトリクスサイズの決定理由は、このX線テレビ装置において透視画像の連続収集モードが、512×512以外不可能であるためである。今回の本法は、すべてこの収集条件で行った。

Fig. 3 Schematic diagram of the calibration phantom.
Points are lead balls of 1 mm in diameter.
The phantom is made of styrol foam. The distortion formula of the detector and the Z-axis formula are measured using the phantom.

3-1-3 キャリブレーションファントムの作成と座標移動量の算出および精度確認

Fig. 3にキャリブレーションファントムを示す。信号は直径1mmの鉛玉で、発砲スチロール内に配置してある。これは、断層面の歪みと被写体の深さ(Z軸)方向の違いによる座標移動量を同時に求めることができる。幾何学的断層面にFig.2と同様に信号を配置し、深さ方向補正のための信号は、最下段を18mmで、他を深さ20mmごとに5点ずつ信号を配置した。この信号の配置は、すべての投影画像で信号が重ならないように注意する必要がある。また、最下段を18mmにした理由は、幾何学的断層面をテーブルから58mmにしなければ投影画像を収集できないX線テレビ装置固有の制限があるためである。

深さ方向の補正精度は、キャリブレーションファントムを任意の深さで再構成し観察することで確認した。

3-1-4 本法と通常の断層撮影の精度確認

直径1mmの銅線で作成した“A”と“B”の文字を撮影した。“A”を幾何学的断層面に、それより20mm下方に“B”を配置した。これを通常断層で、“A”と“B”におのおの断層面を合わせ撮影した。また、本法により投影画像を収集し、各“A”と“B”面を再構成し、この画像を比較した。

3-2 本法の問題点の検討

3-2-1 被写体の深さ方向の違いによるfield of view (FOV)の差

信号のない空間の投影画像を収集し、幾何学的断層面から深さ方向に-58, -30, 0, 30, 60, 90mm間隔で再構成しFOVを検討した。

3-2-2 被写体の深さ方向の違いによるmodulation transfer function(MTF)の差

本法による再構成ではなく、正面画像で深さ方向違いにおけるMTFの差を確認した。方法は、0.01mmのスリットにより、テーブル面とそれより200mm上方の位置のプリサンプリングMTFを測定した。マトリクスサイズは512×512で、実効焦点は0.4mmである。

3-2-3 被写体の深さ方向の違いによる拡大率の差

拡大率は、X線管焦点-検出器受光面間距離とX線管焦点-断層面間距離から計算により求めた。断層面はテーブルより0, 50, 100, 150mmと仮定した。X線管焦点-検出器受光面距離は1,100mm, X線管-テーブル面距離は1,025mmであった。

また、実際の拡大率の補正を行うため、ファントムFig.2をテーブルより0, 50, 100, 150mmの高さでおのおの撮影し、拡大率による信号移動量を求めた。基準はテーブル面より0mmの画像とし、X, Y, Z方向すべてを内外挿により求め、これを拡大率補正データとした。このデータの精度は、テーブル面より50,

Fig. 4 Tomogram of the phantom in Figure 2.
(a) Tomogram of the phantom in Figure 2.
(b) Zoom image of one signal.

Fig. 5 Reconstructed image after correction with the distortion formula of the detector obtained with the phantom in Figure 2.

100, 150mmのファントム画像を実際に拡大率補正したテーブル面より0mmの画像と信号座標を比較した。

3-2-4 X線管振り角速度と深さの関係

キャリブレーションファントムの投影画像を目視による検討を行った。投影画像は、X線管移動中の振り角 0° である。

3-3 臨床画像の撮影と処理

X線テレビ装置既存の断層と本法で股関節撮影を行い比較した。本法により、下顎骨、喉頭を10mm間隔で再構成を行った。また、1mm再構成も行い下顎骨面に合せた曲面再構成や喉頭のmaximum intensity projection (MIP) 画像の作成も行った。

撮影条件は、股関節69kV, 1.6mA, 5s, 下顎骨63kV, 1.2mA, 5s, 喉頭60kV, 1.0mA, 5sである。

4. 結果および考察

4-1 断層画像の再構成

4-1-1 断層面の歪みの確認

追加実験として行ったフィルムによる断層撮影では、すべての信号が鮮鋭であったため断層軌道に問題はないことが分かる。

Fig. 2のファントムの撮影結果をFig. 4に示す。Fig. 4aより、中心の信号以外がY軸方向に伸びて表示されていた。また、任意の1信号を拡大したFig. 4bにより、X軸方向にも座標移動があるため、三日月状に表示されていることが確認できた。これにより、受光面がX, Y軸の両方向に湾曲していることが分かる。

断層撮影において、受光面の歪みを問題としている報告^{3,5)}はあるが、われわれはこれを補正した。

4-1-2 断層面の歪みの補正

上記の結果より、断層面の歪補正は、X, Y軸の両方向の座標移動補正が必要であった。この座標移動補正再構成した結果、Fig. 5に示すようにすべての信号が鮮鋭に表示された。この結果が示すように正確に内外挿補正ができたのは、中心よりX, Y軸とも対称で滑らかな曲面であったためである。

断層撮影とは関係なく、正面画像での受光面の歪み補正は過去に報告⁸⁾があるが、今回は断層撮影であるため、X線が斜入した場合の受光面の歪みの影響を補正する必要があった。

4-1-3 キャリブレーションファントムの作成と座標移動量の算出

断層面の歪みは、Fig. 5から補正可能であることが分かる。ここでは、Fig. 6を例に各被写体深さ方向に対する座標移動を示す。Fig. 6はX線管振り角度 20° のときである。このような関数は、投影画像ごとに存在する。また、各被写体深さ方向に対する座標移動を測る信号を、各深さに5点ずつ配置したのは、測定誤差を軽減するためであるが、すべての高さおよび投影画像に対し ± 1 ピクセル以下であった(1pixel=0.6mm)。深さ方向の補正精度確認のため、Fig. 7aに幾何学的断層面より40mm下方、Fig. 7bに40mm上方の再構成画像を示す。信号は2画像とも鮮鋭であった。

断層面の歪み補正同様、Fig. 6, Fig. 7から、深さ方向の内外挿も精度が良かったため、キャリブレーションファントムの信号配置は適性であると判断した。仮に内外挿の精度に問題があれば信号配置をより密にする必要がある。

これまでの報告^{1~7)}では深さ方向の補正データを計算により求めているが、本報告は受光面の歪み、および

Fig. 6 Signal shift values of the Z-axis at a 20-degree angle of the x-ray source.

被写体の深さ方向の補正データを同時にキャリブレーションファントムにより測定する。このため、本法は任意のデジタルX線テレビで可能である。

4-1-4 本法と通常の断層撮影の精度確認

通常断層で“A”に断層面を合せたFig. 8aと“B”に断層面を合せたFig. 8bでは、視野中央付近は鮮鋭であるが、視野中央から離れるほど鮮鋭さが失われた。これに対し、本法による“A”面の再構成Fig. 8cと“B”面の再構成Fig. 8dは、視野全体が鮮鋭であった。これにより本法は、断層面の歪みを補正し、任意の面の再構成が可能であることが画像上で理解できる。また、目的面以外も理論通りボカされているため、本法が現実的である最終確認となった。

4-2 本法の問題点の検討

4-2-1 被写体の深さ方向の違いによるFOVの差

各被写体深さ別のFOVをFig. 9に示す。Fig. 9に示す数値は、幾何学的断層面からの距離である。被写体深さごとにFOVの大きさ、形状とも変化し、特に幾何学的断層面より、上方に離れるほど、Y軸方向に狭くなった。これは、Fig. 1のSliceCの信号で表すように、X線管が大きく傾くと投影画像外になるためであり、幾何学的断層面より上方に離れるほど、この投影画像外になる枚数が増すためである。

これに対し下方は、この程度が少なかったのは、受

Fig. 7 Reconstruction image of the arbitrary Z-axis point obtained by using the calibration phantom.

- (a) Reconstruction image 40 mm below the geometric plane of tomography.
- (b) Reconstruction image 40 mm above the geometric plane of tomography.

Fig. 8 Comparison of the results of this method with those of conventional tomography.

- (a), (b) Conventional tomography.
- (a) Tomogram at the plane of “A”.
- (b) Tomogram at the plane of “B”.
- (c), (d) Images obtained with this method.
- (a) Z-axis point of reconstruction at the plane of “A”.
- (b) Z-axis point of reconstruction at the plane of “B”.

光面が凸状になっているためである。

4-2-2 被写体の深さ方向の違いによるMTFの差

テーブル面のMTFと、これより200mm上方でのMTFをFig. 10に示す。この結果、二つに違いは生じるが非常に小さい。

本法によるMTFは、再構成することにより生じるボ

Fig. 9 Difference in FOV according to different depths of Z-axis points.

Fig. 10 MTF according to different Z-axis points.

Table Differences in zoom rate according to Z-axis points.

Distance from the table (mm)	Zoom rate	Relative values of zoom rate
0	1.073	0.902
50	1.128	0.949
100	1.189	1.000
150	1.257	1.057
200	1.333	1.121

ケ関数が深さに関係なく同等に掛かるため、さらに差が小さくなる。このため今回のシステムでは、被写体の深さ方向の違いによるMTFの差は問題にならない。

4-2-3 被写体の深さ方向の違いによる拡大率の差

Table 1 に拡大率とその相対値を示す。相対値はテーブル面を1とした。この相対値から、100mm上方で約10%拡大率が変わるため少くない。拡大率補正データの精度は、50, 100, 150mmの信号すべてテーブル面の信号と一致した。

そこで後に述べる、連続再構成画像をボリュームデータとして画像処理する場合を考え、拡大率の差を補正した。

4-2-4 X線管振り角速度と深さの関係

キャリブレーションファントムを撮影した、任意の1投影画像をFig. 11に示す。Fig. 11の①は、幾何学的断層面より140mm上に配置した信号の列、②は幾何学的断層面より120mm上に配置した信号の列を示す。この2列の信号とも、X線管の動きによる明らかなボケが現れた。理由は、この2列は幾何学的断層面より最も離れた位置にあり、単位時間当たりの移動距

Fig. 11 Effect of swing speed of an x-ray source at different Z-axis points.

Arbitrary projection image of the calibration phantom. The line of signals is arranged 140 mm above the geometric plane of tomography. The line of signals is arranged 120 mm above the geometric plane of tomography.

離が大きかったためである。

今回のX線管振り角速度では、幾何学的断層面より80mm以上上方でこのボケが現れたため、幾何学的断層面より75mm以下を撮影可能範囲とした。

以上の4項目は、通常の断層撮影では無関係であり、本法により生じた問題点である。

4-3 本法による臨床画像の撮影

X線テレビ装置既存の断層による股関節正面画像(Fig. 12a)と、本法による画像(Fig. 12b)を比較した。

Fig. 12 Comparison of the results of this method with those of conventional tomography. Hip joint images.
(a) Conventional tomography.
(b) Image obtained by this method.

本法のFOVは上下に狭くなっていた。これは断層面が幾何学的断層面より35mm上方であったためであり、“被写体の深さ方向の違いによるFOVの差”で考察した通りである。画像全体の鮮鋭さは本法のほうがわずかに劣っていた。理由は“X線管振り角速度と深さの関係”の現れと投影画像数を多くできなかったためである。矢印に示す大転子は既存の断層画像のほうが鮮鋭であった。これは大転子が股関節面より下方に位置していて、受光面の歪みの影響により偶然、断層面に一致したためであり、本法はこの歪みを補正しているため幾何学的ボケを生じた。

股関節正面(Fig. 12b), 下顎骨正面(Fig. 13a~c), 喉頭の正面(Fig. 13e~g)に示す画像から本法は実用的であると考え。特に、1回の撮影で投影画像を収集し、後処理で画像再構成するため、深さ(Z軸)方向の画像再構成間隔は任意の設定が可能である。これにより、通常の断層撮影で起きる画像間隔による信号の欠損を防ぐことができる。

また、隙間なく連続再構成した画像を三次元のボリュームデータとして扱うことで、下顎骨面に合せた曲面再構成画像(Fig. 13d)やMIP(maximum intensity projection)画像(Fig. 13h)が得られ、MIPは気道の最も狭い幅の推定が可能であり、これらの画像は、臨床上非常に有用であると考え。また、主観的判断であるが、三つの部位ともノイズは目立たなかったため線量不足ではなく、撮影条件は一般的なフィルム/スクリーン系の単純撮影より低いことから被曝線量の軽減効果も大きい。この効果は特に股関節のような生殖腺近傍部位や小児に大きな利点となる。

Fig. 13 (a)-(d) Reconstructed tomograms of the mandible. (a)-(c) From anterior to posterior. Image gap is 10 mm. (d) The curved surface image is reconstructed to fit the mandible curvature. (e)-(h) Reconstructed tomograms of the larynx. (e)-(g) From anterior to posterior. Images gap is 10 mm. (h) Maximum intensity projection(MIP)image.

5. 結 語

本法は、1回の断層撮影で投影画像を収集することで、受光面の歪みと深さ方向の補正を同時に行い、任意の断層面を得ることができる。したがって、被曝線量の軽減と撮影時間の短縮効果は大きい。また、深さ方向に隙間なく再構成し、ボリュームデータとして扱うことで、曲面再構成画像やMIP画像など有用な処理画像が得られる。

通常の断層撮影に比し問題点として、深さ方向の違いにより、FOV, MTF, 拡大率の変化とX線振り角速度による幾何学的ボケがある。

今後、さらにX線振り角1°当たりの投影数を増やすことや、フラットパネルディテクタや多軌道断層でも本法を試したいと考える。

最後に実用的利点として、本法はX線管を傾けながら画像収集することが可能なX線テレビ装置であれば可能な方法であるため、各社のX線テレビ装置に組み込まれてもハード面の強化は必要なく、装置の値段は高騰しないと考えられ普及しやすい。またCT, MRIに比べ検査料も安価であり、被検者の経済的負担を軽減できる。検査時間は単純撮影に比べあまり差がなく、被曝が少ないため被検者の身体的負担も軽減でき検査効率もよい。この方法は、画像診断において単純写真では情報不足で、CT, MRIを行うほどではない場合に最適だと考える。しかし、このようなケースがどれほどあるかは未知である。

謝 辞

本論文の発表においてご尽力いただいた、東海大学

病院放射線科 1 教授 鈴木 豊先生に感謝いたします。

参考文献

- 1) Miller ER, McCurry EM, and Hruska B: An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs. *Radiology*, 98(2), 249-255, (1971).
- 2) 片倉 剛, 渡辺長盛, 清野 浩, 他: X線テレビによる多層断面観察法. 断層映像研究会雑誌, 2(1), 75-78, (1974).
- 3) 大石幹雄, 片倉 剛, 倉科達也, 他: CCD固体ビデオカメラを用いたX線TVと円軌道方式X線TV断層法. 映像情報(M), 16(21), 1119-1125, (1984).
- 4) 曾根脩輔, 春日敏夫, 清野邦弘, 他: 肺の画像診断における断層法. 断層映像研究会雑誌, 15(2), 48-63, (1987).
- 5) 春日敏夫, 曾根脩輔, 伊津野格, 他: 開発中のデジタルTV断層システムについて. 病態生理, 7(8), 641-641, (1988).
- 6) 酒井文和, 曾根脩輔, 春日敏夫, 他: X線TV断層システムの開発と胸部X線診断への試用. 映像情報(M), 20(10), 1074-1078, (1988).
- 7) 春日敏夫, 曾根脩輔, 酒井文和, 他: 高解像度X線テレビ断層システムの開発と臨床応用に関する研究. *INNERVISION*, 5(6), 41-43, (1989).
- 8) Fujita H, Doi K, MacMahon H, et al.: Basic image properties of a large image intensifier-TV digital chest radiographic system. *Invest Radiol*, 22(4), 328-335, (1987).

図表の説明

- Fig. 1 本法の説明のための概略図.
- Fig. 2 断層面歪み測定ファントム.
点は直径 1mm の鉛玉. 鉛玉を平面に配置.
- Fig. 3 キャリブレーションファントムの概要.
点は直径 1mm の鉛玉. 支持台は発砲スチロール. このファントムにより, 受光面の歪および深さ方向(Z軸)の補正データを測定する.
- Fig. 4 Fig. 2 のファントムを断層撮影した画像.
(a) Fig. 2 のファントムを断層撮影した画像.
(b) 1 信号の拡大画像.
- Fig. 5 受光面の歪補正した再構成画像.
使用ファントムは Fig. 2.
- Fig. 6 X線管角度 20° のときを例に, 被写体深さ(Z軸)に対する信号移動量.
- Fig. 7 キャリブレーションファントムを任意の深さで再構成した画像.
(a) 幾何学的断層面より 40mm 下方.
(b) 幾何学的断層面より 40mm 上方.
- Fig. 8 装置固有の断層撮影と本法による再構成画像の比較結果.
(a), (b) 装置固有の断層画像.
(a) “A” に合せた断層画像.
(b) “B” に合せた断層画像.
(c), (d) 本法による再構成画像.
(c) “A” に合せた再構成画像.
(d) “B” に合せた再構成画像.
- Fig. 9 深さ方向の違いによる field of view (FOV) の差.
- Fig. 10 深さ方向の違いによる modulation transfer function (MTF) の差.
- Fig. 11 深さ方向の違いによる X線管振り角速度の影響. キャリブレーションファントム (Fig. 3) を撮影した任意の 1 投影像. ① は, 幾何学的断層面より 140mm 上に配置した信号の列. ② は, 幾何学的断層面より 120mm 上に配置した信号の列.
- Fig. 12 装置固有の断層撮影と本法による再構成画像の比較結果.
股関節画像.
(a) 装置固有の断層撮影.
(b) 本法による再構成画像.
- Fig. 13 本法による下顎骨と喉頭の再構成画像.
(a) ~ (c) 前面から後面へ 10mm 間隔.
(d) 下顎骨面に合せた曲面再構成画像.
(e) ~ (g) 前面から後面へ 10mm 間隔.
(h) maximum intensity projection (MIP) 画像.
- Table 深さ方向の違いによる拡大率の差.