

「21世紀の診断と治療に関わる画像技術，次の10年の進歩は？」  
CTについて

市川 勝弘

金沢大学医薬保健研究域保健学系

1. はじめに

Computed tomography (CT) は、医療におけるエレクトロニクスの応用として magnetic resonance imaging (MRI) とならんで最も成功したモダリティの一つであると言われて、現在まで医師の診断のために重要な役割をはたし続けてきた。開発当初から、まず横断像が得られることが、病変の3次元的位置を特定可能として大きな進歩をもたらした。X線撮影とは比べものにならない高いコントラスト分解能も病変の確定診断に大きく寄与した。さらに1990年ごろ開発されたヘリカルスキャン[1, 2] (寝台の連続移動によるスキャン機構) は、革新的な高速化をもたらした。後のマルチスライスCTへの発展の足がかりとなっており、高コントラストだけでなく、X線撮影に迫るような高解像度を実現しつつある。本稿では、このCT装置について過去の技術発展を振り返りながら今後の展望について考えてみたい。

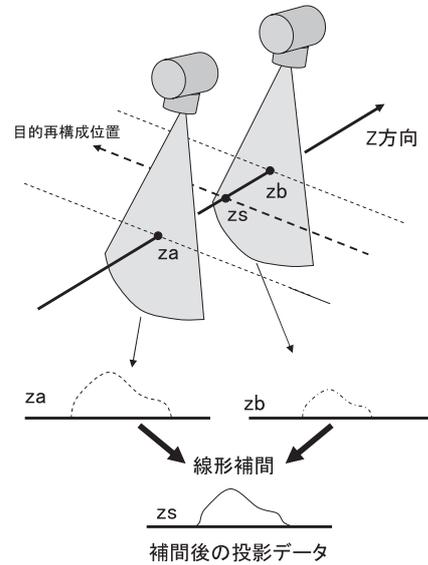


Fig.2 360度補間再構成法における、投影データ補間対とその線形補間処理。対向する投影データを利用する180度補間では対向するrayそれぞれについて補間する。

2. CTにおける過去10年

2.1 高速化と3次元CT

1989年~1990年ごろに開発されたヘリカルスキャン (Fig.1 左) は、寝台の連続移動によるスキャン機構によって大きなブレイクスルーを果たし、飛躍的な高速化をもたらした。そして、その後、さらに大きなインパクトを与えたのが2000年ごろに発表されたマルチスライスCT (multi detector-row CT: MDCT) である[3, 4] (Fig.1 右)。それまで1列検出器であったのに対して、その当時、4列同時収集が可能となったことから、1mm以下のスライス厚によって臓器を1呼吸停止で撮影可能な性能は、まさにセンセーショナルであった。筆者は、そのMDCTを実際の臨床で使用し、今までと比べものにならないほどの臨床価値の高い画像に対して医師の絶賛する声を何度も聞かされたことを記憶している。このMDCTは原理的に、同時収集列数の増加に比例するように高速化されることから、列数が、

ほぼ年刻みに、8列、16列、32列、64列と増加し、今や128列の検出器とX線管を90度の角度差で2機搭載した、dual-source CT[5] (DSCT) や、0.5mm×320列の面検出器を備えたarea-detector CT (ADCT)[6]が登場するに至っている。これらの発展を支えた最大の因子はコンピュータの速度向上と記憶装置の大容量化であるが、それらを駆使して開発されてきた、補間再構成技術と近似的3次元再構成技術は高画質な画像を提供するために非常に大きく貢献した。

補間再構成技術 (Fig.2) は、寝台の連続移動をささえた技術で、本来は患者を静止させ、そのまわりをスキャンするCT装置をボリュームスキャナーへと変身させた。また近似的3次元再構成技術[7]は、多列化して生じたコー

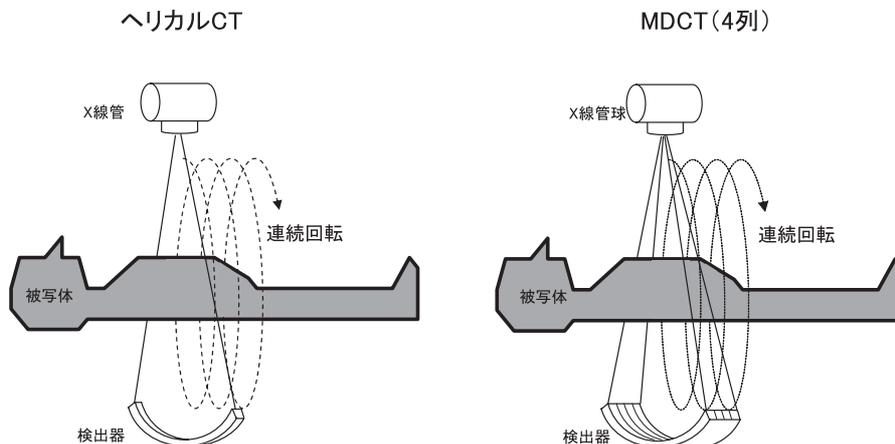
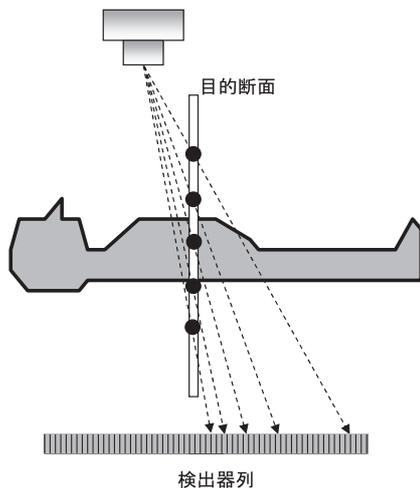
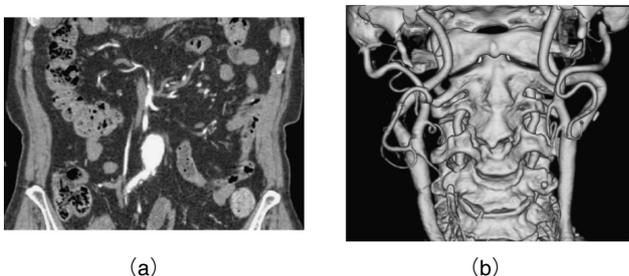


Fig.1 ヘリカルCTと4列のMDCT



**Fig.3** 近似的3次元画像再構成法の概要

目的断面を再構成する際に、スライス面の各ボクセルを通るデータを利用して投影データを構成する。



(a)

(b)

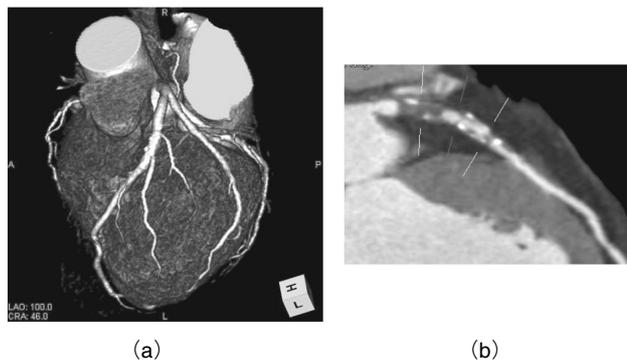
**Fig.4** MDCTによって得られた腹部CT画像から再構成した前額断面のMPR画像(a)と頸部CT画像から得られたVR画像(b)

ン角(斜平面による投影)によるアーチファクトを抑制してボリュームデータの精度を向上させた(Fig.3)。このボリュームスキャナーとしてのCTの性能は連続なデータ収集からの微小間隔の画像再構成を可能として、その画像を用いての3次元CT画像への道を開いた。3次元CTの中には、任意の断面を再構成するmulti-planar reconstruction(MPR)や、リアルな3次元画像を提供するvolume rendering(VR)などがあり(Fig.4)、それぞれ病変の3次元の拡がりや他臓器との位置関係の把握に重要な役割を果たしている。MDCTによる3次元画像が普及する以前は、侵襲性の高いカテーテル血管造影検査が多く行われてきたが、3次元造影CTの普及によって、診断目的だけの(治療行為のない)カテーテル検査が激減したのは、驚くべき変革であった。さらに、ながらくCT画像と平行して行われてきたX線断層撮影も、3次元CTの普及によって淘汰された。

## 2.2 心臓CT

MDCTの多列化とともに、X線管の回転速度も高速化して今や1回転が0.3秒を切るレベルに至った。回転速度に比例して、スキャン速度が向上するため、高速化の過程で当然たどるべき性能向上であったが、もう一つの背景には心臓CT[8, 9]の実現がある。

心臓は動きの激しい臓器でありこれを画質良く撮像するためにもっとも重要な性能は時間分解能であり、これを左右するのは回転速度である。MDCTは、1mm以下の複数列の検出器を持つため、心臓を心電図収集と同時にスキャンしてターゲットとする心位相にて僅かな時間(0.05~0.2秒)で緻密にデータ収集が可能である。回転速度0.3秒/rot.のCTではハーフ再構成(半回転でデータ収集する方法)



(a)

(b)

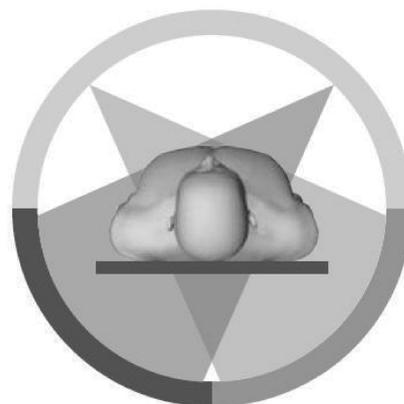
**Fig.5** 心臓CTの画像から再構成した冠動脈のVR画像(a)と、冠動脈狭窄率解析のためのcurved planar reconstruction(CPR)画像(b)

を行うことで、0.15秒の時間分解能が得られ、これに分割収集法を適用して、その1/3以下の時間分解能が実現され、心臓のわずかな静止タイミングに確実にスキャン可能となった(Fig.5)。

これまでの心臓のX線検査は、心臓カテーテル検査が主流であり、これも血管造影検査と同じく侵襲性が高く、時には心停止にいたるなど危険性も高い検査であった。心臓CTの実現は、心臓の冠動脈の撮影をわずか15分程度の低侵襲な検査へと変え、これも医療に大きなインパクトを与えた。

## 2.3 DSCT

X線管と検出器の組み合わせを2機搭載したDSCTの登場は、MDCTの可能性をさらに発展させる技術として驚きと期待をもって迎えられた。DSCTは、その構造上、時間分解能を2倍に引き上げるため主に心臓CTの精度向上が実現された。そしてさらに、それぞれのX線管のX線エネルギーを変えてスキャンするdual energy CT[10]が実現されること(Fig.6)から、その応用の期待は非常に高まっている。Dual energy CTでは、物質毎に異なる吸収係数のエネルギー依存をとらえて理想的には物質の同定を試みることができると言われている。最近の研究では、特にヨード造影剤の分離において効果的であると言われており[11]、アイソトープ検査のような血行動態画像が取得できることから注目が集まっている。



80 kV

Attenuation B

140 kV

Attenuation A

**Fig.6** DSCTによるdual energy CTの概要(シーメンスジャパンのホームページより)

### 3. CTの次の10年

#### 3.1 高速化

ここ数年、64列のMDCTの導入が飛躍的に増加していることからそのスキャン速度が標準的となってきたり、全身を10秒程度でスキャン可能なレベルにある。一部の意見では、この速度で十分であるとも言われるが、DSCTやADCTなどの普及につれてCTの適用範囲が拡大していくことからすると、さらなる高速化が必要とされるであろう。例えば、DSCTで、血行動態画像を取得するには、肺などの臓器全体を1秒程度でスキャンする必要がある。ただし、このような検査では繰り返しスキャンを行うことが通常であるので、被ばく増加への懸念がある。しかし、患者の負担が多きく時間のかかりがちなアイソトープ検査に置き換わるような検査が可能となるならば、ガイドライン内での被ばくを容認しつつ行われる可能性は高い。X線回転速度に限界があるように思われるが、電子ビームスキャンによる多焦点スキャンの可能性も示されており、飛躍的なCTの高速化が実現される可能性もある。

#### 3.2 高画質化

CT画像のマトリクスサイズは、20年以上変化しておらず512×512のままである。そのせいもあって、また最近の性能向上は速度向上を中心に行われたことから0.5mm程度の解像度が10年ほど前に実現されて以降変化していない。元々解像度にすぐれるCTではあるが、X線撮影(0.2mm以下)にくらべては劣ることから、CTのさらなる性能向上として高解像度化へ進むことは想像に難くない。デジタルX線撮影のピクセルサイズが0.15mm程度となってきたことからそのレベルのCT装置が実現されたならば、CTの診断レベルにさらなる変化がおきるであろう。

#### 3.3 低被ばく化

この10年のCTの歴史は高速高画質化が主であり、そのせいでCTの適用が増え、被ばくを増加させたという批判もある。ただし、CT開発者は被ばく低減を怠っていたわけではなく、自動露出機構が開発され、余分な被ばくを避けられるようになってきており、心臓CTにおいても心電図に合わせて電流制御するような非常に高度な被ばく低減技術が実現されてきた。高速化による繰り返しスキャンなどの流れが予測される中で、さらなる被ばく低減技術の開発は必須事項でもある。その中で最近注目を集めるのは、逐次近似再構成技術である[12, 13]。この再構成では、再構成した画像を再投影して、元の投影データと比較を繰り返し、特定の条件下の理想値に近づける再構成法である。この再構成法では、量子ノイズに埋もれた信号を抽出するような効果も期待できノイズ低減が可能であると言われている。しかし、計算量が膨大で現在の計算機能力でも現実的な再構成時間が得られない。X線の利用効率が最大レベルに到達しているCTにおいて、今後この逐次近似再構成技術への期待は非常に大きい。

### 4. 最後に

CTは、過去の10年間に特に高速化と高画質化において発展して、多くの方が10年前には想像もできなかった技術革新が実現された。よって、今から10年先を想像するのは同じように困難だとも考えられる。X線の利用効率の限界などやや不安材料があり、今後の10年の発展はや

やにぶるのではないかと推測しがちであるが、画期的な再構成技術の開発によってそれも克服されるかもしれない。高速で高解像度、さらに低被ばくとなれば、とりあえず単純X線撮影は必要なくなる。このような推測は明らかに低レベルであったと10年後に思うであろうことを期待したい。

#### 参考文献

- [1] Carl R. Crawford and Kevin F: Computed tomography scanning with simultaneous patient translation, *Med.Phys.*, 17(6), 967-982, 1990.
- [2] Willi A. Kalender: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation, *Radiology*, 176, 181-183, 1990.
- [3] Taguchi K and Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT, *Med. Phys.* 25, 550-561, 1998.
- [4] Schaller S, Flohr T, Klingenberg K, Krause J, Fuchs T, Kalender WA: Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT. I. Theory, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(9), 822-834, 2000.
- [5] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R: First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system, *European Radiology*, 16(2), 256-268, 2006.
- [6] Siebert E, Bohner G, Dewey M, Masuhr F, Hoffmann KT, Mews J, Engelken F, Bauknecht HC, Diekmann S, Klingebiel R: 320-slice CT neuroimaging: initial clinical experience and image quality evaluation. *Br J Radiol*, 82, 561-570, 2009.
- [7] Hein I, Taguchi K, Silver MD, Kazama M, Mori I: Feldkamp-based cone-beam reconstruction for gantry-tilted helical multislice CT, *Med. Phys.* 30(12), 3233-3242, 2003.
- [8] Kachelriess M and Kalender WA: Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart, *Med. Phys.* 25(12), 2417-2431, 1998.
- [9] Hong C, Becker CR, Huber A, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Knez A, Brüning R, and Reiser MF: ECG-gated Reconstructed Multi-Detector Row CT Coronary Angiography: Effect of Varying Trigger Delay on Image Quality, *Radiology*, 220, 712-717, 2001.
- [10] Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M and Schmidt B: Material differentiation by dual energy CT: initial experience, *European Radiology*, 17(6), 1510-1517, 2007.
- [11] Hoey ET, Gopalan D and Sreaton NJ: Dual-Energy CT Pulmonary Angiography: A New Horizon in the Imaging of Acute Pulmonary Thromboembolism, *AJR*, 192, W341-W342, 2009.
- [12] Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W: Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study, *Am J Roentgenol.* 193(9), 764-771, 2009.
- [13] Elbakri IA and Fessler JA: Statistical Image Reconstruction for Polyenergetic X-Ray Computed Tomography, *IEEE Trans Med Imaging*, 21(2), 89-99, 2002.