

X線CTの原理と開発の歴史:

EMI スキャナーから最近の photon counting CT まで

Principles and development history of X-ray CT: From EMI scanners to state-of-the-art photon counting CT

久留米大学医学部放射線医学講座 田上秀一

Shuichi Tanoue, Department of Radiology, Kurume University School of Medicine

Key words: Photon-counting CT, Dual energy CT, Multidetector CT, EMI scanner

コンピュータ断層撮影 (CT) の開発前の背景

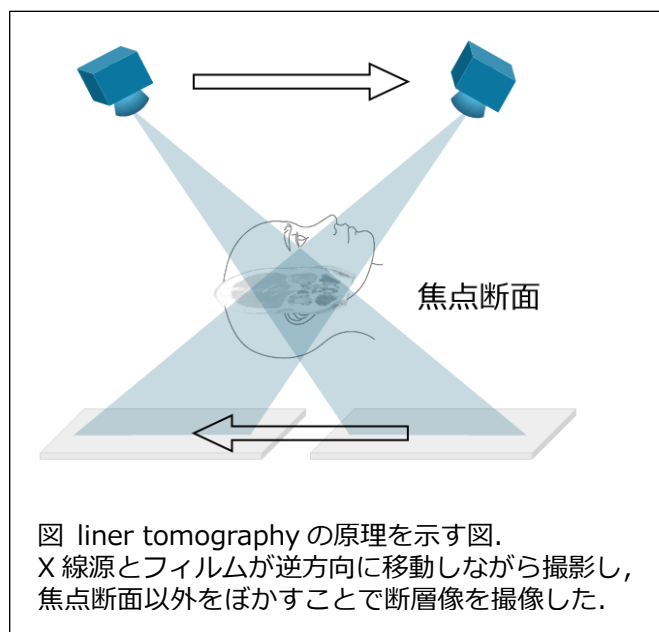
X線コンピュータ断層撮影 (X-ray computed tomography: CT) は物体を通過する 360° の X 線の透過データを計算して断面解剖を表示する画像であり、その開発と普及は画像診断の進化における極めて重要なマイルストーンとなった。CT の登場以前は、従来の X 線撮影や断層撮影 (linear tomography) によって診断がなされていた。X 線撮影は 1895 年の Wilhelm Conrad Röntgen による X 線の発見が契機となり (1)、それ以降急速に臨床現場に普及していった。これには Röntgen が発見の権利主張や特許取得をせず、科学技術発展のために無償で技術提供をおこなったことも寄与しているとされる (2)。この技術は臨床現場に大きく影響することとなったが、単純 X 線撮影による投影画像では解剖学的構造の 2 次元投影しか得られず、組織の重なりによって限界が生じることが多かった。その後、単純 X 線撮影を応用した方法として linear tomography が Bernard Ziedses des Plantes によって開発報告され、planigraphy と名付けられた (3)。これは X 線源とフィルムを逆方向に移動させることで非焦点断面をぼかし、焦点の断層像を作成する方法で、頭頸部から体幹部、四肢に広く応用された。しかし真の断層面画像化には至らず、その後の技術革新が待たれた。

X線CTの開発

1950~60 年代にかけて南アフリカ出身の物理学者である Allan M. Cormack は、投影データから内部構造を再構成する数学的手法 (Radon 変換) を提唱し、CT の理論的基盤を確立した

(4)。当時は実用化には至らず注目されなかったが、後の CT 開発理論の基礎となった。英国

EMI 研究所のエンジニアであった Godfrey Hounsfield は、第二次大戦後に EMI 者に入社し、レーダーの開発に従事していたとされている。1960 年代になりコンピュータ画像処理に興味を抱き、荷物検査の技術から複数の投影画像を計算して断面を再構成する技術を着想し、1967 年にプロトタイプを作成している。これは γ 線源と検出器を使い牛の脳を長時間かけて撮影、計算するものであった (5)。同時期に EMI 社のレーベル「Parlophone」には BEATLES が所属しており、"She Loves You" (1963 年)、"Help!" (1965 年)、"Hey Jude" (1968 年) とヒットを飛ばしていたことから、その収益が研究開発に充てられたのではないかという episode も知られている。その後線源を X 線管として撮影時間の短縮と解像度の向上を目指した最初の実用 CT scanner を開発し、1970 年に世界初の臨床用 CT



scanner である「EMI Mark I」が開発されて Wimbledon の Atkinson Morley Hospital に設置され、放射線科医である Jamie Ambrose とともに臨床試験を開始した (6)。

「EMI Mark I」のメカニズム

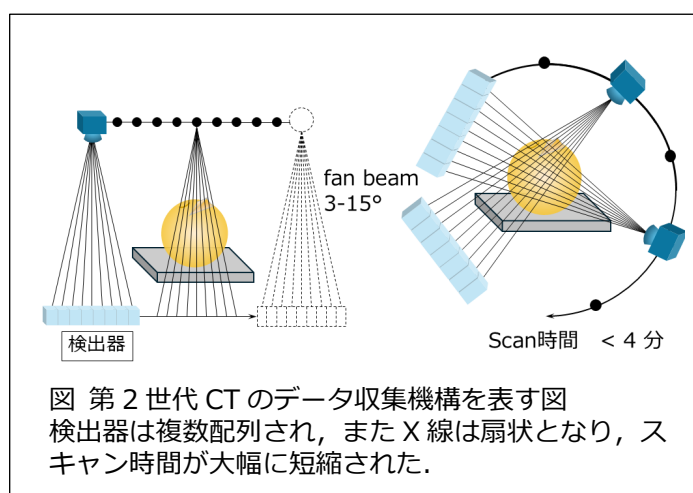
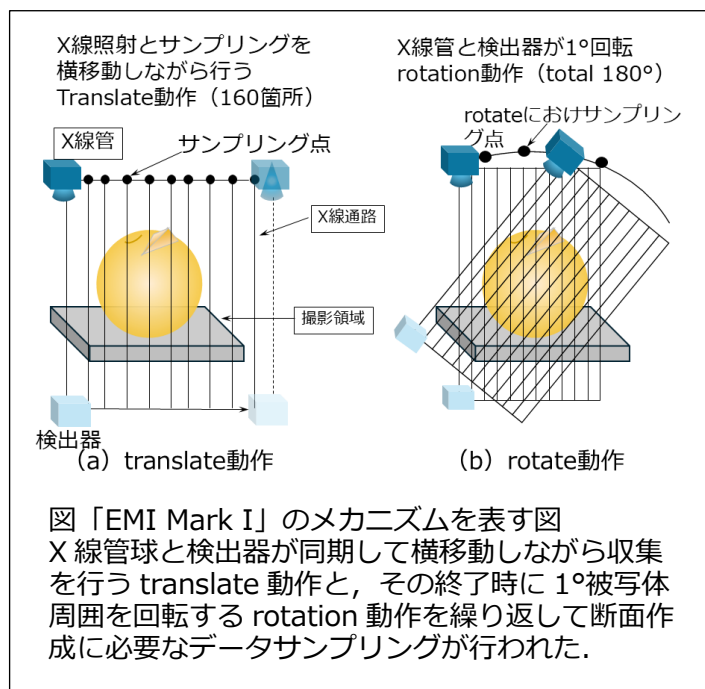
「EMI Mark I」は単一のペンシルビーム X 線源と、感度の高いシンチレータと光電子増倍管を組み合わせた検出器を搭載していた。X 線管と検出器は断面方向に横移動しながら total 160 箇所 of データサンプリングを行う作業 (translate 動作) を開始し、終了後に 1°被写体周囲を回転 (rotation 動作) する。それを 180°継続して $160 \times 180 = 28,800$ 分のデータ収集を 5 分以上かけて行った。これらのデータは EMI 1400 コンピュータで処理された。この処理能力は 0.1MPS (Million Instructions Per Second) であったとされ、現在の最新のノート PC と比べて 100 万分の 1 の速度であった。これによってフィルター逆投影法を用い

て約 2.5 時間をかけて再構成され、体軸断面画像が生成された。その画素数は 80×80 matrix であったと報告されている (7)。このフィルター逆投影法は、Cormack らが提唱していた Radon 変換の理論に基づいていた (4)。その後の世代の CT 装置では、検査時間短縮と分解能向上に向けて大きな技術的進歩がもたらされた。

EMI scanner 以降の CT の発展

EMI Mark I 以降の第 2 世代のシステムでは、複数(30-50 個)の検出器と X 線が扇状に照射される fan beam 構造が採用され、スキャン時間が大幅に短縮された (1 断面 20-30 秒)。そのため頭部のみでなく、胸部や腹部の撮像が可能となった。また再構成コンピュータの性能も向上したため、計算時間も数分であった。

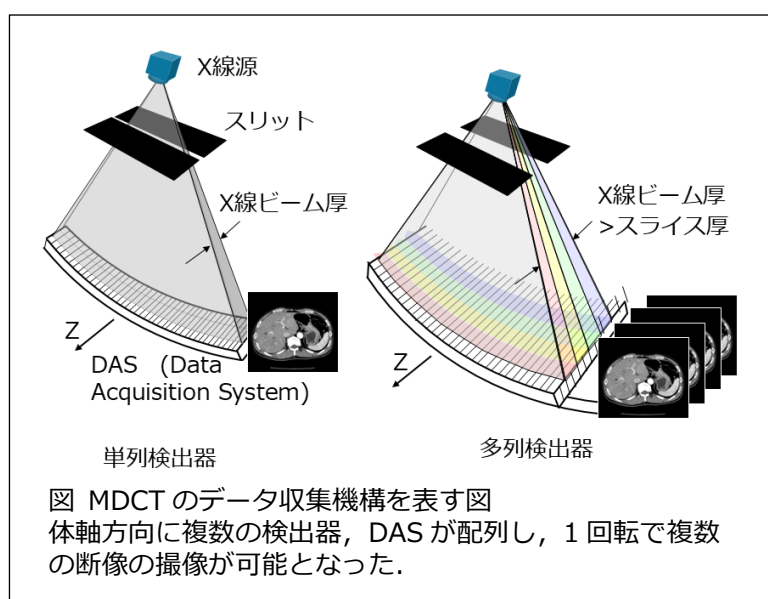
1975 年以降の第 3 世代では、X 線管と共に回転する 600-1000 個の検出器が配列したフルアーク検出器が採用され、また X 線もより広い角度の fan beam が可能となったため、translate 動作が必要なくなり、回転動作のみでデータ取得速度の向上と画質の向上が実現した。スキャン時間は 1-2 秒、再構成も数秒で可能となり、脳、胸部、腹部、その他の全身 CT が可能となった (5)。但しこの頃の X 線管にはデータ転送や電力供給のための通常のケーブルが使用されていたため、回転後は逆回転で元に戻る機構 (リセット動作) が必要であった。



1978 年頃以降の第 4 世代では、回転する X 線源と固定リング状の検出器が採用された。約 2000 の検出器が円弧状に固定され、回転動作は X 管のみとなり、スキャン時間短縮（1 秒）と連続撮影（rapid scan）が可能となった（8）。この世代から心臓 CT や冠動脈 CT、1 回の息止めによる肺 CT などへの臨床応用が徐々に広がっていった。

1980 年代後半から 1990 年代にかけて、スパイラル（ヘリカル）CT が登場した。これに関連する革新技术は Slip Ring の登場であった。Slip Ring は回転する X 線管球への電力供給とデータ転送を、ケーブルではなく電車のパンタグラフの様にブラシ状に接触するケーブルで行うものであった。この技術によってリセット動作が不必要となる、高速の連続回転が可能となった。加えて安定したテーブル移動、データ補完技術や計算速度の向上で患者の連続的な寝台移動中でも連続スキャンが可能になり、ヘリカル CT（らせん CT）へと技術が普及した。それに伴って細かな voxel data 取得と多断面画像再構成が可能となった。この頃から CT angiography による血管の 3 次元再構成が可能となり、脳動脈から大動脈、末梢動脈へと臨床応用が広がっていった。

また 2000 年前後の第 5 世代 CT としては電子ビーム CT (electron beam CT) の開発も進められた。これは X 線管球が回転することなく電子ビームを偏向させて被写体周囲のリング状のターゲットに照射し、そこで発生する X 線の透過を分析するものであった（9, 10）。X 線管の物理的な回転が必要ないため、1 スライスの収集時間は 0.05 秒以下と超高速であり、心臓 CT で冠動脈石灰化検出の有用性の報告がみられた。ただしその機構のため大型で高額な機械であり、臨床で普及するには至らなかった。



2000 年代初頭には、第 7 世代となる多列検出器 CT (MDCT) が開発された。体軸方向に複数の検出器、DAS (Data Acquisition System) を配列することによって 1 回転で複数の断面を撮像可能となった。1 回転で撮像可能なスライス数は DAS 数に依存し、4 列 DAS では 4 スライス、16 列 DAS では 16 スライスの撮像が可能となった。64 列 MDCT の登場以降、冠動脈 CT や全脳の perfusion CT が普及し、さらに 128 列、320 列と多列化した。さらに回転速度も 0.33-0.5 秒での回転が可能となり、全身撮影、0.5mm-0.625mm の高分解能撮影が普及していった。

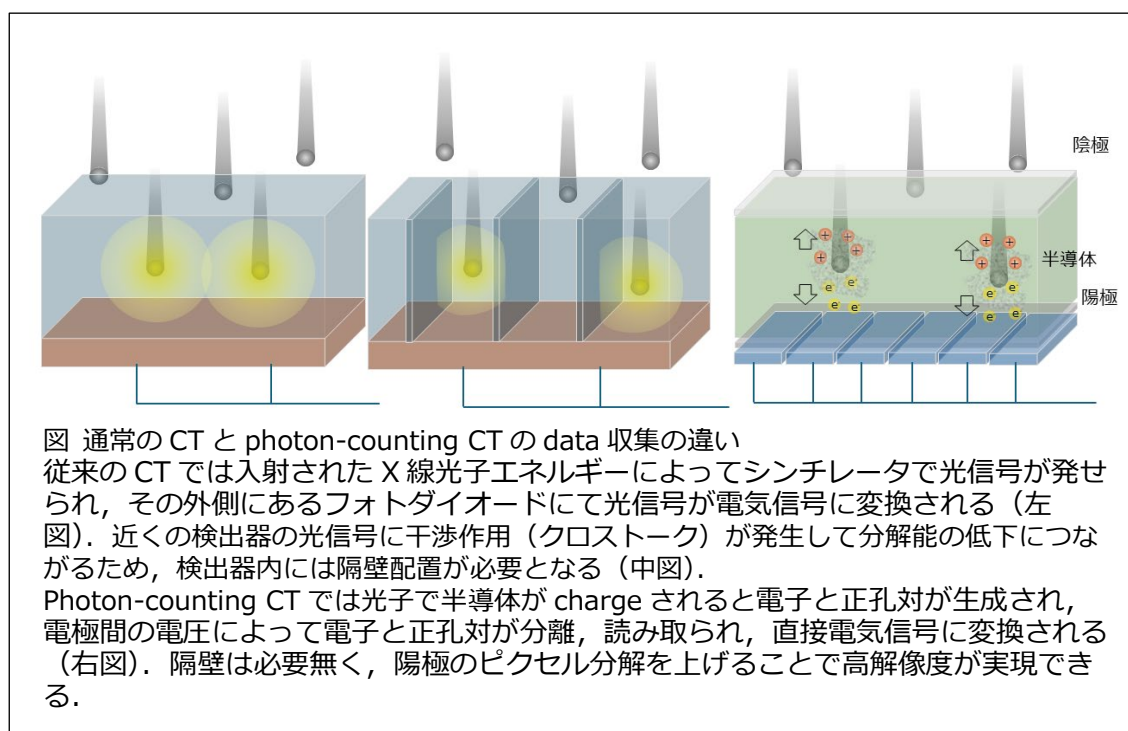
Dual energy CT の登場と臨床応用

2006 年以降の第 8 世代では dual energy CT が登場した。それまでの CT では一般に 120kVp の電圧での X 線を使用していたが、dual energy CT では 80kVp と 140kVp のように 2 種類の異なるエネルギーの X 線を使用し、物質弁別や仮想単色 X 線画像を作成する技術である。

X 線が物質を通過するときの減衰（吸収）は、エネルギーの高さと物質の原子番号に依存する。CT で表示される色調は CT 値という固有の数値で濃度表示されたものであり、CT 値は $\mu_t - \mu_w / \mu_w \times 1000$ (μ_t : 組織の線減弱係数, μ_w : 水の線減弱係数) で計算され、線減弱係数は原子番号に依存する質量減弱係数と密度で表されるものである。このため、原子番号が低く密度が高い物質と原子番号が高く密度が低い物質は同一の CT 値を示す、という現象が生じる（石灰化とヨードなど）。また CT で使用され

る X 線は様々なエネルギーを含む連続（多色）X 線であり、これが被写体に照射されて透過する際には低エネルギー成分が吸収されて実効エネルギーが高くなる線質硬化（ビームハードニング）という現象が起きる。これは金属や石灰化近傍のアーチファクトの原因となる（11）。このような問題を解決する目的で開発されたのが dual energy CT である。Dual energy CT によって生成される仮想単色 X 線画像では任意の単一のエネルギーを選択して選択して再構成することが可能であり、例えば高エネルギー画像ではアーチファクトやノイズを低減でき、低エネルギー画像では画像コントラストを高くすることができる。またビームハードニングアーチファクトを低減することも可能である（12）。さらに造影 CT からヨードを差し引いて virtual non-contrast CT の作成、あるいはヨードを抽出して iodine map の作成、石灰化成分の解析（尿酸カルシウムなど）といった技術が可能となった。Dual energy の撮影は各社で異なり、2 管球式（dual source）、高速 switching 式、2 層検出器式（dual layer detector）が代表であり、それぞれ利点欠点を有する。

最新技術の photon-counting CT



従来の X 線 CT の検出器は、入射された X 線光子をシンチレータで光信号に変換し、その外側にあるフォトダイオードにて光信号が電気信号に変換される機構からなり、一定間隔に DAS 内で積分して 1 スライスの必要な情報を得るエネルギー積分型検出器である。このシンチレータでの発光は近くの検出器に散乱すると分解能低下の原因となるため、隔壁が必要となるが、隔壁部分は信号検出ができないため、検出面積が制限される。分解能を保つにはこの隔壁を薄い構造とする必要があったが、技術的な限界もみられた。一方で photon-counting CT では検出器には半導体を使用されている。X 線光子は半導体内で電子と正孔対が生成され、その多寡は入射するフォトンエネルギー強弱に依存する。半導体の両面には陽極、陰極の電極があり、作成される電圧で電子、正孔対を分離して電気信号を読み取っている。フォトダイオードのように隔壁を作る必要はなく、陽極のピクセル分解を上げることによって分解能を向上させることができ、より高分解能、低ノイズの画像の取得が可能となった（13）。それによって解像度は 0.2-0.3mm と超高分解能となり、物質ごとのエネルギースペクトル解析、アーチファクト低減、被ばく線量低減につながっている。脳血管領域では石灰化とステント等の金属デバイスの分離、

穿通枝等の微細血管構築の描出とそれらの評価に有用性が高いとの臨床データが蓄積されつつある (14)。Photon-counting CT にはいくつかの課題も残されており、今後は耐久性の改善、ノイズ低減効果の改善のための半導体材料の工夫、高エネルギーの X 線で複数フォトンが同時に検出器に到達するバイルアップ現象の低減、エネルギーの誤検出の低減、さらには依然高価な機器であるためにコストの問題等にむけてさらに開発競争が進むものと思われる。

結語

CT の技術は臨床応用が始まって 50 年の歴史で劇的に変化した。今後もより高速化、高分解能化、被ばく低減にむけた開発が進み、また AI との融合でのアーチファクト低減、高分解能化、診断補助もさらに発展・普及すると思われる。また X 線管球が高速回転するという物理的な機構には限界もあることから、以前に開発が進められていた電子ビーム CT の発展形等の新しい技術に進む可能性も期待される。

参考文献

1. Röntgen, W. C. (1898). Ueber eine neue Art von Strahlen. *Annalen Der Physik*, 300(1), 12–17.
2. Geijer M, Inci F, Solidakis N, Szaro P, Al-Amiry B. The development of musculoskeletal radiology for 100 years as presented in the pages of *Acta Radiologica*. *Acta Radiol*. 2021 Nov;62(11):1460-1472.
3. Ziedses des Plantes BG. Eine neue methode zur differenzierung in der Röntgenographie (planigraphie). *Acta Radiol* 1932;13:182–192.
4. Cormack, A. M. (1963). Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. *Journal of Applied Physics*, 34(9), 2722–2727.
5. Beckmann EC. CT scanning the early days. *British Journal of Radiology*. 2006;79(937):5–8.
6. Ambrose E, Gould T, Uttley D. Obituary: Jamie Ambrose. *BMJ* 2006; 332:977.
7. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. *Br J Radiol*. 1995 Nov;68(815):H166-72.
8. Kalender WA. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Publicis, 2011.
9. Lembcke A, Hein PA, Dohmen PM, Klessen C, Wiese TH, Hoffmann U, Hamm B, Enzweiler CN. Pictorial review: electron beam computed tomography and multislice spiral computed tomography for cardiac imaging. *Eur J Radiol*. 2006 Mar;57(3):356-67.
10. Kulkarni S, Rumberger JA, Jha S. Electron Beam CT: A Historical Review. *AJR Am J Roentgenol*. 2021 May;216(5):1222-1228.
11. Agostini A, Borgheresi A, Mari A, Floridi C, Bruno F, Carotti M, Schicchi N, Barile A, Maggi S, Giovagnoni A. Dual-energy CT: theoretical principles and clinical applications. *Radiol Med*. 2019 Dec;124(12):1281-1295.
12. McCollough CH, Leng S, Yu L. "Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications." *Radiology*. 2015;276(3):637–653.
13. McCollough CH, Leng S, Yu L. "Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Applications." *Radiology*. 2020;297(3):509–522.
14. Okazaki T, Niwa T, Yoshida R, Sorimachi T, Hashimoto J. Visibility of Intracranial Perforating Arteries Using Ultra-High-Resolution Photon-Counting Detector Computed Tomography (CT) Angiography. *Tomography*. 2024 Nov 21;10(12):1867-1880.