2. 見えない構造を見る 2-1 CT技術の原理と最新動向

荒 館 博[†], 工 藤 洋 二^{††}

キーワード：マルチスライスCT, ヘリカルCT, 4D-CT

1. ま え が き

1895年にレントゲンによってX線が発見されて以来、俗にいうレントゲン装置によって人体の透過像を得ることが可能になり、医学分野において必要不可欠な装置として発展してきた。しかしながら、単純なX線撮影装置では人体のすべての断面を透過した像しか得られないため、細かな情報を得ることが困難であった。その後、CTの原理に関する研究が、1950年頃から行われ、1970年代にEMIの技術者の手によって実用化されることになる。それから後、CTは目覚ましい発展を遂げ、医用機器としてなくてはならないものになった。

我々は、図1に示すようなビジョンの下に技術開発を進めてきたが、本稿では、CTの歩みと最新技術、さらに次世代のCTとして注目されている4D-CTについて述べてみたい。

2. CTの原理と歴史

2.1 原 理

CTの基本原理は「二次元あるいは三次元の物体はその投影データの無限集合から一意的に再生できる」という定理が出发点である。CTでいうところの投影データとは人体に放射線を照射し、人体を透過した後の放射線強度である。

図2にCTの基本構造を示す。X線管から扇状にX線ビームが照射され反対側にある検出器で投影データを検出する。検出器は通常、円弧状に900個程度並んでいる。現在のCTでは、この検出器とX線管のペアを0.5秒/回転のスピードで回転させ、1回転する間に900回ものデータ収集を行うのである。この900の投影データを使って再構成を行う。図3に再構成された、腹部断面画像を示す。さらにこの検出器を円周に対して垂直方向に複数並べたものが、後述するマルチスライスCTと呼ばれるものである。

図1 CTのビジョン

図2 CTの基本構造

図3 CTによる腹部断面画像

図4 ヘリカルスキャンによる3次元画像

2.2 歴 史

CTが最初に商品化されたのは1973年のEMIスキャナである。その後、30年余りを経て、その性能は著しく進歩した。最初の10数年は、1断層像に対する、高速スキャン、高分解能が追求されてきた。その後MRIが登場し、CTに置き換わるのではと言われた時代もあったが、ヘリカルスキャンの登場によりCTは新しい時代を迎えることになる。

1980年代には連続回転が可能なCTが開発され、やがて

[†] 株式会社東芝 医用システム社

^{††} 東芝医用システムエンジニアリング株式会社

“The Principle and Recent Development of CT Scanners” by Hiroshi Aradate (Medical Systems Company, Toshiba Corporation, Tochigi) and Yoichi Kudo (Toshiba Medical Systems Engineering Co.Ltd., Tochigi)

CTにとっては革新的とも言えるヘリカルスキャン方式が登場した。これは寝台を連続的に動かしながらたくさんの断面像を一気に撮影することができるものである。従来のCTでは断面像から3次元画像を作成しても良好な画像を得ることはできなかったが、ヘリカルでは断面に段差ができないために図4に示すような画像を得ることができる。

3. 最新の技術動向

3.1 マルチスライス

ヘリカルスキャンが普及するようになると、広い範囲をより細かく、早くスキャンしたいという要望が、次第に強くなってきた。例えば、1mmスライスで100mmの範囲を、1回転/秒のスピードでスキャンすると100秒かかってしまう。これが1回転で10断面を一度にスキャンすることができれば10秒ですむ。マルチスライスCTはこうした背景から誕生した。

3.1.1 マルチスライス検出器

CT検査では、検査の目的により、スライス厚を変化させることが必要である。シングルスライスCTでは検出器の前面にビームトリマを配置し、必要なスライス厚にX線ビームを絞っていた。マルチスライスCTにおいても、それぞれのスライス厚について、複数スライスのデータを収集することが要求される。ところが、従来のシングルスライスの検出器を単純に複数並べるだけでは、スライス厚を可変にすることは大変困難である。そこで考え出されたのがSSMD方式と呼ばれる検出器である。SSMD方式とは、Selectable Slice-thickness Multi-row Detectorの頭文字を取ったもので、スライス厚が可変な2次元検出器である。チャンネル方向、体軸方向に、合計30,000以上の検出素子を2次元に配列し、最小スライス厚は、0.5mmである。

スライス方向のマルチプル検出素子と、1チャンネル当たり4スライス分のデータ収集システム（Data Acquisition System：以下DAS）との間に、スイッチを配置している。スイッチを切り換えることにより、収集時のスライス厚を可変にし、設定されたスライス厚について、4スライス分のデータをDASに出力する（図5）。

3.1.2 マルチスライスCTによる撮影例

マルチスライスCTを使うとシングルスライスCTに比べて、同じボリュームを撮影するための時間が格段に短くなる。シングルスライスCTの約4倍の速度でスキャンできるので、体軸方向の同じ領域に対して、シングルスライスCTの約1/4の時間でスキャンしても、同じ実効スライス厚の画像を得ることが可能である。図6は、約50cmという領域を、3mmスライスで、約20秒でスキャンしたものであり、息止め時間が1/4になるので被検者の負担を大幅に軽減できる。

ヘリカルピッチの高速化は、空間分解能の向上ももたらす。撮影スライス厚をシングルスライスCTの時より薄く設定しても、同等以下の時間でスキャンが完了する。また、

図5 マルチスライス検出器の構成

図6 50cm領域のCT3D像

薄いスライスの使用条件が拡がり、耳小骨などを対象とした1mm以下の極薄いスライスについても、これまで以上に一般的に使われるようになる。

4. 今後の技術動向

4.1 4D-CT

現在、マルチスライスCTの世界では4列から8列、16列へとより広い範囲を1スキャンで撮影できるようにと、各社が熾烈な競争を繰り広げている。

そのマルチスライスCTのスライス数を、一気に大きくす

ればCTの世界にもう一度革新が起こるのではないか。そう
 した思いから、開発が進められているのが4D-CTである。

4Dとは、立体の3Dに時間軸を加えることを意味している。
 つまり、従来のCTでは2次元の断面像の動きを表示するこ
 としかできなかったが、4D-CTでは3次元の立体像の動きを
 表示することが可能になるのである。また、1回転で、対
 軸方向に広い範囲を薄いスライス厚でスキャンすることが
 可能になる。従来は広い範囲をスキャンするために、厚い
 スライス厚にするか、スライス厚を薄くするために、狭い
 範囲しかスキャンできないという制約があった。また、1
 回転で得られたデータセットから、必要な画像を、データ
 処理だけで自在に描出することができるので、検査の種類
 を減らしたり、条件を変えての再検査を減らしたりするこ
 とも期待できる。以下、現在開発が進められている4D-CT
 について紹介する。

4.1.1 検出器

I.I. (Image Intensifier) やFPD (Flat Panel Display) を検出
 器に採用するコーンビームCTと異なり、従来CT同等の高
 画質を実現するため、従来のマルチスライスCT用検出器と
 同じように、シンチレータと、単結晶シリコンフォトダイ
 オード方式を採用している。

単結晶シリコンウェハの大きさには限界があるため、大
 視野2次元検出器システムは、検出器ブロックを縦横に配
 列することで実現した。検出器システム全体で、チャネル
 方向に38ブロック、体軸方向に4ブロックと、合計152個の
 検出器ブロックを密接して配置している。1つの検出器ブ
 ロックは、24×64素子で構成され、従来のマルチスライス
 CT用検出器ブロックとはほぼ同じ大きさである。

図7は、世界で初めて完成した4D-CT用大視野2次元検出
 器のプロトタイプで、480×256素子で構成される。実際の
 CT装置ではこれを912×256素子で構成し23.3万画素を毎秒
 900フレームの速度で読出すのである。CTの世界では従来
 これが1次元データであったため、フレームとは呼ばずに
 ビュー (view) と呼ぶ。

4.1.2 データ収集ユニット

X線は、シンチレータで光に変換され、さらにフォトダイ
 オードで電荷に変換される。この電荷は、フォトダイオ
 ード自身に蓄積され、順次、チャージアンプにて増幅され
 た上で、A/Dコンバータでデジタル信号に変換される。
 データ収集システム (DAS) は、従来のCTではすべての検
 出器素子に1対1に対応してチャージアンプとA/Dコンバー
 タが接続され、同時に読出しを行っていた。例えば、4列
 のマルチスライスCTでは $768 \times 4 = 3072$ ch 分の数が必要にな
 る。

それに対して4D-CTでは順次読出し方式を採用した。図8
 は、DASのブロック図を示している。同じチャネル上に並
 ぶフォトダイオードを対軸方向に出力を切り換えて256列
 のフォトダイオード出力を1組のチャージアンプ、A/Dコン

図7 プロトタイプ
検出器

図8 データ収集システムの構成

バータが担当する。この方法は、同時読出し方式に比べ、
 チャージアンプ、A/Dコンバータの数を大幅に減らすこと
 ができるが、その分、高速に動作することが要求される。
 データ収集速度は、900view/sであり、各viewは約1.1msの
 時間で収集されている。この1.1msの間に、体軸方向に並
 んだ256素子の信号を処理するため、各A/Dコンバータは約
 $4.3 \mu s$ 以下の時間で1素子の信号をA/D変換することにな
 る。

現時点で採用しているA/Dコンバータのダイナミックレ
 ンジは16ビットである。

4.1.3 立体スキャン

4D-CTデータ収集実験の被写体として、マジックハンド
 ファントムをスキャンした。図9がマジックハンドファ
 ントムの外観である。図10は、1秒/回転で回転させながら収
 集した透視像で、1回転で900個のビューデータを収集した。
 毎秒900ビューの速さで収集したデータを連続的に表示し
 ている。従来のCTでは対軸方向に1~4ライン程度しか見る
 ことができなかったものが、256ラインの2次元透視像とし
 て見るができるわけである。図11が、図10の1回転で
 得られた900個の透視像を使って再構成した画像で、表面
 表示による3D像である。図12は、同じ再構成データを任
 意断面表示にしたもので、いずれも、10mm-sliceの厚さに
 変換して表示している。

4.1.4 立体透視

連続スキャンで得られた4D-CT画像を、図13~図14に示
 す。1秒/回転で6回転、合計6秒間の連続スキャンを行い、1

図9 マジックハンドファントム

図11 再構成画像(3D表面表示)

図12 再構成画像(任意断面表示)

図10 マジックハンドファントムの透視画像

図13 4D-CTファントム画像(3D表面表示)

図14 4D-CTファントム画像
(角度を変え、内部が見えるように加工した3D表面表示)

回転あたり5個、合計30個の立体像を再構成した。図13は、3D表面表示の画像を順番に表示している。図14は、角度を変えて、一部内部が見えるように加工して表示している。このCTが実用化されれば、人体の内部の動きが自在に観察できるようになるはずである。

5. む す び

CTはこのように、2次元の輪切りの画像からスタートし、立体的な3次元画像、さらに動きのある4次元画像へと進化しつつある。しかしながら、本当の意味での4次元画像を得るためには技術的なハードルが数多く待ち構えているのも事実である。現在、時間分解能は回転速度で決まり、サブ秒秒である。臨床でどこまで抽出できるかは、今後研究を進めていく。そして「人体の動きまでも、自在に観察したい」この強いニーズに応え、本研究を進める価値が充分にあると考えている。

なお、本稿で紹介した4D-CTの開発は、NEDO（新エネルギー産業技術総合開発機構）、および、放射線医学総合研究所の支援を受けている。

(2001年3月9日受付)

〔文 献〕

- 1) 岩井, 斎藤, 今里: "医用画像診断装置—CT, MRIを中心として—", コロナ社 (1988)
- 2) 荒館, 齊藤: "マルチスライスX線CT装置", 東芝レビュー, 55, 4, pp.66-69 (1999)
- 3) Y.Saito, H.Aradata, H.Miyazaki, K.Igarashi, H.Ide: "Development of a Large Area 2-Dimensional Detector for Real-time 3-Dimensional CT (4DCT)" (abstract), Radiology, 217 (P), p.405 (2000)

あらだて ひろし
荒館 博 1972年、群馬大学工学部卒業。同年、(株)東芝に入社。1974年以來、CTシステムの開発に従事。現在、同社医用システム社CT・核医学開発部主幹。

くどう ようじ
工藤 洋二 1985年、東洋大学工学部電気工学科卒業。同年、東芝メディカルエンジニアリング(株)(現東芝医用システムエンジニアリング(株))に入社。CT, PACS, X線DR, 超音波装置の各種ハードウェアユニットの開発を経て、4D-CTのデータ収集ユニット(DAS)の開発に従事。現在、同社技術部主査。