

疎結合並列処理システムを用いた三次元 X 線 CT 像の再構成

佐々木 徹† 福田 安志†

我々は、撮影オブジェクトにコーンビーム状の X 線を照射することによって得られた二次元プロジェクション像から、フェルドカンブの方法により三次元ボクセルボリュームを高速に再構成するシステムを開発した。従来、三次元 CT の場合には従来の二次元 CT に比べて次元数の一つ大きいため、演算量が膨大となり、現在のワークステーションで処理すると再構成に一時間以上費やしてしまう。そこで、今回我々はアクセラレータとして疎結合型のマルチプロセッサシステムを使用して処理時間の短縮を図った。アルゴリズムを移植し、処理時間を測定したところ、32 プロセッサ構成の場合、数分で処理できることが確認できた。

Reconstruction of 3-D Xray computer tomography image using loosely coupled parallel processing system

TOHRU SASAKI† and YASUSHI FUKUDA†

We developed the system that can make fast reconstruction of 3-D voxel volume from 2-D cone beam Xray projection images using Feldkamp's method. 3-D CT machine requires much higher performance than conventional 2-D CT machines because 3-D CT machine must process much larger data. The 3-D reconstructing time on current workstations exceeds 1 hour. Therefore we use as accelerator loosely coupled multi-processor system to reduce processing time. The result from our measured reconstructing time show it takes about 6 minutes to reconstruct 3-D voxel volume on a 32-processor element machine.

1. はじめに

従来、X 線 CT は二次元断層像を生成するものであったが、近年、三次元立体像を生成するものも見られるようになってきている。三次元 CT の方式としては、コーンビーム方式、ヘリカルスキャン(スパイラル)方式、多数の二次元像から補間する方式等が提案されており、すでに実用化されているものがある。今回、我々はコーンビーム方式を採用した。図 1 に三次元 CT 装置全体の概要を示す。

コーンビーム方式は対象物に円錐状の X 線を角度を変えて照射し、得られた複数の二次元プロジェクション像から三次元ボクセルボリュームを再構成するというものである。

図 2 にコーンビーム方式の概念を示す。

再構成のアルゴリズムはフェルドカンブが提案した方法を使用している¹⁾。フェルドカンブの方法については 3 で触れる。

コーンビーム方式は、1 フレームのプロジェクション像が二次元であるため、撮像装置を対象物のまわり

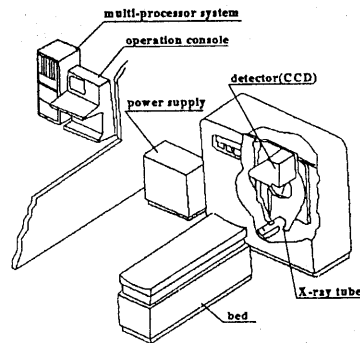


図 1 三次元 CT 装置の概要

に一回転(あるいは半回転)させて連続撮影すれば、短時間に大量のデータが得られるという利点を持つ。ただし、この方式の三次元 CT は、二次元のプロジェクション像から三次元のボクセルボリュームを再構成するため二次元 CT と比較して計算量が膨大となり、現在のワークステーションでは再構成に 1~2 時間費やしてしまう。

そこで、我々は TMS320C40 をプロセッサとする比較的ローコストな疎結合型マルチプロセッサをアクセラレータとして使用して、処理時間の短縮を図った。図 3 に CT 装置全体のシステム構成図を示す。以下本

† (株)ソニー木原研究所
Sony Kihara Research Center, Inc
E-mail: sasaki@krc.sony.co.jp, yasu@krc.sony.co.jp

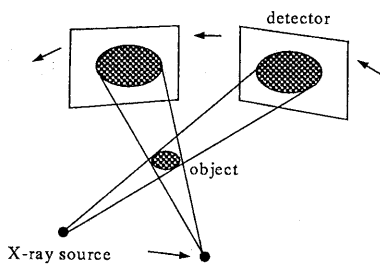


図2 コーンビーム方式の概念

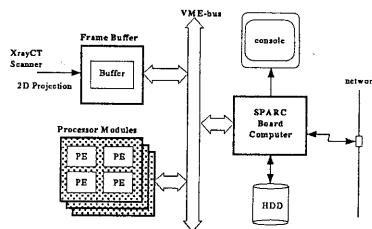


図5 再構成装置のブロック図

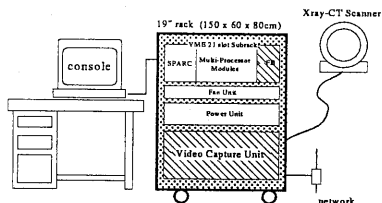


図3 三次元CT装置のシステム構成

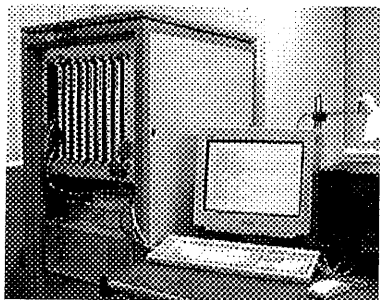


図4 再構成装置

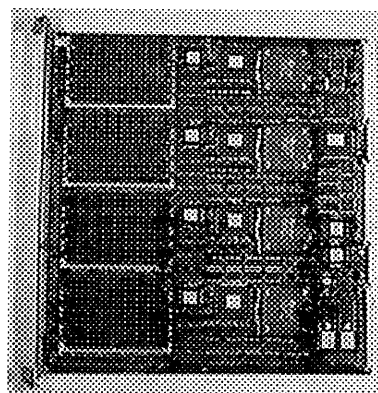


図6 マルチプロセッサボード

稿では主に三次元CT像の再構成について述べる。CT装置全体に関しては文献2),3)等を参照されたい。

2. 再構成装置のシステム構成

2.1 ハードウェアの構成

再構成装置のシステムは

- (1) SPARCステーション
- (2) マルチプロセッサ部
- (3) 画像入力部

から構成される。図4に再構成装置の全体、図5にその構成図を示す。各部の機能は次のようになっている。

(1) SPARCステーション

SPARCステーションは、システムのホストコンピュータとして機能する。SPARCボードコンピュータにハードディスクやディスプレイやネットワークを接続しているので、GUIの開発やIO等はSPARCステーションと同一の環境が利用できる。

(2) マルチプロセッサ部

プロセッサとしてテキサスインスツルメント社製のDSP TMS320C40を使用した演算アクセラレータである。TMS320C40は周辺回路がほとんど内蔵されているので、比較的容易に疎結合型マルチプロセッサシステムを構成することができ、ボリュームレンダリングエンジンに使用された例も見られる⁴⁾。各ボードには4プロセッサエレメントを実装している。マルチプロセッサボードの詳細については2.2で述べる。

(3) 画像入力部

X線撮像装置から送られてくるプロジェクションフレームをバッファする。

VME 19inch 9UラックにSPARCボードとDSPマルチプロセッサボード、画像入力部のバッファメモリを実装している。画像入力部のX線撮像装置とのインターフェースは別のラックに実装されており、ケーブルを介してデータをバッファに送っている。

2.2 マルチプロセッサボードの構成

図6にマルチプロセッサボード、図7にボードのブロック図を示す。9U × 340mmの基板の上に4つのプロセッサエレメントを実装している。

プロセッサエレメントの諸元を表1に示す。

また、同一ボード上の全プロセッサエレメントの共有メモリに対して同時書き込み(ブロードキャスト)が可能である。さらに、各ボード上にDMAコントローラを持ち、共有メモリとVMEバス上の他のボードとの間で高速データ転送を行うこともできる。

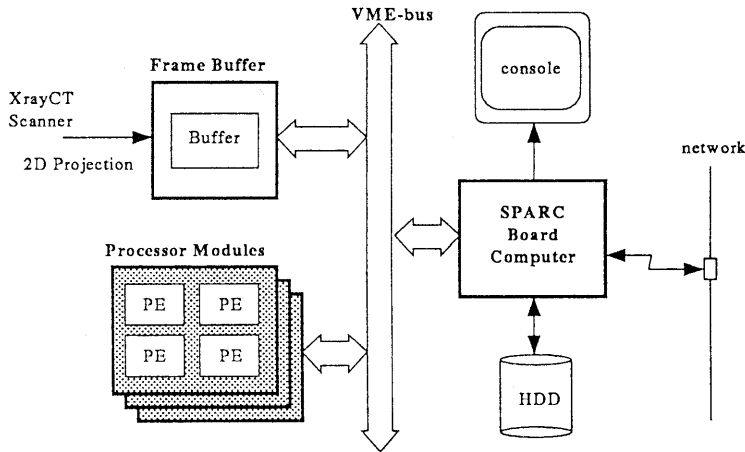


図7 マルチプロセッサボードのブロック図

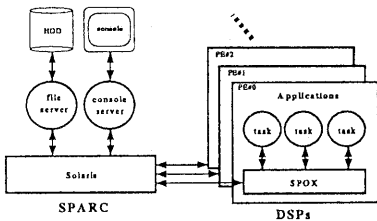


図8 ソフトウェアの構成

2.3 ソフトウェアの構成

ソフトウェア構成を図8に示す。

疎結合型のマルチプロセッサシステムは、ソフトウェア開発環境が問題になることが多い。そこで、今回、我々は、各プロセッサエレメント上に SPECTRON MicroSystems 社のマルチプロセッサ対応のリアルタイム OS SPOX を移植してソフトウェアの開発環境を改善している。それにより、DSP 上のアプリケーションから見ると、ホストである SPARC ステーションを IO サーバとして考えることができる。ホストから DSP をきめ細かく制御してやる必要は特にない。

3. ボクセルボリュームの再構成

三次元 CT 像は、二次元プロジェクション像にフーリエ変換を施し、それを三次元周波数空間上で逆フーリエ変換することによって得られる。フェルドカンブの方法とは、二次元 CT でよく用いられる Filtered-Backprojection 法の三次元 CT への拡張であり、プロジェクション像をフーリエ変換する際に二次元フー

リエ変換を近似的に一次元のフーリエ変換で代用できるというものである¹⁾。Filtered-Backprojection 法はフーリエ変換から逆フーリエ変換までの一連の計算を解析的に解き、フーリエ変換と逆フーリエ変換をプロジェクション像と周波数空間上のフィルタ関数の逆フーリエ変換とのコンボリューションで代用するという方法である。これは、フーリエ変換や逆フーリエ変換を実際に計算しなくても良いので、従来の二次元断面層像を得る場合にもよく用いられている。

この手法に従うと各点のボクセル値 $f(x, y, z)$ は以下の式により求めることができる⁵⁾。

$$f(x, y, z) = \sum_{k=0}^{N_y-1} [a^2 / [r \cos(\phi - \Phi_k)]^2] \cdot P'_k(x_d, y_d, F_k) \quad (1)$$

$P'_k(x_d, y_d, F_k)$ はコンボリューションを施されたプロジェクションデータである。これは次式により求まる。

$$P'_k(x_d, y_d, F_k) = \sum_{n'_y=-N_y/2+1}^{N_y/2} P(x_d, y'_d, F_k) \cdot B(x_d, y'_d)g(ny - ny', \Delta y_d)\Delta y_d \quad (2)$$

$$y_d = n_y \Delta y$$

$$y'_d = n'_y \Delta y$$

$$B(x_d, y_d) = (a + b) / \sqrt{(a + b)^2 + x_d^2 + y_d^2}$$

a: X 線源から回転軸までの距離

b: デテクタから回転軸までの距離

また、 $g(n, \Delta y)$ は補正関数であり、今回は (3) 式に示す Shepp-Logan の補正関数を使用している。

$$g(n, \Delta y) = 2 / (\pi^2 \Delta y^2 (1 - 4n^2)) \quad (3)$$

実際の再構成の処理のプロセスは (2) 式に対応するプロジェクション像のコンボリューションと (1) 式

表1 プロセッサエレメントの諸元

プロセッサ	TMS320C40 (@25MHz)
ローカルメモリ	16MB~32MB
共有メモリ	2MB (1MB × 2Bank)

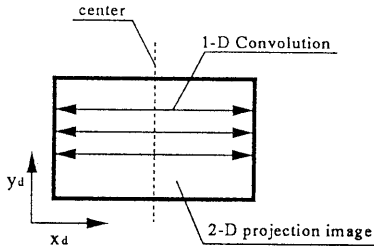


図9 コンボリューションの概念

に対応するバックプロジェクションに分けて考えることができる。

3.1 コンボリューション

コンボリューションは個々の二次元プロジェクション像に対して回転軸と直交する方向に沿ってコンボリューションを行うという処理のプロセスである。図9にコンボリューションの方向を示す。

また、実際にピクセル値として計測されるデータはX線強度であるが、ボクセル値は透過率ではなくて吸収係数を表す。従ってプロジェクション像として必要なのは、吸収係数の経路積分値であるから、(4)式に示すX線強度から吸収係数の経路積分値への変換もここで行っておく。

$$-\ln(I/I_0) = \int_S^D \mu(x, y, z) dl \quad (4)$$

- I : 測定されたX線強度
 - I_0 : 何も物体を置かない場合に測定されたX線強度
 - $\mu(x, y, z)$: 各点のX線吸収係数
- (1) シェーディング補正: 各ピクセルごとに I/I_0 を求める。
 - (2) シュリンク: 隣接4画素を1画素にまとめて、フレームサイズを 640×480 から 320×240 に縮小する。
 - (3) LOG変換: I/I_0 から吸収係数の経路積分値に変換する。
 - (4) トリミング: 信頼性の乏しい周辺の画素を削除する。
 - (5) コンボリューション: Shepp-Logan 関数によるコンボリューション

3.2 バックプロジェクション

バックプロジェクションは、コンボリューションを施した全プロジェクションについて三次元ボクセルボリュームの各点がプロジェクション像上に投影された点のピクセル値を累積加算する、という処理のプロセスである。すなわち、個々のプロジェクション像をオブジェクトに逆投影するのである。図10にバックプロジェクションの概念図を示す。

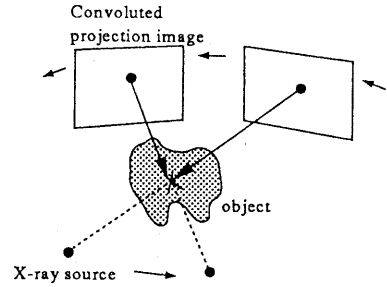


図10 バックプロジェクションの概念

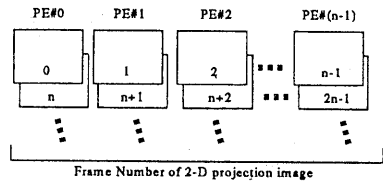


図11 コンボリューションの並列分割

4. プログラムの並列分割

アプリケーションプログラムは

- (1) コンボリューション
 - (2) バックプロジェクション
- に分けることができる。それぞれ処理の性質が異なるため分割の方法を変えている。

(1) コンボリューションの並列分割

コンボリューションは個々のプロジェクションフレーム単位の処理なのでプロセッサエレメント毎に異なるフレームを分担させる。図11にコンボリューションの場合のプログラムの分割方法を示す。

(2) バックプロジェクションの並列分割

バックプロジェクションはコンボリューションを施されたプロジェクション画像から三次元ボクセルボリュームを生成するので、プロセッサエレメント毎に異なる領域のボクセルを分担させる。図12にバックプロジェクションの場合のプログラムの分割方法を示す。

同一ボード上の4プロセッサエレメントに関してブロードキャストしてデータ転送量を減らしている。

どちらの場合にも通信用の共有メモリが2バンク構成なので片方のバンクにプロジェクションフレームをロードすると同時にもう一方のバンクのデータを使用してプロセッサが処理を行うことが可能である。(図13)

5. 評価

図14は人体の胸部を撮影した二次元プロジェクション像である。

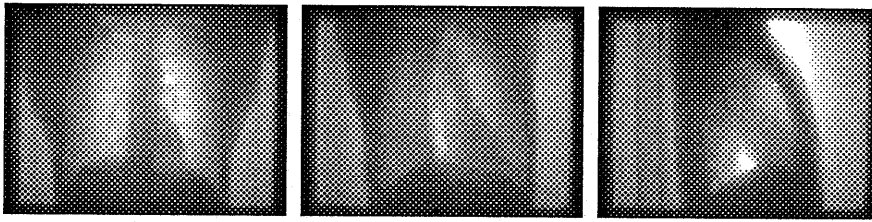


図14 プロジェクション像 0° 45° 90°

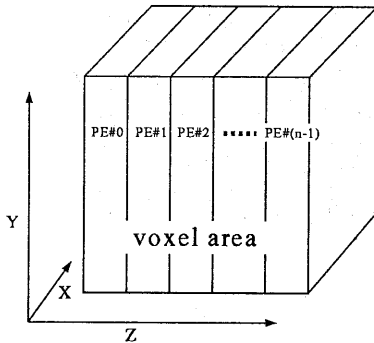


図12 バックプロジェクションの並列分割

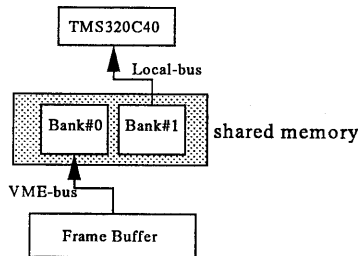


図13 共有メモリのダブルバッファ

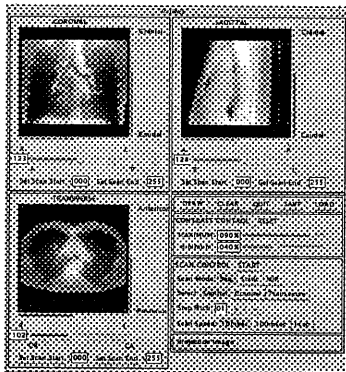


図17 Viewer

このデータをもとに作成した三次元CT像を図15、図16、図17に示す。

X線測定装置からプロジェクション像が入力されてから、三次元ボクセルボリュームを生成するまでの所要時間の実測値を図18に、測定条件を表2に示す。

ちなみにソニー製のワークステーションNEWS-5000 (CPU:R4400) で処理すると合計で約2時間程度かかる。

三次元CT像の再構成ではプロセッサ間相互の干渉がほとんど無いため、処理時間はプロセッサ数に対して良い線形性を示すが、コンポリューションでは16PEあたりからバスネックになっていることがわかる。(図18)

これは現バージョンのアプリケーションプログラムがボード上のDMAコントローラを利用しておらず、ホストが代行してDMAを行っていることが原因していると考えて良い。DMAコントローラを使用するとループを回した実測値から見て5倍程度の転送能力向上が期待され、32PEの場合ならば、バスネックが回避できて処理時間は67秒程度まで短縮できると予測できる。

バックプロジェクションの場合はすべてのPEが全プロジェクションフレームを必要とするので、32PEまではバスネックになっていないが、プロセッサ数を64PEまで拡張すると、PEあたりのボクセル領域のサイズが1/2になるため演算時間も1/2になる反面、ボード数が倍になった分、データ転送量も2倍必要となる。従って、転送速度を4倍に上げないとバスネッ

表2 再構成時間の測定条件

2D-Projection	
フレームサイズ	640 × 480 (16b 固定小数点)
フレーム数	360 (1毎に360)
3D-Voxel Volume	
ボクセル数	256 ³ (単精度浮動小数点)

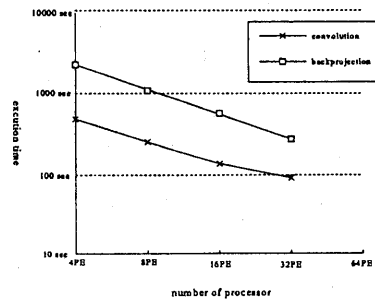


図18 再構成に要する時間(実測値)

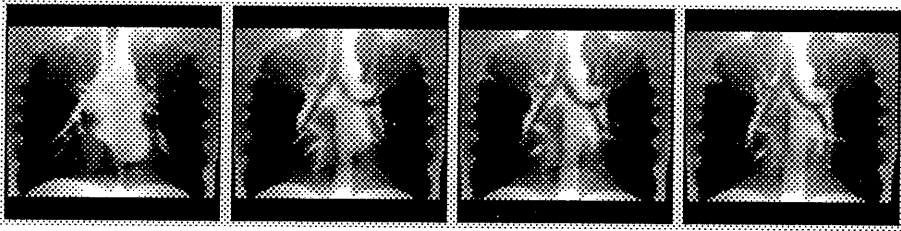


図15 CORONAL

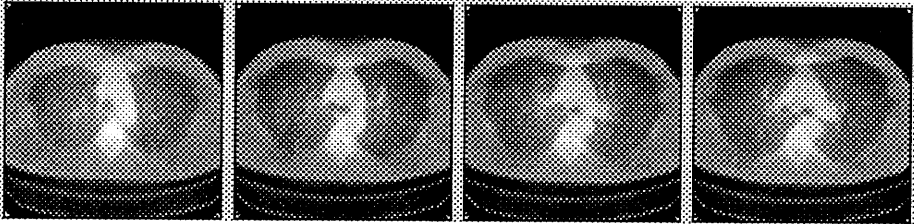


図16 TRANSVERS

クを解消できず、64PEの場合にはDMAコントローラを使用してもバスネックになると予測される。

6. まとめ

32PEの場合に6分程度の時間で再構成できることが実際に確認できた。これは臨床試験に使用できるレベルである。また、マルチプロセッサボード上のDMAコントローラを使用すれば、5分半まで短縮できると予測できる。

今後の課題としては、X線CTソフトウェアのチューンアップおよびMIP (Maximum Intensity Projection)、任意断面での切り出し、ボリュームレンダリング等の表示方法の充実を図るとともに本マルチプロセッサシステム上に他のアプリケーションを移植し、マルチプロセッサシステムとしてのコストパフォーマンス等の調査も並行して行っていきたい。

参考文献

- 1) Feldkamp, L.A. and Davis, L.C. and Kress, J. W.: Practical cone-beam algorithm, *J. Optical Society of America*, Vol.1, pp.612-619 (1984)
- 2) Endo, M. and Satoh, K. and Okazaki, T. and Hattori, Y. and Kobayashi, S. and Jimbo, M.: Development of a 3D CT Scanner with a Cone Beam and Videofluoroscopic System, *Suppl. Radiology, RSNA*, Vol.197(P), p.292 (1995)
- 3) Okazaki, T. and Satoh, K. and Kusakabe, M. and Endo, M. and Fukuda, Y. and Sasaki, T. and Iida, R.: A parallel processing system for high-speed volume reconstruction of a 3D X-ray CT, *Proc. SPIE Medical Imaging*, Vol.2431, pp.456-459 (1995)
- 4) Tsushima, Y. and Jin, X. and Moris, S. and

Nakashima, H. and Nakashima, H. and Tomita, S.: *A parallel Computer Architecture for Volume Rendering: ReVolver/C40*, IPSJ, 94-ARC-107-18, pp.137-144 (1994)

- 5) Webb, J. and Sutcliffe, J. and Burkinshaw, L. and Horman, A.: Tomographic Reconstruction from Experimentally Obtained Cone-Beam Projection, *IEEE Trans.*, Vol.MI-6, pp.67-73 (1987)