連載講座

放射線イメージング技術の最前線 (第3回)

4次元CTの開発とその応用[†]

遠藤真広

放射線医学総合研究所

263-8555 千葉県千葉市稲毛区穴川 4-9-1

Key Words : 4-dimensional computed tomography, 4D-CT, dynamic volume imaging, phantom study

1. はじめに

1973年のCTの登場以来、動く臓器のダイナミック・ボリュームイメージングはこの分野の究極の夢と考えられてきた。早くも1980年代の前半に米国のメーヨークリニックにおいて、心臓のダイナミック・ボリュームイメージングを目的として、Dynamic Spatial Reconstructor (DSR)の開発が試みられている¹⁾。DSRは1秒間に20ボリュームの撮像をめざすという極めて野心的な装置であったが、当時のX線検出技術やコンピュータを中心とするデジタル信号処理技術ではその要求を満足することができなかったため、壮大な失敗に終わった。

しかし、その後のCT技術の進歩によりDSRの夢を実現することは不可能ではなくなってきた。ダイナミック・ボリュームイメージングを行うCT装置の開発により、診断だけではなくインターベンション (intervention) 治療にも新たな応用が切り拓かれると予想される。放射線医学総合研究所では、このような装置を3次元画像に時間の次元を加えるという意味で4次

元CTと名付け、数年前から東芝やソニーと共同でその開発を進めてきた。ようやくその試験機を完成させ、1年ほど前からその特性評価を行っている。この稿では、筆者らの行ってきた4次元CTの開発とその応用について述べることにする。

2. 4次元CTの原理とその実現法

4次元CTを行うためには短時間かつ連続的にボリュームデータ (3次元データ) を取得せねばならない。現在、寝台を連続的に移動しながら撮影を行うヘリカルCTが大変に発展し、ボリュームデータの取得は容易となったが、寝台の移動を伴うヘリカルCTでは、ボリュームデータの連続的収集は原理的に困難である。したがって、4次元CTの実現には寝台を動かさずにボリュームデータの取得が可能なコンビームCTの採用が必要である。コンビームCTでは、図1に示すようにコンビームを連続回転することにより、ダイナミック・ボリュームデータ (4次元データ) を得ることができる。

コンビームCTは既にDSRでも採用された方法であり、その後もボリュームデータを得る方法として、筆者らを含めていくつかのグループで研究されてきた²⁻⁵⁾。コンビームCTを行う上での大きな問題は、2次元検出器に何

[†] The Front of Radiation Imaging Technique (3). Developments and Applications of 4D-CT. Masahiro ENDO: National Institute of Radiological Sciences, 4-9-1, Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba Pref. 263-8555, Japan.

図1 コーンビームCTの原理。コーンビームを1回転することによりボリュームデータが取得でき、連続回転することによりダイナミック・ボリュームイメージングを行うことができる

を用いるかということである。数年前まではコーンビームCTに使用可能なサイズと空間分解能を有する検出器はX線テレビしかなかった。しかし、X線テレビでは検出可能な信号のダイナミックレンジは高々10ビットであり、CT検出器に要求される16～18ビットには足りない。このため、この方式のCTは、肺、骨、造影血管など高コントラストな被写体のボリュームデータの取得には威力を発揮したが、CTが主な対象とする低コントラスト被写体の描出は困難であった。

最近、X線の2次元検出器として、フラットパネル検出器 (flat panel detector, FPD) が開発され^{6), 7)}、臨床に使用されるようになった。FPDはデジタル的にX線画像を取得する方法であり、透視装置として用いた場合、従来のX線テレビよりもダイナミックレンジが広く、12～14ビットといわれている。したがって、FPDをコーンビームCTの検出器として用いれば、従来のX線テレビを用いる方法より低コントラスト認識能が向上すると予想される。このためFPDを用いた装置の研究開発が現在盛んに行われている。

しかし、以下の二つの理由によりFPDでも

図2 4次元CT試験機の外観写真

4次元CTに用いるには十分とはいえない。

- 1) FPDのデータ収集速度が30～60フレーム/秒であり、現在のCTと同等のレートでボリューム撮像するのに必要な900～1800フレーム (ビュー)/秒に比べてはるかに遅い。したがって、短い間隔でのダイナミックな撮影は困難である。
- 2) 散乱線の除去が困難なためCT値の定量性は期待できない。

筆者らは上記の理由によりFPDを4次元CTに用いることを断念し、現在のCT検出器の技術に基づき新しい2次元検出器を製作し⁸⁾、最新の商用CTのガントリーに取り付けることで4次元CTの機能試験機 (図2) を完成させた^{9), 10)}。以下にその概要を紹介したい。

3. 4次元CT試験機の概要

ガントリーの回転機構には、最新の商用装置である(株)東芝製アクイリオンの機構を利用し、その上に、X線発生装置及び検出機構を取り付けた。回転機構は、本来0.5秒で1回転する能力を持つが、取り付けた装置の設計が必ずしも対応していないため、本試験機においては1秒/回転に制限して使用している。また、広いコーン角で一様な強度を得るため、X線管は回転軸に対して少し傾けて取り付けられている。

2次元検出器は、ピクセル毎に独立の検出素

図3 検出器の構成

検出器は24チャンネル×64セグメント（スライス）のブロック38×4個により構成されている

子を持ついわゆる離散型ピクセル検出器である。この検出器はマルチスライスCT用検出器技術を発展させて製作したものであり、シンチレータとフォトダイオードにより構成される。検出素子数は912(チャンネル)×256(セグメント)であり、検出素子のサイズは約1mm×1mmである。データ収集速度は900ビュー(フレーム)/秒、ADコンバータのダイナミックレンジは16ビットである。シンチレータは素子毎に独立していて、通常のCTと同じ材質からできている。フォトダイオードはマルチスライスCTと同じように単結晶シリコン上に形成される。

利用可能な単結晶シリコンウェファの大きさには制限があるので、検出器はタイル貼り構造となっている。すなわち、1枚のウェファから作られる検出素子のブロックは24(チャンネル)×64(セグメント)=1536素子からできている、検出器全体は38×4=152ブロックで構成されている(図3)。

2次元検出器には、検出素子の間隔で薄いモリブデン平板を体軸と平行に配列したコリメータが取り付けられている。モリブデン平板の高さとコリメータ間隙の比であるコリメータ比は30:1である。

データ収集システムは通常のCT装置とは異なり、むしろFPDと類似し、フォトダイオ

図4 データ収集システムのブロック・ダイアグラム

ドに蓄積される電荷をチャンネル毎に読み出す方式を採用している(図4)。しかし、電荷が高速に移動可能な単結晶シリコンを利用し、また読み出し回路と1:1に接続することにより、FPDよりはるかに高速なデータ収集を可能としている。

連続回転するガントリーにおいては、収集されたデータを回転部分から静止部分に高速に伝送する必要がある、これは光通信の技術を応用して実現した。データ伝送システムに要求される伝送率は、正味の伝送率3.4Gbps(=912×256×900×16)に誤り訂正符号や伝送制御符号などのオーバーヘッドを付加するとほぼ5Gbpsとなる。

この仕様を満たすため、それぞれが622Mbpsの伝送速度を持つレーザーダイオード・フォトダイオードを12対用いた。このシステムの伝送速度は、12×622Mbps=7.4Gbpsとなり5Gbpsより大きい、その差は伝送をスムーズに行うための設計余裕である。

ボリュームデータはFeldkamp-Davis-Kress(FDK)¹¹⁾アルゴリズムにより再構成される。再構成装置は128個のプロセッサを並列に使用することで、900ビューから512×512×256のボリュームを約6分で計算できる。

図5 ROI内の平均CT値とX座標の関係

図6 ROI内のCT値の標準偏差(画像ノイズ)とX座標の関係

4. 試験機の特性

試作した装置の特性をファントム及び正常人ボランティアの撮影により評価した。以下にその結果を述べる。

4.1 均一性と画像ノイズ

均一性と画像ノイズを標準的な水ファントムにより評価した。直径200 mmで長さ250 mmの水ファントムを視野の中心に置き、X線管電圧120 kV、管電流120 mA、スキャン時間1秒で撮影し、0.5 mm立方のボクセルで再構成した。マトリックスサイズは512×512×256であり、体軸方向の有効視野は約100 mmである。同じファントムをマルチディテクター(MD)CT(SOMATOM Volume Plus 4)により、管電圧、管電流とスキャン時間の積などを同一条件で撮影し、結果を比較した。図5及び図6にその結果を示す。

図5はCT値*の均一性を評価するため、水ファントムの直径に沿って20 mmおきに設定した10 mm直径のROI(関心領域)内のCT値の平均値を求めたものである。図の横軸はROIの中心位置の座標を示す。また、z座標は回転軸(体軸)方向の座標であり、横断面とX線管の回転平面(中心面)の距離を示す。例えば、z=0はX線管の回転平面(中心面)に対応する。図より4D CTにおいては、横断面の均一性はMD CTなみであり、またz座標によら

図7 解像力ファントムの断面図

ないことがわかる。

また、図6は画像ノイズを評価するため、図5と同じROI内のCT値の標準偏差を求めたものである。図より画像ノイズは4D CTにおいてはz座標によらないが、MD CTと比べるとその1.4倍程度の大きさであるといえる。

4.2 空間分解能

空間分解能は図7に示すロッドファントムにより評価した¹²⁾。図7のファントムは、直径の異なる3本の金属ロッド5セットを、直径の2倍離して平行に並べたものである。金属ロッドの直径は、0.5、1.0、1.6、2.0及び3.0 mmであり、材質は0.5 mm ロッドのみステンレス

*CT値は、水を0とし空気を-1000とするX線減弱係数の相対値であり、その単位をHU(Hounsfield Unitの略)で表す。

図8 解像力ファントムの横断面像(左)と縦断面像(右), Z方向は回転軸方向を示す

スチールであり, 他はアルミニウムである。

このファントムを直径 200 mm, 長さ 200 mm のルサイト製ファントムに挿入して撮影した。このファントムでは, ロッドファントムの挿入方向を変え, 横断面及び縦断面の空間分解能が評価できる。撮影条件は, X線管電圧 120 kV, 管電流 200 mA, スキャン時間 1 秒であり, ボクセルサイズは 0.5 mm 立方であった。

図8はこのようにして撮影されたファントムの画像であり, 左側が横断面, 右側が縦断面を示す。図に示すように横断面においても縦断面においても, 0.5 mm 直径ロッドまで解像されている。これはこの装置では 0.5 mm の等方的 (isotropic) な解像力が達成されていることを意味する。

4.3 被ばく線量

被ばく線量は CT dose index (CTDI) により評価した。ここで, ビームのコリメータ幅が回転中心で約 128 mm と大きいと, 通常の 2 倍の 300 mm 長さのファントムを用いた。なお, ファントム直径は 320 mm である。CTDI 測定用の線量計の有感領域の長さは 100 mm であるので, ファントムの長軸方向のすべての位置での線量を積算するため, ファントム内で 100 mm ずつ移動して 3 回測定を行った。CTDI はこの 3 回の測定値から以下の式で計算した。

$$CTDI = \frac{1}{d} \sum_{i=1}^3 IC_i$$

表1 CTDI の測定結果

	中心	周辺
4D CT	7.9	11.8
MD CT	5.7	8.4

単位: mGy/100 mAs (mAs: milli-ampere·second)

図9 内耳及び中耳の画像(頭部冠状断面像)

ここで, d はコリメータ幅 (=128 mm) であり, IC_i は電離箱の出力である。

表1はCTDIの測定結果であり, マルチディテクター (MD) CT (SOMATOM Volume Plus 4) の測定結果を比較のために示してある。4D CT の CTDI が MD CT より大きい理由は検討中である。

4.4 正常人ボランティアの撮影

臨床画像を取得するため 10 人の正常人ボランティアを撮影した。このうち 8 人は step and shoot 法を用いた 3D スキャンにより広い範囲の静止画像を撮影し, 2 人は連続 3 回転スキャンにより 4D 画像を得た。なお, ボランティアへの線量投与は, X線管とスキャン時間の積で 600 mA·s に制限したが, これは頭部撮影においては 5 mSv, 躯幹部撮影においては 10 mSv の実効線量を被ばくすることに相当する。

図9は頭部の冠状断像であり, 中耳及び内耳の構造がよく描写されている。図10は上腹部の画像である。通常の CT 画像よりも画像ノイズが大きい, これは実効的なスライス厚が

図10 上腹部の横断面像（正常ボランティア，実効的なスライス厚0.5 mm）

0.5 mm であるためであり，スライス加算などにより，画像ノイズを低減することは可能である。図11は顎を動かしている間に撮影されたボランティアの4D画像であり，0.1秒毎に再構成された30個の3次元画像から抜き出されたものである。

5. おわりに

以上述べたことから，試作した4次元CT装置により通常のCTなみの画質と0.5 mmの等方的解像力を持つ4次元画像が取得できることがわかった。現在は，ブタを用いた動物実験及び患者の臨床試験を行っているが，4次元画像の威力が発揮されることを期待している。

また，現在の装置は画像再構成に6分を要していて，インターベンション治療など新しい応用を行う際には，問題となることが予想される。

図11 顎を動かしている正常ボランティアの4次元画像（ダイナミック3次元画像）

表2 4次元CT 試作1号機と2号機の比較

	1号機	2号機
スキャンモード	コーンビーム連続（4D）	コーンビーム連続（4D） ヘリカルコーンビーム（大視野 3D）
検出器	912×256 素子，1×1 mm 素子 サイズ，16 ビット，900 ビュー/秒	左に同じ
スキャン速度	1 秒/回転（最大 30 秒間連続）	0.5 秒/回転（最大 30 秒間連続）
再構成マトリックス	512×512×256	512×512×512
コントラスト分解能	0.5% 以下	左に同じ
再構成時間	512×512×256 に対して 6 分	512×512×128 に対して 1 秒以下

これに対応するため、次世代の Field Programmable Gate Array (FPGA) を用いた再構成装置を開発していて、2003年度中に完成する2号機に搭載する計画である。表2は試作した1号機と計画中の2号機の仕様を比較したものである。表からわかるように第2号機はより本格的な装置であり、その仕様を決めるためにも第1号機で現在行っている研究の重要性は高い。

以上4次元CTの研究の概略を述べたが、筆者らの研究が一つの契機となり、今後CTの研究は3次元から4次元へと進展していくと予想している。

謝 辞

本プロジェクトとともに遂行されている放射線医学総合研究所の森 慎一郎、角尾卓紀、棚田修二、神立 進の各氏に深く感謝する。また、この研究は新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) と放射線医学総合研究所4次元CT研究班の援助を受けて行われた。NEDOの関係者及び4次元CT研究班員に対して深く感謝する。

文 献

- 1) Robb, R. A.: The dynamic spatial reconstructor: An x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs, *IEEE Trans. Med. Imag.*, **1**, 22-33 (1982)
- 2) Saint-Felix, D., Troussset, Y., Picard, C. et al.: In vivo evaluation of a new system for computerized angiography, *Phys. Med. Biol.*, **39**, 585-595 (1994)
- 3) Ning, R. and Kruger, R. A.: Image intensifier-based computed tomography volume scanner for angiography, *Acad. Radiol.*, **3**, 344-350 (1996)
- 4) 隈崎達夫, 市川和雄, 坂本理恵子: I. I. 検出型コーンビーム3D-CTの臨床応用, *Med. Imag. Tech.*, **15**, 387-388 (1997)
- 5) Endo, M., Yoshida, K., Kamagata, N. et al.: Development of a 3D CT-scanner using a cone beam and video-fluoroscopic system, *Radiat. Med.*, **16**, 7-12 (1998)
- 6) Antonuk, L. E., Boudry, J., Huang, W. et al.: Demonstration of megavoltage and diagnostic X-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays, *Med. Phys.*, **19**, 1445-1466 (2000)
- 7) Matsuura, N., Zhao, W., Huang, Z. et al.: Digital radiology using active matrix readout: Amplified pixel detector array for fluoroscopy, *Med. Phys.*, **26**, 672-681 (2000)
- 8) Saito, Y., Aradate, H., Miyazaki, H. et al.: Large area 2-dimensional detector for real-time 3-dimensional CT (4D-CT), *Proc. of SPIE*, **4320**, 775-782 (2001)
- 9) Endo, M., Tsunoo, T., Kandatsu, S. et al.: Four-dimensional computed tomography (4D CT)-Concepts and preliminary development, *Radiat. Med.*, **21**, 17-22 (2003)
- 10) Endo, M., Mori, S., Tsunoo, T. et al.: Development and performance evaluation of the first model of 4D CT-scanner, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **50**, 1667-1671 (2003)
- 11) Feldkamp, L. A., Davis, L. C., Kress, J. W. et al.: Practical cone-beam algorithm, *J. Opt. Soc. Am.*, **A1**, 612-619 (1984)
- 12) Endo, M., Nishizawa, K., Iwai, M. et al.: Image characteristics and effective dose estimation of a cone beam CT using a video-fluoroscopic system, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **46**, 686-690 (1999)