

医療用X線CT技術の系統化調査報告

2

Historical Development of X-Ray Computed Tomography for Medical Use

平尾 芳樹 Yoshiki Hira

■ 要旨

X線CT装置は（以後CTと略す）は1968年に英国EMI社のハンスフィールド（Godfrey Hounsfield）によって発明され、放射線診断学を一変させ、近代医療に計り知れない恩恵を齎した。

医学会にあってはX線の発見以来の革命的出来事で、CTは登場するやいなや、類まれなる開発競争が展開され、熾烈な競争下で様々なアイデアに基づく多様な装置が開発され、驚異的速さで進歩発展を遂げた。2次元平面像であったCT画像は今や三次元立体画像となり、ボリュームCT時代に至っている。このボリュームCTへの扉を開いたのが日本が生んだ高速連続回転CTとこれに続くヘリカルスキャン（スパイラルスキャン、螺旋状スキャン、JETTスキャン、とも呼ばれている）である。

本報告書の理解のために、CTの原理について基本を概説してから、CT登場以前の先史的試みや原理的発見から、現代に至るCT成長の過程をエポックメーキングな装置と、企業の盛衰を含めて、七期に分けて整理した。産業技術史と系統化の視点で、わが国が生んだ高速連続回転CTとヘリカルスキャンに焦点を当て、そこに至る経緯に重点を置き、さらに、これらの登場によって描かれた現在に至るビジョンと、この達成への歩みについても簡単に触れた。

CTの歴史はシーズ主導であると言われているが、実はニーズと呼ぶより、叶わぬ夢とも呼ぶべき深い願望が存在している。すなわち、解剖せずに人体内部を観察したいと言う願望であった。この願望を叶えた一つがX線であったし、CTであった。願望は次の願望を生み、願望は夢で終わらず、叶えられてきた。CT登場後の歴史は、この夢を現実化してきた歩みと言える。熾烈な競争下で登場した様々なアイデアの中には現在にも通じるものが多く存在していた。必要なシーズが揃わなくて、日の目を見なかったり、シーズが未成熟で、実用域に及ばず受け入れられなかったりしたものも多く、シーズの成熟、発展に伴って、後年に再び脚光を浴びる例も多い。高速連続回転CTの基本構成であるスリッピングはその最たるものである。必要なシーズの発掘、育成、醸成、の努力と共に、新たなシーズの誕生によって、CTは発展を続けてきた。待つことも含めて、必要なシーズを揃えるのに長時間を要するために、時として元々の願望（ニーズ）が忘れ去られ、実現時に唐突感を与えることになる。アイデアレベルでは相当古くから知られており、在る時突然実現することになる。

なお、CTは医療装置であり、疾病構造、医療行政等に無縁では有り得ず、これらと密接に関連する。CT登場後は、日本では官主導での大量調達により、CT検査の効用が世間に迅速に認知され、低額ではあったが保険適用されたことでCT検査は急速に普及した。輸入で立ち上がったCT産業ではあったが、独自開発による我国に適した装置開発と相まって、コストダウンが進められ、市場の成長が促進された。保険点数は高く、導入を抑制する方向であった欧米諸国とは大きく異なっていた。その結果、わが国は人口当たり台数で世界一のCT普及国となり、世界のCT製造企業7社のうち3社を有しており、CTに関して果たした役割も大きい。CT登場以前でも高橋信次による回転横断撮影法はアナログCTとも呼べる物で、世界的に評価され、TAKAHASI TOMOGRAPHYと敬意を持って呼ばれている。また超高速CTの原型とも言える装置もわが国で生まれており、これら日本発、あるいは日本初の足跡についても極力取り上げた。

日本は世界一のCT普及国であると共に、世界一の医療被曝国とも言われており、CTによる医療被曝が課題であるが、それに見合う効用も大きく、無駄な検査を避け、適正なCT検査に努め、医療被曝の最適化を図る事が有識者により提唱されている。医療被曝の課題も認識されている限り、日々の地道な努力にて改善され、CTは、新たに描かれた夢に向かって今後も進化を続けていくであろう。

■ Abstract

The first X-ray computed tomography (CT) scanner was invented in 1968 by Godfrey Hounsfield of EMI, Ltd. in the United Kingdom. Computed tomography transformed radiological diagnostics and brought about immeasurable benefits to modern medical care.

In medical conventions, CT was the most revolutionary event since the discovery of X-rays, and no sooner had CT appeared than severe competition began resulting in the development of diverse equipment based on a variety of ideas and to unbelievably rapid progress. Computed tomography images began as two-dimensional planar images (slices) that have since evolved to three-dimensional images that launched the “volume CT” era. The door to volume CT was opened by high-speed continuous rotating CT and its successor helical scan CT (also known as spiral scan, screw-shaped scan, and JETT scan) born in Japan.

To facilitate understanding of this report, we will begin with an explanation of basic CT principles. This will be followed by a history of CT growth divided into seven periods ranging from pre-CT attempts and the discovery of basic principles to state-of-the-art technology including epoch-making equipment and the ups and downs of corporate ventures. Here, from the viewpoint of industrial-technology history and systemization, we will focus on high-speed continuous rotating CT and helical scan CT that originated in Japan placing importance on the sequence of events leading up to that equipment, and we will touch upon the future vision generated by the appearance of this equipment and advances made to fulfill that vision.

It is said that the history of CT has been technology-driven (seeds-driven), but, in actuality, there exists a deep desire stemming from an unfulfilled dream rather than a need. In other words, there is a natural desire to be able to look inside the human body without having to dissect it. This desire has been fulfilled first by X-rays and then CT. Here, one desire gave rise to another desire, and the latter desire came to be fulfilled without bringing an end to the dream. The history of CT following its initial appearance can be viewed as the path taken to achieving that dream. Amidst the many and diverse ideas that appeared under severe competition, there were still many things shared in common, and that is still true today. There are many cases in which necessary technological innovations or seeds could not be adequately arranged leaving them to be forgotten and cases in which seeds never matured enough to enter the practical domain and be accepted. But there are also many examples of seeds that have eventually matured and progressed giving them a second chance in the limelight. The slip ring making up the basic configuration of a high-speed continuous rotating CT is a prime example of this process. Computer tomography has continued to progress by efforts made to uncover, cultivate, and foster necessary seeds and by the birth of new seeds as well. Considering that it takes a long time to arrange necessary seeds (as some seeds must sometimes be waited for), original desires (needs) are sometimes forgotten making it appear that they have suddenly turned up in the present. At the idea level, needs are known from many years before, but they can suddenly materialize at a certain point in time.

Given that CT is predominantly used for medical care, it cannot help but be closely related to disease structure, administration of medical care, etc. After the appearance of CT, the usefulness of CT examinations came to be rapidly recognized in society due to government-led mass procurement, and the use of CT examinations spread rapidly due to their coverage by health insurance for low-income patients. Although a CT industry launched through the import of equipment existed, this industry combined with the domestic development of equipment oriented to Japanese needs helped to drive down costs and promote market growth. This situation differed from that of Europe and the United States where the trend was to control the introduction of CT due to the high number of health insurance points associated with it. As a result, Japan leads the world in terms of number of CT units per capita, and among the seven CT manufacturers in the world, Japan is home to three of them. Japan therefore plays an important role in the CT industry. Before the appearance of CT, the Axial Transverse Tomography (ATT) method developed by Dr. Shinji Takahashi (also referred to as “analog CT”) received high praise from around the world, and it is sometimes called Takahashi Tomography out of respect for its creator. Ultra-high-speed CT equipment also originated in Japan, and such Japanese-original devices and achievements have been taken up in this report as much as possible.

In addition to being the world leader in number of CT units per capita, Japan is also called the world leader in medical radiation exposure. Though radiation exposure by CT is certainly an issue, the benefits of CT are nonetheless considerable. Key figures in the field advocate that unnecessary CT examinations be avoided and that efforts be made to administer appropriate examinations with optimal doses of radiation. As long as the issue of medical radiation exposure is recognized and steady efforts are made to improve CT in this regard, we can expect CT to continue to evolve toward the realization of newly formed dreams.

■ Profile

平尾 芳樹 *Yoshiki Hirao*

国立科学博物館産業技術史資料情報センター主任調査員

昭和43年3月	東京工業大学理工学部電気工学科卒業
昭和43年4月	東京芝浦電気株式会社入社
昭和43年5月	医用機器事業部に医療分野におけるコンピュータ応用システム関連の業務に従事（ハードウェア/ソフトウェア開発、医療情報システム、病院自動化システム、リハビリテーション機器システム等、調査企画設計）
昭和51年5月	CTプロジェクトチーム(EMIスキャナ技術導入とCT製造体制確立)、CT技術部長、CT事業担当部長、医用機器事業第一担当部長（X線、治療）、CQOを歴任
平成11年3月	同社退社
平成11年4月	東芝メディカル株式会社入社 CT営業部長
平成17年3月	東芝メディカルシステムズ株式会社 退社 (制度変更・製販統合後新社名)
平成19年4月	国立科学博物館産業技術史資料情報センター主任調査員
現在	社団法人 日本医用画像情報工業会 EMMI合同委員会委員 株式会社 アイキャット 顧問

■ Contents

1. はじめに	85
2. X線CT装置の原理	86
3. EMIスキャナ登場以前の萌芽期	94
4. EMIスキャナの登場（新放射線診断学の曙）.....	98
5. 開発競争の時代の幕開け(放射線診断学の革命) ...	100
6. 高性能化とCDの追求による市場拡大 （MRIとの市場争奪競争）.....	114
7. 高速連続回転スキャナの登場（ポリウム/ リアルタイムスキャン時代幕開け）.....	123
8. ヘリカルスキャンの開発	130
9. ヘリカルスキャン以降	136
10. CT応用の広がりとは波紋	141
11. 系統化とまとめ	149
12. あとがき・謝辞	153
資料 X線CT装置の世代変遷と系統化	154
X線CT装置技術の変遷と系統化（1）.....	155
X線CT装置技術の変遷と系統化（2）.....	156
高速連続スキャン以前の装置系統図	157
CT登場前後のトピックス(社会、医療関連、CT装置関連) ...	158
CT登場後のトピックス(社会、医療関連、CT装置関連) ...	159
産業技術史資料・登録候補一覧（医療用X線CT装置）...	160

1 | はじめに

X線CT装置（以後CTと略す）は1968年に英国EMI社のハンスフィールド（Godfrey Hounsfield）によって発明され、1970年初頭に実用化されて以来、放射線診断学に革命を齎すと共に、臨床医学発展に大きく貢献した。

CTは登場するや否や医学会、産業界に衝撃を与え、類まれなる装置開発ラッシュを勃発させ、瞬く間に全世界に普及して短期間に驚異的な進化発展を遂げた。

近年の医療技術の進歩は目覚しいが、CTはその最たるものである。最初のノーベル物理学賞の対象となったウィルヘルム・コンラッド・レントゲン（Wilhelm Conrad Roentgen）によるX線の発見（1895年11月）に、比肩するとも言われている。

Computed Tomographyの頭文字をとってCTと呼ばれるのが一般的だが、Computed Axial Tomography、またはComputer Assisted Tomography、からCAT、コンピュータ化断層撮影装置とも呼ばれた。原理的にX線ビームを患者に照射する時、X線ビームを走査（scan：スキャン）するため、CTスキャナとも呼ばれる、登場当初は製造元が（ビートルズで有名な）EMI社（Electrical and Musical Industries：以後EMIと略す）であったため、EMIスキャナと呼ばれていた。X線を用いるため、X線を付してX線CTとか、X線CTスキャナとも呼ばれている。

登場当時はAxial Tomographyの言葉の通り、アキシヤル断層像（人体の横断面の画像、輪切り画像、単に断層像とも呼ばれる）が対象であったが、今や3次元の立体画像を扱うボリュームスキャナに進化している。

このボリュームスキャナへの扉を開いたのが日本で生まれた高速連続回転CTと、これに続くヘリカルスキャン（スパイラルスキャン、螺旋状スキャン、JETTスキャンとも呼ばれるが、本報告ではヘリカルスキャンに統一する）である。

本調査ではEMIスキャナ登場以前の萌芽期から史実を調査し、特に、現在のボリュームスキャナへの道を開いた大口径スリッピングを用いた高速連続回転CT、この装置で実現されたヘリカルスキャンに焦点を当てて実施した。

本報告書の理解を容易にするため、第二章で「X線CT装置の原理」について簡単に解説した。第三章以降、X線CT装置の発展の経緯を7期に分けて、史実を中心に解説し、その時々エピソードや技術的トピックスを紹介した。第三章「EMIスキャナ登場以前の萌芽期」では、CTの発明に先立って、散見される、原理的発

見について紹介した。特に先史的試みとして評価され、TAKAHASHITOMOGRAPHYとも呼ばれた、我が国が誇る高橋信次の回転横断撮影法について詳述した。第四章「EMIスキャナの登場（新放射線診断学の曙）」では、EMIスキャナ登場の経緯を紹介する。第五章「開発競争時代の幕開け」では、世界的規模での熾烈な開発競争下で生まれた、様々なアイデアに基づくエポックメイキングな装置の概要と企業の盛衰について調査し概説した。また日本のCT市場と産業の立ち上がり状況、日本発で世界初の電子走査式CTと、その果たした役割について記述した。さらに装置変遷に伴う世代分類について、古典的分類に加え、現在にも通用する分類も紹介した。MRIの将来性に期待が高まった1980年代前半には、開発競争も一段落し、技術的停滞期を迎えて、スキャン速度向上や高性能化に向けての装置改良やコストダウンが中心となった。第六章「高性能化とCDの追求による市場拡大（MRIとの市場争奪競争）」では市場の概要と、CT発展を支えた重要技術であるX線管、X線発生装置、X線検出器の変遷について記した。日本が世界最大のCT普及台数を記録する元になった、普及型CTについて、代表機種を紹介した。第七章「高速連続回転CTスキャナの登場」第八章「ヘリカルスキャンの開発」では、開発の経緯と、重要技術、さらに主要な臨床応用面を概説し、第九章「ヘリカルスキャン以降」では、サブセカンドCT、マルチスライスCT（以後MSCTと略す）、4次元CT（以後4DCTと略す）、コーンビームCTなど、ヘリカルスキャン以降のCTの変遷を簡単に紹介した。頭部から全身隈なくCTの対象となり、画像診断学に革命が齎され、さらに治療面、検診面、などにも活用され、特に本邦では、他の医療用機械と組み合わせられた様々な複合装置も生み出され応用を広げた。また、CTの進歩は関連技術の革新を促した面もあり、画像診断学、臨床画像の利用技術、これに必要な工学技術、たとえば、3次元画像処理、臨床画像表示、転送、ファイリング、などはCTの範疇を超えて成長発展した。一方CTの高性能化にともなって放射線被曝への配慮も必要となって来た。これらについて第十章「X線CT応用の広がり、およびした影響」で概説した。最後に「系統化とまとめ」として、技術の系統化、疾病構造とCT、更なる発展、今後の課題と展望についてふれた。

なお、一般にCTと言うと、工業用装置も存在し、昨今では歯科用CTも登場しているが、市場とニーズはもちろん、装置も異なるので、本調査研究では医療用X線CT装置に限定した。

2 | X線CT装置の原理

CTを理解するために必要な原理について基礎事項を概説する。

2.1 X線の発生

真空管の一種であるX線管が一般に用いられる。真空容器中に陰極（フィラメント）と陽極（電子を衝突させるターゲット、通常タングステン）が対向して配置されており、陰極のフィラメントに電流を流すとフィラメントは加熱され高温となり熱電子が飛び出て、陰極と陽極間に印加された高電圧で加速され陽極のターゲットに衝突する。この時、熱電子とターゲットのタングステン原子は相互作用を起こして、熱電子が運動エネルギーを失い、そのエネルギーの一部がX線として放出される。発生するX線は陽極の材料（物質）によって決まる特性X線（K線）と、熱電子が制動されることで発生する連続X線とが重畳されたものであり、連続X線にはX線管電圧のピーク電圧に相当するエネルギースペクトルまで連続的に現れる（実際には、低いエネルギー成分は急速に減衰してしまう）。

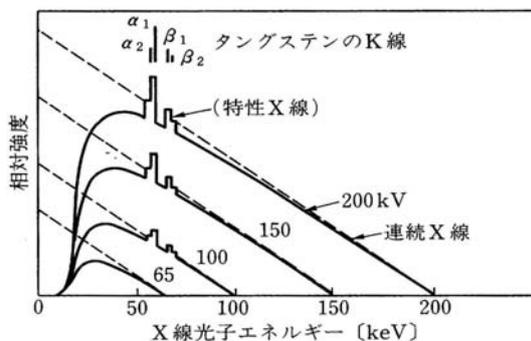


図2.1 タングステンターゲットより発生した⁽¹⁾ X線エネルギー分布 (Johns)

図ではK線にエネルギー幅があるが、測定器の応答性能によるもので、実際は線状である。ターゲットに衝突する熱電子のほとんどは熱になってしまいX線として利用されるのは1%程度である。

2.2 吸収係数と指数関数の法則

単色エネルギーのX線光子と吸収体厚との関係は、入射X線強度を I_0 、吸収体厚さを t 、吸収体透過後のX線強度を I とすると I は次式で表され、 $I=I_0e^{-\mu t}$

X線の減弱に関する基本式で指数関数の法則とも呼ばれる。 μ は線減弱係数と呼ばれ、X線エネルギー、吸収体物質、密度で決まる比例定数である。CTでは吸収係数、あるいは線吸収係数（以降吸収係数と呼ぶ）と呼ぶ。 I_0 と I が判れば、吸収係数と厚みの積を求めることができる。

$$\mu t = -\log(I/I_0) = P$$

一般に物体が均質でない場合、位置 S における吸収係数を $\mu(s)$ と書くことにすれば、 P は $\mu(s)$ を積分したものを表し、 $P = -\log(I/I_0) = \int \mu(s) ds$ P を（このX線ビームに沿った） $\mu(s)$ の投影と言う。

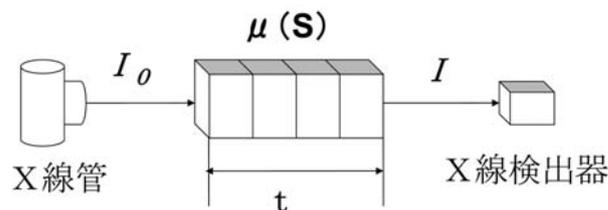


図2.2 均質でない物質にX線を照射

2.3 ビームハードニング（線質）

実際のX線は単一エネルギーではなく、図2.1に示されるように、X線管に加えられた最高管電圧で決まる最大エネルギーを最大として、低い方へ連続的に分布しているエネルギースペクトルで構成されている。低いエネルギー成分のX線ほど減弱が大きいいため、吸収体を透過するごとにエネルギースペクトルが変化して、吸収値も変わり誤差となる。定性的表現であるが、低いX線エネルギー成分のX線を軟X線、高いX線エネルギー成分を硬X線と、X線を硬さで表現し、ビームハードニングとか、線質硬化という言葉が用いられている。ビームハードニングにより生じる収集データの非線形性誤差を低減するため、CTではフィルタ（Cu, Alなど）を用いて線質を硬くしているが、完全解決に至っていない。

2.4 ラドン (RADON) の定理⁽⁵⁾

CTの基本原理は1917年オーストリアの数学者であるラドン (J.Radon) が数学的に証明した定理に立脚している。すなわち「二次元あるいは三次元の物体はその投影データ (projection data) の無限集合から一

意的に再生できる」というものである。このことは、光線、X線、電子線、超音波、放射線、重粒子線、宇宙線、等々、目的に応じた照射線を選び、物体にあらゆる方向から照射し、これが物体を通過（透過）した後の投影データを観測すれば、物体内の目的とする物理量の分布を再生することが出来るということである。CTではX線が用いられ、目的とされる物理量はX線の吸収係数である。あらゆる方向から被検体を透過したX線の強度を測定して、X線源（点線源）と検出部（検出素子）を結ぶ線上（X線パス）を透過して来た透過X線を考えると、入射X線はX線パス上に存在する様々な被検体内部物質により徐々に吸収され減弱され、検出素子に到達して透過X線強度として測定される。これだけでは各部でどの程度吸収されたかわからないが、X線パス上の各部での吸収量を未知数として、異なるX線パスを設定し、これらX線パスの透過X線強度を測定すれば、一連のX線透過強度と未知数から連立方程式がなりたち、未知数の値が解として得られる。現在のCTでは無限の投影データ収集は不可能であり、三次元の投影データの直接収集も困難であるので、実際のCTでは離散的な有限の投影データを扱うことになり、有限な投影データの質と量に依存することになる。空間的に、より細かく、より均一に、より多くの投影データを、得る事が重要であり、なおかつ、高精度に、安定して取得せねばならず、弛まぬ改良が進められて来た。高速連続回転型CTで投影データの時間的連続性が、さらにヘリカルスキャンにて空間的連続性が得られ、ボリュームスキャンの概念が確立された。投影データとはX線のある方向から被検体に照射した時に透過して来たデータのこと、異なった角度方向から多くの投影データを得て、これらのデータをもとにして断層像を再構成する方法が示されていたが、計算量が膨大であったため、コンピュータの普及まで待たねばならなかった。

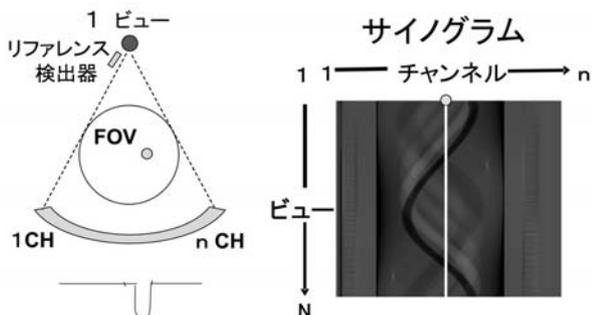


図2.3 投影データ (Projection Data) とサイノグラム

投影データを取得順に並べたものをサイノグラムと呼び、第三代方式（後述）の例を図2.3に示す。

2.5 データのサンプリング

2-5-1 サンプリングの定理

投影データを収集するサンプリング間隔（レイサンプリング間隔）を a とすると、投影データの持つ最高周波数成分（投影データを周波数空間で表した時の最高周波数） ω_n との関係は $a=1/2\omega_n$ で表され、サンプリングの定理と呼ばれる。すなわち、周波数空間 ω_n （ナイキスト周波数；Nyquist Frequency）を持った物体はサンプリング間隔 a でサンプリングすれば、物体の持つ情報を忠実に再現できると言うことを表している。

2-5-2 ビューサンプリング（ビュー数；投影数）

ラドンの定理で述べたように、投影データの数が再生画像の品質に影響するが、レイサンプリング間隔、X線ビーム、走査時間、走査方法、ほか、なども関与し、普遍的法則はない。物体を中心にして回転方向に走査して一定角度毎にサンプリングする場合、被検体直径 D 、レイサンプリング間隔 a とすると、理論的にはビューサンプリング N_v は次式で与えられる。

$$N_v = \pi D/2a$$

2.6 投影データと画像再構成⁽²⁾

CTが実現できたのは、前述の投影データがデジタルデータとして得られ、さらにコンピュータによる画像再構成処理のおかげである。ここでは、横断面像の再構成処理法について説明する。

CTで測定されるデータは、物体を透過したX線強度の分布である。この透過強度と入力強度の比の対数変換を行うと、X線ビームの経路に沿った減弱係数の総和が得られる。そこで、CTにおける画像再構成の問題は、ある横断面内の減弱係数の分布（求めるべき像）をある方向に合計して得られる一次分布（投影とよぶ）を多数の方向について求め、それから横断面像を復元するという問題に帰着する。この問題の数学的解法がラドンの定理であり、投影データを得ることがラドン変換に相当し、ラドンの逆変換によって、解析的に原像に忠実な像を再生することができる。ラドンの逆変換は積分変換の一種であり、コンピュータ演算できるアルゴリズムを組んで実行しても演算時間の関係から実用的ではない。そこで、初期のCTでは代数的再構成法（Algebraic Reconstruction Technique）が用いられた。現在は、投影データの一次元フーリエ像が原像の二次元フーリエ像に対応することから、一次元フ

ーリエ像を二次元フーリエ逆変換することにより原像を復元するフーリエ変換法や、復元画像のボケを改善するために投影データに対しフィルタリング処理を施した後に逆投影するフィルタ補正逆投影法（コンボリューション法、もこの方法に含まれる）などの解析的に厳密な解を与えられる方法が主流である。ここではごく基本的方法について原理的な解説を行う。再構成の進化も目覚しく、多様な方法が報告されており、最新の方法、厳密な数学的解法を知りたい場合は、文献を参照されたい。現実のCTでは数学的解法をベースにしているものの、各種の補正処理を含め詳細は不明のため、一般論に留めざるを得ない。

2-6-1 逆マトリックス法 (Matrix Inversion) ⁽²⁾

実際のCTでは用いられていないが最も基本的方法で、一番理解しやすい方法である。図2.4の様に4個の異なる減弱係数を持つ画素からなりたっていると仮定する。実際我々が求めることができる値は図2.4に示す各方向の投影の値だけであり、投影の値から未知数 X_1 、 X_2 、 X_3 、 X_4 を求める問題となる。逆マトリックス法はこれら連立一次方程式の解を求めることである。実際には未知数の数は非常に多く、連立方程式の次数も大きく、実用に適さない。

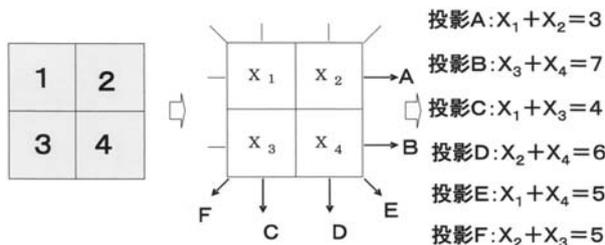


図2.4 逆マトリックス法 ⁽²⁾

2-6-2 逐次近似法 (Iterative Approximation) ⁽²⁾

初期のCTで用いられた方法で垂直と水平方向の投影値だけ判っていて、画素の値は判っていない4個の画素から成る横断面を考えてみよう。

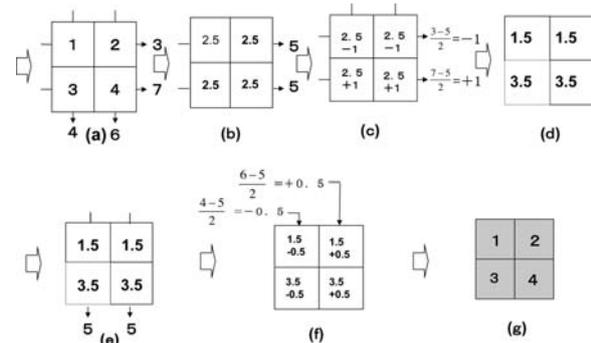


図2.5 逐次近似法 (Iterative Approximation) ⁽²⁾

水平方向と垂直方向の投影データが得られているが、投影総和を全画素数で除した平均値を全画素に初期値として割り当てる。

本例では投影の総和は $3+7=10$ で画素数4であるから、 $10/4=2.5$ を割り当てる (図2.5 (b))。割り当てた数値での水平方向の投影は図2.5(b)の通り5になるが、実際の投影の値3と7との差を画素数で除した値で各画素の値を修正する (図2.5 (d))。続いて図2.5 (e) の様に修正後の画素の垂直方向の投影を求めて、図2.5 (f) に示すように、2回目の修正を垂直方向の実測値によって行くと、図2.5 (g) に示す画素と同じ値が復元されていることがわかる。本方法が逐次近似法の基本な考え方であり、初期のCTではこの方法が用いられた。

2-6-3 逆投影法 (Back Projection) ⁽²⁾

この方法はクール (D.E.Kuhl) によって、RIの横断イメージに使われた方法で、CTよりもずっと前に行われていた (後述)。後述のフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection : FBP) の基礎となる方法で、逆投影の重ね合わせで像が復元されるが、独特の画像ボケを生じる。各方向で得られた投影を逆に画素面に戻して、それらを合計していくものである。説明のため、逐次近似法の説明で用いたのと同じ横断面を例として解説する。

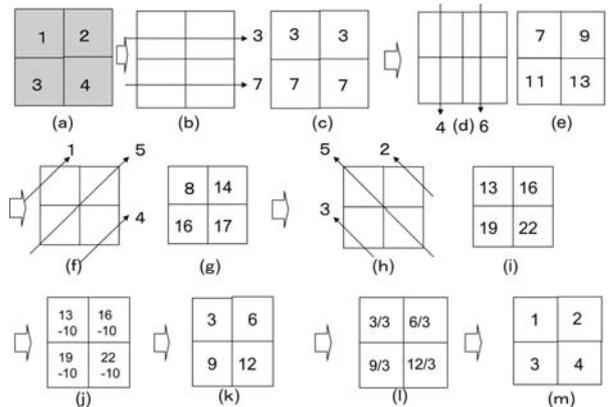


図2.6 逆投影法 (Back Projection) ⁽²⁾

図2.6 (C) は水平方向の投影を水平方向に逆投影した結果であり、次に垂直方向の投影による逆投影を行い図2.6 (d) の結果に加える (図2.6 (e))。続いて、図2.6 (g) のように、右対角線方向の投影を加え、さらに図2.6 (i) のように左対角線方向の投影を加える。ここで、全ての画素からある一定値を減じ、最後に3で除すると原画像が復元されたこととなる。本法は後述のフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection)

の基礎となる方法であるが、この方法の理解に有用な図式的解説を行う。

CTの撮影領域（円平面）内に一本の鉄釘（高吸収物体）があるとすると、図2.7のように釘を挟んで対向配置された一对のX線管と検出器で走査すると、釘の位置に対応したX線の減弱を示す投影が得られ、コンピュータには、撮影領域の画素に相当する記憶番地に投影の強度に比例した値が記録される。2.7(a)の撮影視野で灰色の部分の一つの投影からの逆投影結果である。

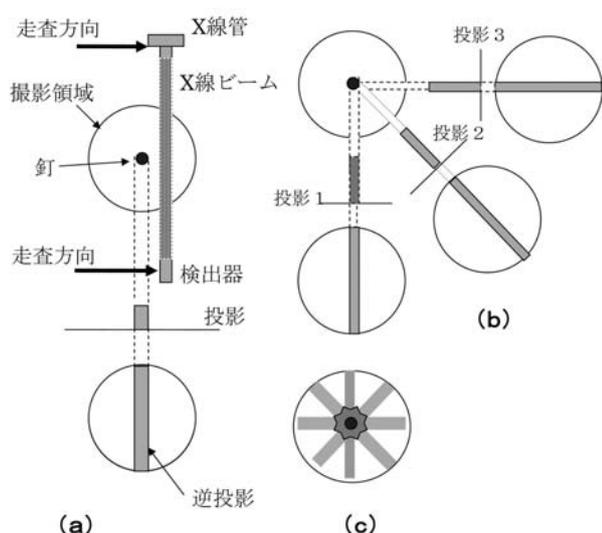


図2.7 逆投影法⁽²⁾

一回の走査を終えると、一对のX線管と検出器を一定角度回転させ、再び同じ走査を実施して次の投影を得て、先の逆投影された画像に重ねる様に逆投影する。これを全周にわたって行くと、逆投影画像として釘の位置に対応した場所が高濃度になる。多くの方向からの逆投影を行うと図2.7(c)の様に、星状のパターンとなる。これは、逆投影を重ね合わせると釘の位置に対応して高濃度の画像が生成されるが、星状のボケが生じ正確に釘を復元できとは言えない。高濃度の物体からの距離に逆比例してこのボケは減少し、逆投影法の点拡がり関数（point spread function）を表しており、横断面の吸収係数の分布にこの点拡がり関数を重ね合わせる（convolution）ことにより、再構成像が得られる。

2-6-4 フィルタ補正逆投影法⁽²⁾

(Filtered Back Projection : FBP)

畳込み逆投影法または重畳逆投影法（Convolution Back Projection;CBP法）とも呼ばれており、現在のCTで用いられている方法である。その名が示す通り、

コンボリューション（畳込み）とバックプロジェクション（逆投影）にて画像復元を果たす方法であり、逆投影像のボケを除去することを狙った方法である。逆投影法では得られた投影の大きさに正比例した逆投影を行っていたのであるが、FBP法では投影に対して、ある種のフィルタ処理を行ってから逆投影しようとするものである。元の投影に対してある特性を有するフィルタ処理を行い、補正後の投影を計算で求めてから、これらを逆投影することで原画像の復元を図る方法である。逆投影法の解説で用いた釘の投影から解説する。

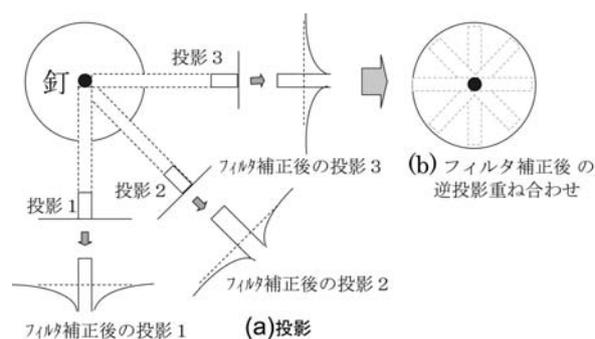


図2.8 フィルタ補正逆投影法⁽²⁾

高吸収物体識別によく用いられるフィルタ（再構成関数）を用いた例を図2.8(a)に示す。原点は正で、それ以外は負で、原点から遠ざかるほど0に漸近するような関数である。図2.8(b)はフィルタ補正後の投影を各方向から逆投影して重ね合わせた結果で、中心線の交叉する点は重なり合って高濃度となるが、その点以外は正の中心線と周囲の負の領域とが相殺しあって、ほぼ0になり、高濃度の周囲のボケが消えるような処理となる。データ収集と同時にフィルタ処理が行え処理速度が速いのが特長である。

フィルタ補正後の逆投影重ね合わせフィルタ処理の演算を重ね合わせ積分とか畳込みとか、コンボリューションと言い、フィルタとして用いられる関数を画像再構成関数と呼び、臨床用として各種用意されており、臨床目的や対象部位により選択される。すなわち、画像再構成関数の選択により画像の雰囲気は大きく変化し、エッジ効果の大きい関数を用いると空間分解能は向上するが画像ノイズが増大し、この逆の関係もあり、被写体の有する空間周波数を考慮する必要がある。当然CT値（後述）にも影響する。

2-6-5 その他の方法

(1) フーリエ変換法（Fourier Transform）

CT画像の再構成処理の一つとしてフーリエ変換法がある。これは投影を周波数空間で扱うため、数学的

理解が必要となり、理解がややむずかしいので省略する。

(2) マルチスライスCT (MSCT) での再構成

MSCTは体軸方向にも検出素子を格子状配列した検出器を用いて、1スキャンで複数スライス分の軸方向データも取得できる装置で、ボリュームデータからの画像再構成法が用いられるが、各社ごとに多様である。

(3) コーンビーム再構成 (Feldkanp法)

光電子増倍管 (イメージンテンシファイヤ: II管、以後II管と略す) や平面検出器 (Flat Panel Detector:FPD、以後FPDと略す) を用いて、一回転でボリュームデータを収集するのがコーンビームCTで、CTとは別に、発展してきた。一回転でボリュームデータを収集し、ピクセルではなくボクセル単位 (2.9で後述) X線吸収係数を求める方式である。各ボクセルを通過する投影データからボクセルごとのX線吸収係数を求める方法が用いられている。各検出素子と焦点間距離、入射角度は個々に補正処理されねばならない。

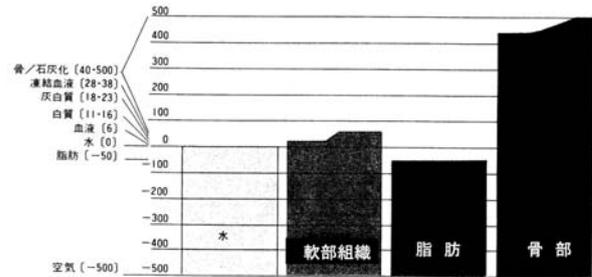


図2.9 人体組織のEMI number ⁽³⁾

水の吸収係数の2倍程度の骨等まで表現すれば、EMI numberだと±500の範囲で生体の各組織は表現できることになる。(HUだと±1000の範囲)。

最新の装置では水の吸収値の2倍以上の高吸収も表現できるように、もっと大きなCT値も表示可能になっている。このX線吸収係数に対する分解能は密度分解能であり、特定濃度の対象をどの程度まで識別可能かで評価される。すでに述べたように、実際のX線は発生源から拡がりを持ち、スペクトル的に単色ではないので、組織のCT値は統計的平均値と考えるべき値であり、CT値のばらつきの程度を示す標準偏差 (σ) とも相関する。これに対して、どの程度の小さいものまで識別できるかという能力が空間分解能であり、X線ビームや検出器のサイズ、サンプリングによって決まる。分解能については2.10で再度述べる。

2.7 CT値と分解能

CTはX線吸収 (減弱) 値測定装置とも言え、X線吸収係数の定量的測定結果を濃淡で表示したものが断層像である。CTはX線吸収係数をより正確に、安定して、測定すべく進化してきている。当初は静止物体を対象としていたが、今や心臓の血管に沈着したコレステロール (cholesterol/プラーク:plaque) や血栓などの性状評価にまでおよんでいる。CTではCT数 (CT number)、またはCT値 (CT value) とも呼ばれる定量的単位が用いられる。生体組織各部の吸収係数の値を、水をゼロとした相対値で表したものであり、 μ_t : 組織の吸収係数、 μ_w : 水の吸収係数とした時、次のように表す。

$$CT値 = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times K$$

ここで、 $K=500$ とした時のCT値をEMI numberと呼ぶ。空気をCT値で現すと、空気の吸収係数は小さいので、

$$(CT値)_{air} = \frac{\mu_{air} - \mu_w}{\mu_w} \times K \approx \frac{-\mu_w}{\mu_w} \times K = -K$$

となり、空気の吸収値は $-K$ と同じになり -500 である。 $K=1000$ とした時のCT値はHounsfield unit (HU) と呼ばれ、空気が -1000 、水が 0 となる。

2.8 撮影領域とキャリブレーション

2-8-1 撮影領域

文字通り、対象とする撮影範囲のことであり、前述のCT値も分解能もこの撮影領域内だけを対象としている。

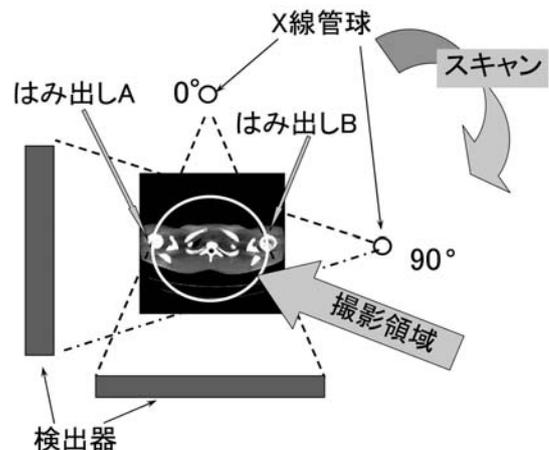


図 2.10 撮影領域とはみ出し

但し、撮影対象外に存在する物体の影響を受けるので注意する必要がある。簡単に言うと、撮影領域をは

み出してしまふような大きな被写体を撮影した場合、撮影領域内のCT値ははみ出さなかった場合とは異なってしまう。普通の写真撮影では、はみ出した部分は写らないだけであるが、CTでは撮影領域外の物質の影響を受けてCT値は変わってしまう。医療用CTでは撮影領域は円状(円盤、円筒)で撮影領域外はX線吸収を無視できる空気であることが前提となっている。X線吸収値の少ない物質が多少撮影領域からはみ出しても影響は少ないが、良好な画質を得るために、被検体を撮影領域からはみ出さないようにセットする必要がある。装置ごとに撮影領域が決められており、全身用CTでは、頭頸部、腹部等、撮影対象部位ごとに最適の検査が可能ないように、複数の撮影領域が決められている。

2-8-2 X線光学系

X線管から出たX線ビームは被検体に入射する前に上部コリメータでスライス幅相当にビーム幅を絞り、フィルタを経て線質が整えられ、さらにウエッジフィルタでファン方向のX線強度が均質化される。

被検体を透過したX線ビームに混入する散乱線(被検体にX線が衝突することによって発生する2次X線)などをカットするフィルタや下部コリメータを経て検出器に到達する。

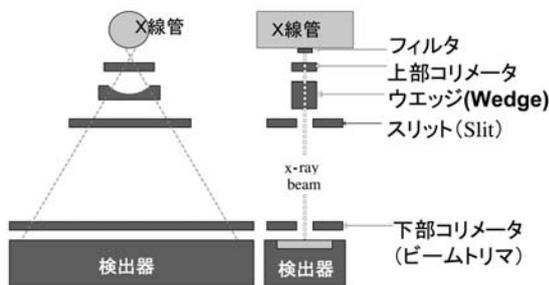
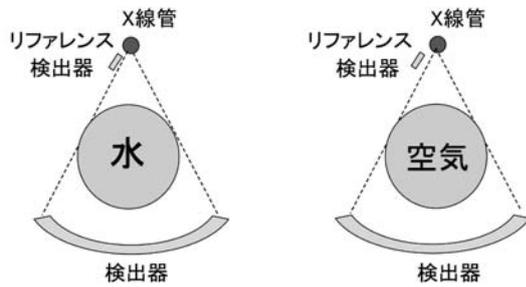


図2.11 X線光学系(例)

2-8-3 キャリブレーション

CTが革新的であったのは、投影像から断層像に変えただけでなく、フィルム上の濃淡によるアナログ記録をCT値というデジタル記録に変えたことにもよる。X線吸収係数の測定器としての観点では、CT値の空間的、時間的安定性、再現性等が必要であり、このために様々な補正処理がされている。物体を透過する前後でX線のスペクトル分布は変わってしまっていること、またレーザ光の様に平行ビーム(コヒーレント)ではなく、広がりを持っているので、X線発生源からの距離で強度が減ってしまうことの2点から精度には限界がある。そこで様々な条件下でCT値を保証する工夫

がされている。従ってCT値は絶対普遍的な物ではないことを念頭において置く必要がある。



(a)水キャリブレーションデータ (b)空気(エア)キャリブレーションデータ

図2.12 水・空気キャリブレーションデータの取得

前述のようにCTでは通常、水と空気を基準としている。水と空気の基準データは、水と空気を実際にスキャンして得られる。水の基準データは撮影領域と同じ大きさの水を満たしたファントム(模擬被写体)を撮影することで得られる。水キャリブレーションと呼ばれる。初期の装置では毎朝取得されたが、装置の安定化に伴って週1回とか月に一回とか、取得頻度は減少してきているが、撮影領域に何もセットしないでスキャンして得られる空気キャリブレーションデータで代替するようになってきている。CTでのデータ収集から画像出力までの一連のプロセスを概念図でしめす。

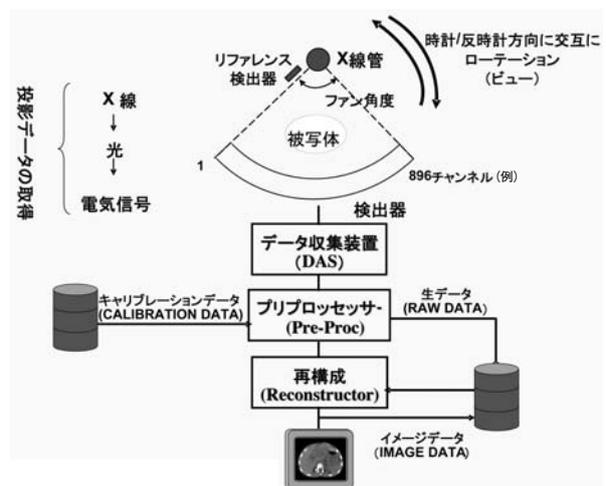


図2.13 X線CTプロセス概念図

水、空気の基準データはキャリブレーションデータとしてファイリングされており、スキャンごとの補正処理に使用される。水、空気のキャリブレーションデータはロングレンジ変動補正であるが、スキャン中もX線出力変動、振動、電源等の変動も含めたオフセット補正などを実施し、画像再構成に先立って、前処理(プリプロセス)が行われる。

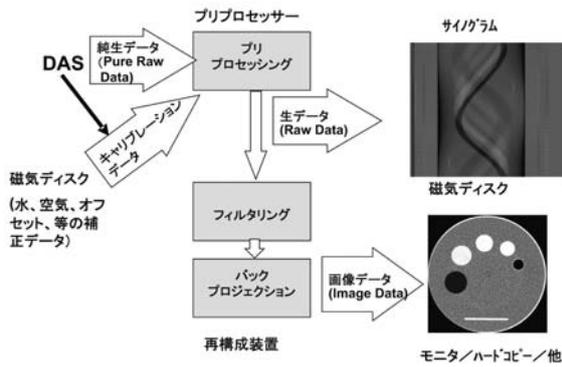


図2.14 再構成処理フロー概念

2.9 ピクセル、ボクセル

CTでは、二次元（平面）、三次元（立体）、それぞれ、座標上のX線吸収係数（CT値）として求められるが、この値は二次元ではピクセル（pixel）、三次元ではボクセル（voxel）と呼ばれる。

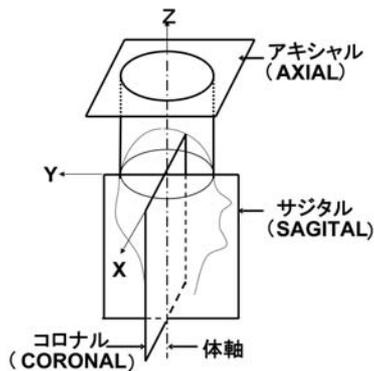


図2.15 サジタル/コロナル概念図

人体の断面像がどの断面であるかを定義するため、x-y-z 軸の座標系で断面を規定しており、図2.15に示すようにアキシャル(Axial)、コロナル(Coronal)、サジタル(Sagittal)が通常用いられる。

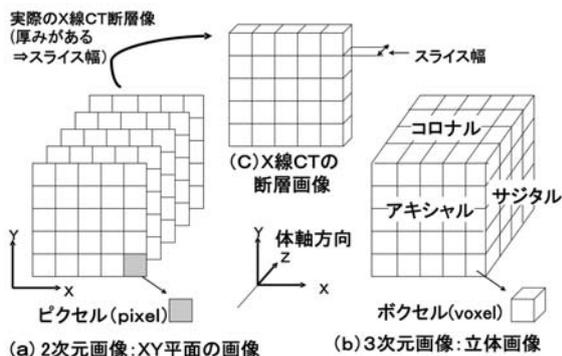


図2.16 ピクセル/ボクセル/断層画像の概念

平面はピクセルの集合で構成されており、ピクセル

ごとのX線吸収係数が求められれば、二次元（平面）上にはX線吸収係数に基づく濃淡画像が描ける。実際のCTでは、投影データはX線ビームの幅（スライス幅）に相当する厚さを持っているため、得られた二次元画像も厚さを持っている。言い換えると、厚さ分に含まれる物質のX線吸収係数の平均値をピクセルの吸収係数としていることになる。従って、二次元像を積層すれば三次元物体の復元が可能である。

2.10 分解能

2-10-1 空間分解能

周囲とCT値差が大きく異なる（X線吸収差が大きい）物体を画像上で識別する能力。高コントラスト分解能とも呼ばれる。

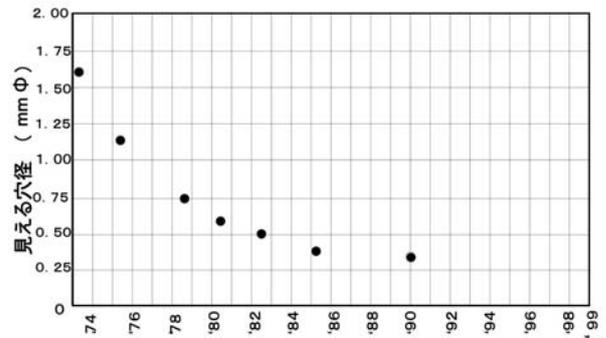


図2.17 空間分解能の推移

アクリル樹脂にΦ0.5～0.3mmの穴を空けたファントムをスキャンし、画像上で大きさの異なる穴が識別できるかを評価する。空間分解能は主として①X線管焦点サイズ、②検出器サイズ（幅）数、③再構成法（オフセットQQ：後述）④再構成関数⑤ビュー数（サンプリングピッチ）などに依存する。

2-10-2 密度分解能

周囲とCT値差が小さい（X線吸収差が小さい）物体を画像上で識別する能力。低コントラスト分解能とも呼ばれる。ローコントラストファントムを基準の撮影条件（120KV/200mAs/10mm）でスキャンし、識別できる項目のコントラスト差と径とで評価する。

評価の単位は [%mm]

→ 0.3%のΦ2mmが識別可能=0.6%mm

密度分解能は①検出器のX線検出効率②X線線質（実効エネルギー：管電圧、ターゲット、フィルタ）③検出器エネルギー特性④電気系ノイズ⑤画像ノイズ（ノイズ） $\propto 1/\sqrt{}$ （X線量子数）などに依存する。

2-10-3 体軸分解能

体軸方向に異なる物体をMPRや3D画像上で識別する能力である。体軸分解能ファントムを体軸方向にスキャンし、得られたアキシャル画像を3DまたはMPRを作成して分解能(1.0mm~0.5mm)を評価する。体軸分解能は①実効スライス厚②スライスプロファイル③体軸方向の連続性(ヘリカルスキャン、補間再構成)④細かな再構成間隔(ヘリカルスキャン)などに依存するが、①②共に、ビームトリマによる正確なシンスライス(thin slice)、補間再構成法(対向ビーム補間)にも影響される。

実効スライス厚は通常線量分布(スライスセンシティブプロファイル(Slice Sensitivity Profile:SSP))の半値幅(Full Width at Half Maximum:FWHM)で評価されるが、ヘリカル特有の裾野の広がりFWTM(10%)幅で評価される。

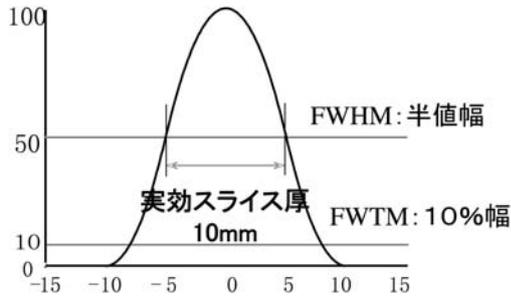


図2.18 スライスプロファイルと実効スライス厚

2-10-4 時間分解能

どれだけ短い時間でスキャン可能かの能力で、スキャン時間とスキャンサイクルの2つの側面から評価する。

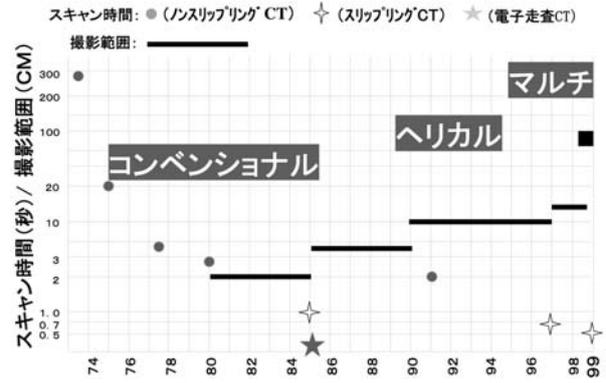


図2.19 スキャン時間と撮影可能範囲(10秒間)の推移

引用・参考資料

- (1) 岩井喜典他：医用画像診断装置—CT,MRIを中心として—(1988) コロナ社、(P21、図1.20)
- (2) 高橋信次：図解コンピュータ断層法、(1979) 秀潤社、(P12図2-11、2.12、P14図2.14~P15図2.16)
- (3) EMI-Scanner-脳疾患診断システム：技術資料、東芝メディカル外国製品シリーズ
- (4) 辻岡勝美、花井耕造共編、日本放射線技術学会監修：放射線技術学シリーズ CT撮影技術学、(2005)、オーム社
- (5) J.Radon:Uber die Bestimmung von Funktionen durch Ihre Integralwerte Laengs Gewisser Maning-faltigkeitenmaeu r Berichte Saechsische Acad.wiss, 69:262-271, (1917)

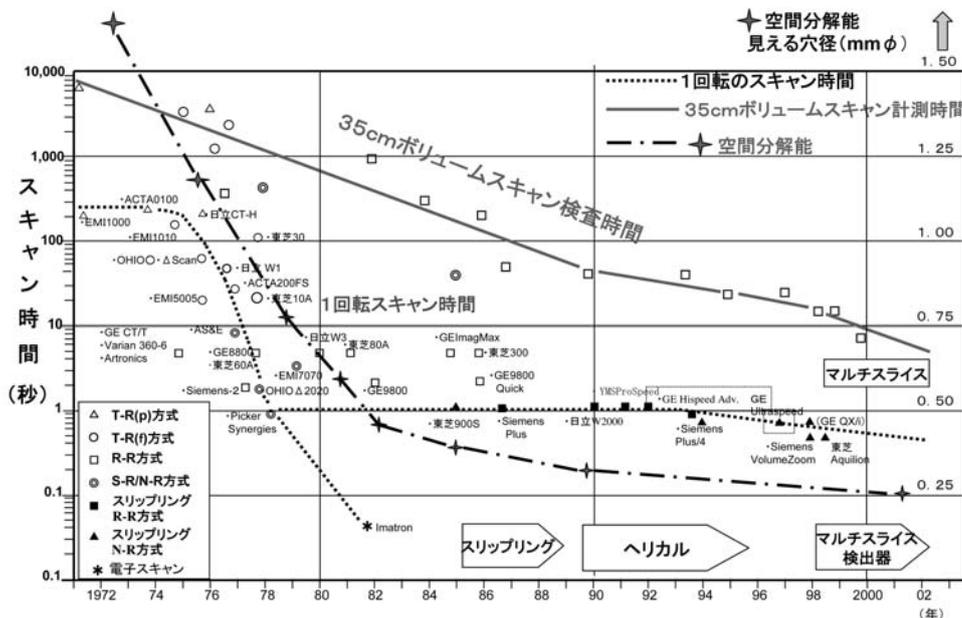


図2.20 CTスキャン時間と空間分解能の変遷

3 EMIスキャナ登場以前の萌芽期⁽³⁾ ⁽⁴⁾

被検体である人体にX線を照射すると、人体内部の臓器・構造のX線吸収の程度に応じてX線が吸収され、減弱された透過X線となる。これをX線フィルムに当てることで、透過X線の強度に応じた黒白の濃淡画像を記録することができる。これは投影像と呼ばれ、いわば影絵である。ただこの黒白画像だと、X線を良く吸収する物質があると、その影に隠れる部分は識別できないため、特定断面に関する情報を得るための努力が、ラドンの定理が報告(1917年)される以前からなされていた。

3.1 断層撮影法の進化

X線源とフィルムの運動軌跡により、関心領域以外をぼかして、いかにしたら関心領域をより鮮明にできるかという命題を掲げてのチャレンジで、各種方法が考案され試みられてきた。1914年メイヤー(Karl Mayer:ポーランド)がX線管球のみを動かすことによって断層像を得るアイデアを発表したのに続き、翌年の1915年にはベイス(Baese:イタリア)がX線管球とフィルムを同時に動かす装置を製作した。1921年にはボケイジ(E.M.Bocage:フランス)が関心領域を撮影する目的でX線管球とフィルムを同時に動かす方法の特許を出した。

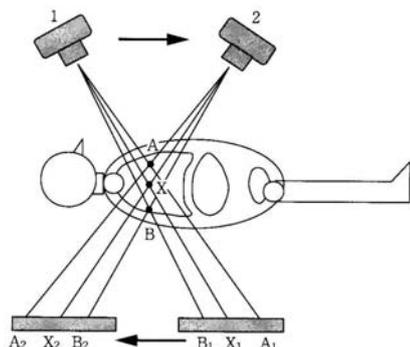


図3.1 従来の断層撮影の原理⁽¹⁾

関心のある層に着目して、この層にのみ焦点が合うようにX線管球とフィルムを同時に、または被検体を動かしていき、目的とする層以外の像をぼかしてしまう方法である。この原理に基づいて、X線管球とフィルムの運動軌跡を色々変えたり、様々の創意工夫を積み重ね断層撮影技術が進歩して来た。ボケの影響をいかに少なくするかへの努力がなされ、この改良の努力の過程で、CTの原型に近い試みもなされた。特に終戦

直後から高橋信次が進めたX線廻転横断撮影法がCTに肉薄していたことは特筆に値する業績であった。

X線発見以来の放射線診断学の歩みについて数多くの先駆者の報告が残されているので関心のある方はこれらを参照されたい。

3.2 画像再構成の試み(ラドンの定理の応用)

断層撮影法は放射線診断の範疇で改良が進められる一方で、画像再構成の重要な試みもなされたが、医学分野での試みは遅かった。

3-2-1 画像再構成の最初の試み

ラドンの定理は重力場の正しいイメージに関する研究から生まれ、画像再構成の最初の試みが電波天文学の分野であったことは理解しやすい。それでもラドンの定理報告後約40年後の1956年のことであった。フランスウエル(R.N.Bracewell)らにより太陽においてマイクロ波を発信している領域を知るために応用された。

3-2-2 医学分野以外での応用

生物学分野での応用では、種々の角度方向から得たマイクログラムをもとに生体分子の構造を決定するために再構成技術が応用されている。

3-2-3 放射線医学分野での最初の試み

放射線同位元素(ラジオアイソトープ: RadioIsotope: RI、以後RIと略す)を用いる核医学分野では体内に取り込まれた(咽下、注入等にて)RIから出される放射線を計測することでRIの存在する領域分布を求める試みが比較的早く試みられ、1958年に梅垣洋一郎(日本)がエミッション(Emission)型による逆投影法を発表しているが、1963年にはクール(D.E.Kuhl)らによって生体の横断面像が作成されており、エミッション型CTの原点と言われている。被検体の外側から放射線を照射するトランスミッション(Transmission)型の試みももっぱらRIを用いて行われた。ハンスフィールドの最初の実験で用いられたのもRIであった。CTの系譜に繋がる、オ-デンドルフ(W.H.Oldendorf)、コーマック(A.M.Cormack)の仕事もRIが用いられていた。X線を用いてCTの頂上直下にまで到った高橋信次の廻転横断撮影法は異例であっ

たが、フィルムの呪縛から逃れ切れなかったのは残念である。

(1) 回転横断撮影法 (Axial Transverse Tomography: ATT)

人体の特定平面のみの像を求めて断層撮影法が研究され、体軸に平行な断面を撮影するX線断層撮影装置が1935年にドイツでトモグラフ (Tomography) ⁽¹²⁾ という名で発売された。X線管とフィルムを同期して反対方向に動かすことで、対象平面以外をボカス方法であった。

高橋信次は終戦直後の1946年から、体軸に直交する断面の横断面 (人体の輪切り像) を、被験者の周りを廻りながら撮影することで得ようとして、様々な実験研究を開始した。これらの成果を1957年3月に「ROTATION TOMOGRAPHY」として纏めて発表している。1975年発行の「ACTA RADIOLOGICA」の追補版では、この偉大な研究を「TAKAHASHI TOMOGRAPHY」と名付けて、CTの前身であると位置づけている。本件は本邦発の特筆に値する画期的業績である。高橋信次のX線廻転撮影法の研究の歩みを表3.1 (資料(5) 部分引用) に示す。

表3.1 高橋信次、X線廻転撮影法研究の歩み

- 高橋信次(1912~1985)
- 1945:「X線廻転撮影法」の研究開始
- 1946:「流動廻転撮影法」(Continuous Rotatography)を発表
「X線廻転撮影法」を日本医学放射線学会にて報告
- 1947:「断続廻転撮影法」(Discontinous Rotatography)
- 1948:「廻転キモグラフィ」(Rotation Kymography)
「連続横断撮影法(源法)」
(Continuous Cross Section Radiography-Original Method)
- 1949:「直接横断撮影法(源法)」
(Direct Cross Section Radiography-Original Method)
「廻転横断撮影法」(Rotatory Cross Section Radiography)
- 1950:「X線廻転撮影法の研究」東奥日報文化賞受賞
「原体撮影法」(Solido graphy)
- 1951:「X線廻転撮影法の研究」を日本医学放射線学会で宿題報告
「万能X線廻転断層撮影装置」(Universal Tomography)完成
- 1953:「断続横断撮影法(間接法)」
(Discontinous Cross Section Radiography-Indirect Method)
「直接横断撮影法(改良法)」
(Direct Cross Section Radiography-Improved Method)
- 1954:「断層撮影と廻転横断撮影」(医学書院)出版
- 1957:「ROTATION RADIOGRAPHY」(日本学術振興会)出版
「X線廻転撮影法の研究」中日文化賞受賞
- 1972:「生体のX線による解剖」
(昭和47年度日本医師会医学賞臨床部門)

注:引用・参考資料(5)を参照し、部分引用した。

X線管とフィルムを同期させて被検体の周囲を回転させ、各角度における投影データから断層像を得る方法で、「細いスリット」を通して扇状に絞ったX線を照射することで投影データを記録する廻転撮影法と、横断像復元も含む横断撮影法が混在している。重要な点

は、スリットで絞ったX線を照射する方法として、体軸に直交するように照射する方法と、角度をつけて斜めに照射する方法、の二通りあることである。後者の斜め方向から照射する方法は、特定断面以外をボカス従来からの断層撮影と同じで、後年、廻転横断撮影装置 (Axial Transverse Tomography:以降ATTと略す) として商品化された。着目すべきは前者の体軸に直交して照射する方法である。X線を照射するとフィルムにはスリット幅に応じた投影像が記録され、X線管とフィルムを同期させて少し回転させ、同時にフィルムを少し体軸方向に動かしてX線照射すると、フィルム上にはスリット幅の投影像が縞状に記録されることになる。これは、前章で述べた「サイノグラム」そのものである。このフィルムに光を当て別のフィルムに逆投影すれば、像が復元できるはずである。単純な逆投影なので復元画像はボケボケであろうが、プリミティブなアナログCTとも言える。

1968年に「生体のX線による解剖」として報告が集約され表3.2に示す七つの方法が提案されている。

表3.2 7つの横断面撮影法の評価 (日本医師会雑誌第69巻) ⁽³⁾

	横断像	対比度	鮮鋭度	応用	操作	読影	被曝患者	評価
断続回転	描画	可	可	体各部	間接	易	中	可
流動回転	X線写真	優	優	体各部	直接	難	少	可
流動横断(原法)	乾板	良	良	体各部	間接	易	少	良
直接横断(原法)	X線写真	優	可	体各部	直接	易	多	可
回転横断	X線写真	良	良	体各部	直接	易	少	優
直接横断(改良法)	X線写真	優	良	体各部	直接	易	多	良
断続横断(間接法)	乾板	優	優	体各部	間接	易	少	優

この中に多くの角度方向から得た投影データをもとにして断層像を再構成するという考えが見られる。これはまさにCTの基本概念である。投影データを逆投影 (バックプロジェクション) する考えが存在しており、アナログCTとも言える。これら7つの方法の概要を図3.2から図3.5に示す。

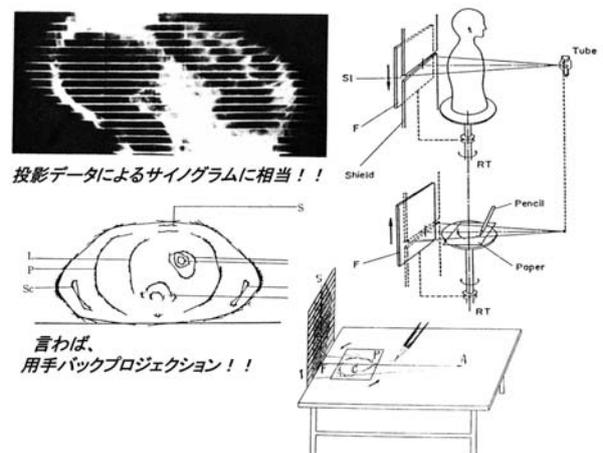
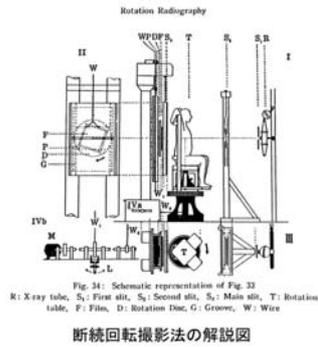


図3.2 断続回転撮影法 (1) ^{(2) (3)}



断続回転撮影法実験風景



断続回転撮影法の解説図

図3.3 断続回転撮影法⁽³⁾

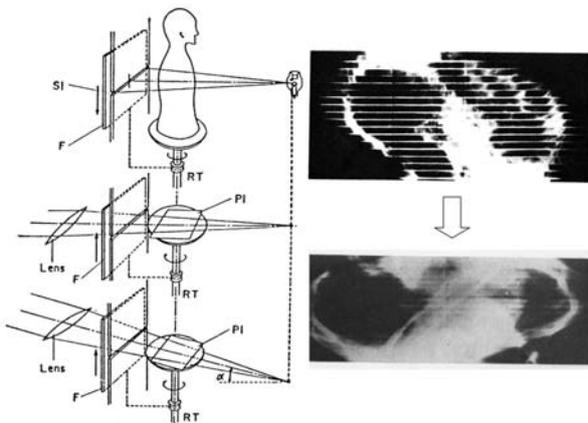


図3.4 流動回転撮影法⁽²⁾/流動横断撮影法⁽³⁾⁽²⁾⁽³⁾

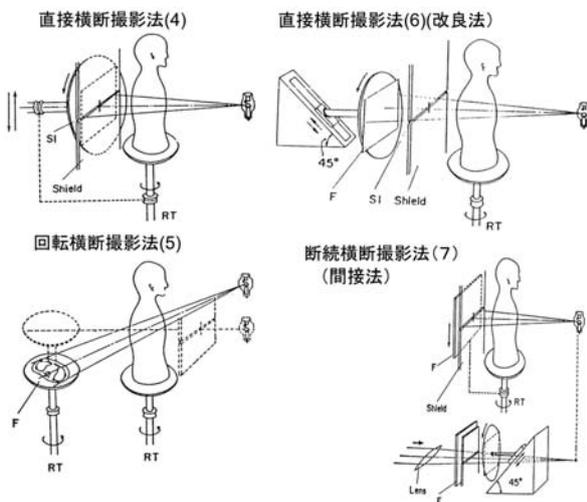


図3.5 横断撮影法4~7⁽³⁾

廻転横断撮影のフィルムを乗せる回転台にフィルムを多数積み重ねて置いて、廻点撮影を行うと、各フィルムに対応した断層画像が得られ、積層フィルムに断層画像がボリューム情報として記録されることになる。これは原体撮影法と言われ、放射線治療計画や放射線治療に於ける原体照射法の開発に発展して行く。

(2) 脳神経科医の試み (W.H.Oldendorf)⁽³⁾

UCLAロス分校の外科医のオーデンドルフは1960年

8月30日に「放射線吸収度の不連続な物質についてそれぞれを個別に検出すること—複雑な物体の内部構造の表示について」と題して研究成果を公表した。これは1960年以前に実施した試みの報告であるが、最初のCTで採用されていたトラバースとローテーションの基本となりそうな概念が既に発想されていた。

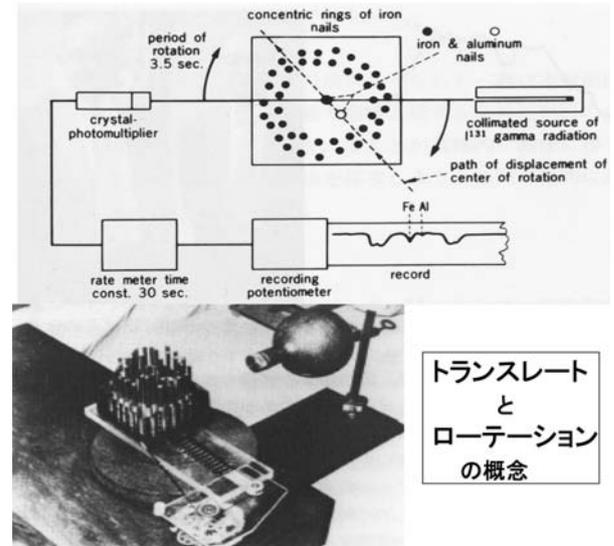


図3.6 オーデンドルフの実験模型⁽³⁾

角板に鉄釘を植え、鉄釘で囲まれた内部中心部に鉄釘とアルミ釘をそれぞれ1本ずつ更に植えて被写体とし、ガンマ線を照射して、分離と再生を試みた。ガンマ線源と検出器を角板の周りを回転させつつ、角板を一定方向に動かす方法であった。対象物の周辺部に沿って多くの角度から走査することで、対象物の範囲内で構造の構成の僅かな変化から断層像を得た。トランスミッション型CTの原点といわれる。

(3) X線CTの概念を証明 (A.M.Cormack)⁽³⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾

1963年コーマックはある領域を横切るすべての直線に沿って線積分して得られるその領域平面内の実際の係数を見つける方法、すなわち二次元内でのX線吸収係数値が求められることを証明した。

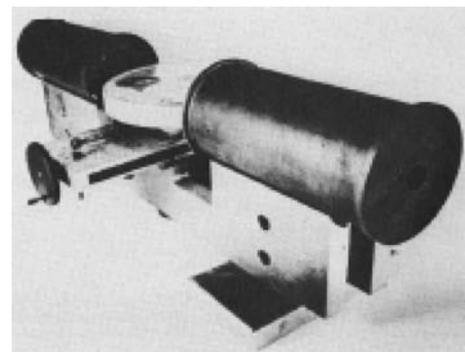


図3.7 コーマックの実験模型⁽³⁾

この論文を1963年に発表し、ハンスフィールドと共にCT開発の功績でノーベル医学生理学賞を受賞した。ガンマ線透過経路での線吸収係数の総和（線積分）から透過路での吸収係数の分布を求める試みであった。コーマックの方法は商用機では用いられることはなかったが解析的方法の代表的な画像再構成法を示した。コーマックの研究目的は、異なる組織の異なっている減衰を補償することによって陽子とガンマ放射線療法の線量測定を改善することであった。1956年頃からCTにかかわる研究をはじめ1963年1964年にjournal of applied physicsに続けて論文を発表したが、CTが実際に開発されるまで注目されることはなかった。

(4) そのほか、X線CT開発史上特筆すべき事項

- 1) ボケ除去とコンボリューション法の応用 (1967年)
飯沼らはRI像でのボケ除去と原像回復にコンボリューション法を応用
 - 2) ブランスウエル等によるコンボリューション法の数学的基礎の提案 (1967年)
 - 3) クール等によるRI断層像のコンピュータ処理
 - 4) ラマチャンドラ (Ramachandram) 等による実空間離散値処理に適する実用的コンボリューション法の提案 (1971年)
- などが開発史上の特筆すべき事項である。

引用・参考資料

- (1) 辻岡勝美、花井耕造共編、日本放射線技術学会監修：放射線技術学シリーズ、CT撮影技術学、(2005) オーム社
- (2) 高橋信次：X線廻転撮影と電算横断撮影、臨床放射線、VOL.21、No.12、1037-1045、(1976) 金原出版
- (3) 牧野純夫：企業存滅のキーワード X線CTビジネスの実践例から、日本プランニングセンター (1987)
- (4) 岩井喜典編：電子工学進歩シリーズ9 CTスキャナ X線コンピュータ断層撮影装置 (1979) コロナ社
- (5) 佐久間貞行：X線CTの先駆、「X線廻転撮影法」について、健康文化27号、6月2000年、健康文化振興財団インターネット版 (<http://kenkobunka.jp>)
- (6) Shinji Takahashi：ROTATION TOMOGRAPHY、Japan Society for the Promotion of Science (1957)
①Fig.25 Discontinuous Rotatogram of the chest
- (7) A.M.Cormack：Representation of Function by Its Line Integrals,with Some Radiological Applications, JOURNAL OF APPLIED PHYSICS,Vol.34,No.9, 2722-2727 (1963)
- (8) A.M.Cormack：Representation of Function by Its Line Integrals,with Some Radiological Applications. II, JOURNAL OF APPLIED PHYSICS,Vol.35,No.10, 2908-2913 (1964)
- (9) 木村和衛：手作りの臨床研究 断層の開拓研究、INNERVISION、VOL11、No.7、別冊付録、P3-9、(1992) 医療科学社
- (10) 辻岡勝美：基礎連続講座CT講座 X線CT装置の歴史、日本放射線技術学会雑誌、Vol.58、No.1、(2002)
- (11) 医療と健康と共に 東芝メディカル創業58年・設立40年のあゆみ (1988) 東芝メディカル
- (12) 松田忠義：放射線治療とCT、(1982) 秀潤社
- (13) 館野之男：画像診断 病気を目で見ると、中公新書1676 (2002) 中央公論社
- (14) W.H.Oldendorf:Isolated flying spot detection of radiodensity discontinuities-Displaying the internal structural pattern of a complex object IRE Transac. On Biomedical Electronics, BME-8,68-72 (1961)
- (15) G.H.Hounsfield:Computerized axial scanning (tomography) part1,Description of system, British J.of Radiology46,1016-1022 (1973)

4 EMIスキャナの登場（新放射線診断学の曙）

ラドンの定理をCTに応用して臨床で実証したのがハンスフィールドで、これが放射線画像診断に革命をもたらしたCTの始まりである。

4.1 ハンスフィールドの実験

1967年当時、ハンスフィールドはEMI社中央研究所にてパターン認識の応用研究に従事していたが、彼の同僚もこの分野でのアイデアが尽きてしまっており、彼自身、新しい何かを見つけられないか悩んでいて、画像の再構成について考えることを始めた。1967年週末の田舎での散歩中であったとのことである。ある物体のあらゆる方向からの投影を読み取って物体を再構成できれば素晴らしい、もちろん、一連のスライスで三次元物体となるボリュームよりも簡単なスライス平面について、どのようにして復元するかを考え始めた。X線については良く知らなかったため、格子状マトリクスを考え、コンピュータプログラムで吸収値を与え、別のプログラムで再構成したら復元できたのでびっくりし、興奮して英国保健省に行き、十分な線量を使えば人体の断層像が復元できる事を説明した。1968年保健省も加わり基礎実験が始まった。



図4.1 ハンスフィールドと実験装置⁽¹⁾⁽²⁾

最初の実証実験には線源として放射線同位元素(RI)のアメリシウム-241(americiu-241)を用い、ビンと少量の風防ガラスを被検体として、トランスレート走査した後に、その都度、旋盤ベッドで1°ずつ回転させてデータを取得した。1断面に十分なデータを取得するのに9日、画像復元には、彼が利用できるコンピュータを使って2.5日要した。この時用いた方法は前述の代数的再構成法であった。その後、線源をRIからX線に変えて人の脳標本(頭蓋骨なし)を9時間かけてスキャンし、白質と灰白質の識別に成功した。後日談ではあるが、脳標本はホルマリン漬けであったので、造影効果が増し、白質と灰白質の分離が誇張され

たためと言われているが、関係者を勇気付けさせるには充分であった。

4.2 商品化に向けて

1968年(昭和43年)に特許出願し、1969年(昭和45年)完成の試作1号機で動物や人体の頭(死体)などで基礎研究が行われた。1970年3月に補助金を出資するDHSS(British Department of Health Social Security)との間で“脳放射線診断用スキャナ(Neuro Radiological Scanner)”として、実験結果が纏められ、1971年10月にAtkinson Morley病院に第一号機が設置された。1971年夏にアムステルダムで開かれた欧州放射線学会(European Congress of Radiology:ECR)でハンスフィールドは幾つかの写真(生体ではない標本)を見せたが関心を得られず、しかも丁度英国で郵便ストライキがあって、ハンスフィールドの予稿も論文も発行されることはなかった。X線フィルムに写された投影像を読み取る読影術に慣れ親しんでいた放射線医にとって、フィルム上の情報で充分身体内部を把握できると考えており、どれだけ読み取れるかがその人の権威であった。後日慌てふためく事になったが、兎も角、ハンスフィールドが提示した断層像の重要性に気づかなかった。

4.3 EMIスキャナの衝撃的デビュー

1972年4月20日、世界で一番古い放射線学会である、英国放射線学会(the Annual Congress of the British Institute of Radiology)がロンドンのインペリアル・カレッジで開催され、Atkinson Morley病院での世界初の臨床テスト結果が、ハンスフィールドとアムブローズ(James Ambrose)によって報告された。

ここには英国放射線学会で影響力の大きい人達が参加しており、これらの人達を驚かせることとなり、現代放射線医学時代と現代医療の到来を告げる事となった。最初の3台の生産品はDOH(Department of health)に調達され、マンチェスター王立診療所、ロンドンの神経研究所、グラスゴーに設置された。これに続く2台ロットは米国のメイヨクリニック(Mayo Clinic)とマサチューセッツ総合病院(MGH)に据え付けられた。最初の商用機はCT-1000として知られている。初期のCTはX線パス上の透過X線強度を求めるのに、1

本の細いX線ビーム（ペンシルビーム）で人体を180度走査して人体断面の各部X線吸収を測定して、人体断層像を得たものである。ペンシルビーム状X線による走査でもあり、一断面像に必要なデータ収集（走査：スキャン）だけで4分以上要した。



図4.2 EMIスキャナ MK-1⁽²⁾

ハンスフィールドは元々腹部用の開発を望んでいたが、スキャン中に身体が動くと画像を損なうため、スキャン速度をもっと速くせねばならないことと、DHSSと放射線専門医の賛同が得られず、アムブローズなどの神経放射線医の意向で頭部用CTを先に作る事になった。1974年には全身用のCT-5000を完成させ、1975年にバミューダで開かれた、最初の国際CTカンファレンスで発表し、豚の腹部イメージを提示した。開孔径を大きくし、検出器を増やし（2ヶ/2断面から30ヶ/2断面）、しかもスキャン時間を20秒/スキャンまで短縮させて患者の息止めを容易にし、喝采を浴びることになった。頭部用CTではX線のダイナミック

レンジを減らすために、頭部の周りを水で覆うため、水を充填した帽子状の水袋（水バッグ）に頭を突っ込んでスキャンをするが、全身用では、X線吸収係数が水に近い樹脂製粒状物（ビーンズ）を満たしたビーンズバッグを体の周りに、巻きつけて、ダイナミックレンジを低く抑えるようにした。CT-5000ではペンシルビームの代わりに微小角ファンビーム（ファン拡がり10°、以降ナローファンビームと呼ぶ）が用いられ、第二世代CTと呼ばれた。

引用・参考資料

- (1) 牧野純夫：企業存滅のキーワード X線CTビジネスの実践例から、(1987) 日本プランニングセンター
- (2) 医療と健康と共に東芝メディカル創業58年・設立40年のあゆみ (1988) 東芝メディカル
- (3) P.N.T.Wells：Sir Godfrey Newbold Hounsfield KT CBE 28 August 1919-12 August 2004, Biogr.Mems Fell.R.Soc.51,221-235 (2005)
- (4) University of Michigan Business School (Will Mitchell, Jeniffer Smith) :Playing leap-frog with Elephants:emi,ltd.and CT scanner competition in the 1970s, (1994)
- (5) Walter L.Robb:Perspective on the First 10 Years of the CT Scanner Industry, Academic Radiology, Vol 10, No.7, July (2003) P756-760
- (6) 岩井喜典編：電子工学進歩シリーズ9 CTスキャナーX線コンピュータ断層撮影装置一 (1979) コロナ社

5 | 開発競争の時代の幕開け（放射線診断学の革命）

5.1 EMIに続け

1972年のCTの登場は世界に衝撃を与え、類稀なる開発競争開始の引き金となった。

オハイオニュークリヤ（Ohio Nuclear）は記録的速さで模造品を造り翌年のRSNAには試作機を展示した。シーメンスは自社開発を止めてオハイオニュークリヤ製品（デルタスキヤナ）の米国以外の国へのディストリビュータとなることにした。

ジョージタウン（Georgetown）大の歯科医でコンピュータのエキスパートであったレドレイ（Robert Ledley）はEMIのMK1調達目的でロンドン訪問後、頭部用のみならず全身用CTを開発し、1974年2月には同大学で臨床テストを開始した。1975年にはニューロスキャン（Neuroscan）とディスコ（Disco）の両社から、それぞれ頭部用と全身用が出された。共にEMIのCTでは必要であった水バックを不要としていた。彼の会社（ディスコ：Disco）は生産開始する前に大手製薬会社のファイザー（Pfizer）に買収されて、装置はACTAスキャンと称されるようになった。世界初の全身用CTとなったACTAスキャナはスキャンに4分程度と長時間必要であったため、被写体の動きによって、やはり画質の低下が見られた。既述のように、EMIはCT-5000を1974年に試作し、1975年に商用機として出荷し、かろうじてパイオニアとしての面子を維持した。

1973年頃からCTは急激に普及し、当初はEMI社の一人勝ちであったが、前代未聞のビジネスチャンスに乗り遅れまいと、多数の企業が市場参入を試みた。1976年（昭和51年）当時で以下の企業がCT事業参入済みか、参入を試みていた。

ディスコ（Disco：アメリカ）、シーメンス（Siemens：ドイツ）、フィリップス（Philips：オランダ）、CGR（フランス）、GE（アメリカ）、ピッカー（Picker：アメリカ）、EMI（イギリス）、バリアン（Varian：アメリカ）、日立（日本）、東芝（日本）、島津（日本）、ファイザー（Pfizer：アメリカ）、ニューロスキャン（Neuroscan：アメリカ）、エルシント（Elsint：イスラエル）、シンテックス（Syntex：アメリカ）、AS&E（American Science and Engineering：アメリカ）、オハイオニュークリヤ（Ohio Nuclear：アメリカ）、アートルニックス（Artronix：アメリカ）、リットン（Litton：アメリカ）、サール（Searle：アメリカ）、

日本電子（日本）

1970年代には上記企業をはじめ様々の研究機関にて、現代でも通じるコンセプトで様々な方式のCTが提案され、登場し、まさに戦国時代の様相を呈していた。1980年代になるとこの大競争も終盤を迎え、パイオニアであるEMIの終焉に代表されるように、大多数の企業が脱落していった。撤退、買収、提携、などにより、今現在最後に残った企業は世界で7社（GE、シーメンス、フィリップス、東芝、日立、島津、Neusoft医療）で、その内3社が日本企業であることは驚きである。因みに、Neusoft医療は今を時めく香港企業であり、中国の台頭を物語っている。エルシント、ピッカーも意欲的CTを出したが存続せず消えていった。IMATRONのCVCTは心臓用として定着したが、独力での存続が難しく、シーメンスと組んだりし、最終的にはGEに買収された。

5.2 X線CT装置世代の変遷

CTでは、登場以来、よりきれいな断層画像を、より速く、出来るだけ簡単に得ることが追求されて来た。

対象物を透過したX線の投影データの質と量が重要であることは自明である。対象物が人となると、質を阻害する要素が沢山存在する。その一つは動きで、呼吸による動きは勿論、心臓の拍動に伴う血管の動き、臓器の蠕動、等々の動きが避けられないため、投影データの収集は極力迅速に、また、放射線被曝の点から、照射するX線強度とその頻度（回数、時間、など）は出来るだけ少なくすべきである。一方ではラドンの定理ではできるだけ沢山の投影データが必要である。色々な矛盾を克服しながらCTは進化して来た。

5-2-1 古典的分類

CTの最初の進化は、撮影方法である投影データの取得の方法から始まり、開発順序から世代分類された。古典的世代分類は1980年代初頭までの熾烈な開発競争の過程で生み出された、スキャン時間を追求したスキャン方式の変遷を物語っている。電子走査スキャンを第五世代と呼ぶかどうかは異論もあるだろうが、連続回転スキャン登場以前の順番から、そのように記した。

(1) 第一世代（T-R方式：ペンシルビーム）^{(1) (2)}

最初に実用化された方式である。ペンシルビームと呼ばれる細くコリメートされたX線源を用い、検出器

と1組になって直線動作（トランスレート：Translate）後に微小角度の回転動作（ローテート：Rotate）を繰り返すことでスキャンを行う。このスキャン機構のため撮影時間は長く、200～300秒を要した。クリスタル（NaI、CaF₂、BGOなど）と光電子増倍管（Phot Multiplier:PM、以後PMと略す）かホトダイオード（PhotDiode:PD、以後PDと略す）を組合わせた検出器が使われた。固定陽極X線管で、X線を連続照射する方式で、X線管に流す電流は小さく、数十mA程度であった。

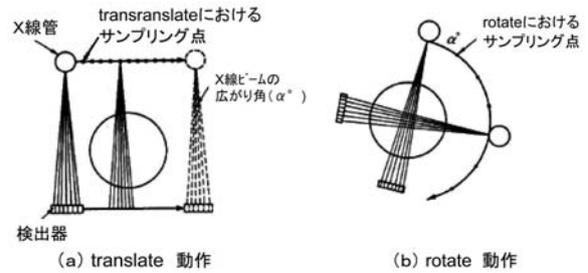


図5.3 第二世代CT⁽¹⁾
(translate/rotate/ナローファンビーム)

トランスレートでのサンプルデータが増えた分、ローテーション角度の刻みを大きくでき、総じてスキャン速度を速くできたが、トランスレートに1秒掛かると、10度ごとに180度ローテートさせた場合、少なくとも18秒掛かることになり、速くても20秒程度が限度であった。検出器とX線系は第一世代の延長線上にある。

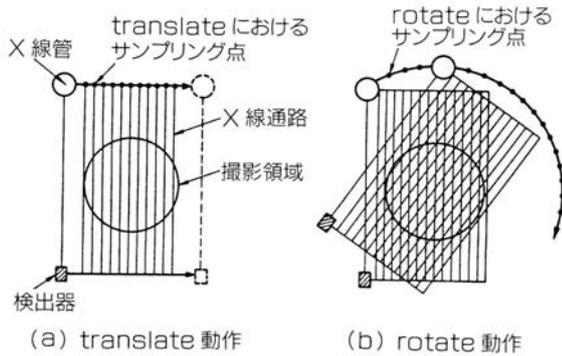


図5.1 第一世代CT⁽¹⁾

240サンプル/トラバース → 1トラバース/1度
180度=180トラバース
240X180=43,200
4分30秒/スキャン

160X160=25,600
マトリクスで表示
1.5X1.5mm/ピクセル

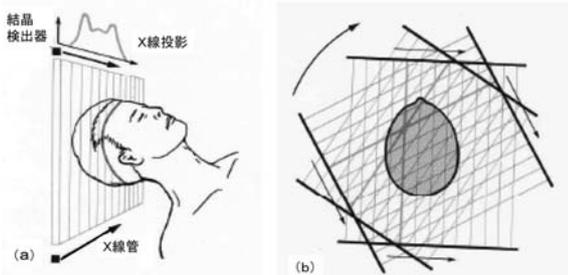


図5.2 EMI1000事例⁽²⁾

(2) 第二世代 (T-R方式：ナローファンビーム)^{(1) (2)}

トランスレートとローテートの動作は同じであるが、サンプリング点で同時に複数データを収集するように、扇状に少し広げたX線ビーム（ナローファンビーム：3°～15°）と複数個の検出器（8～30程度）を組合わせた方式である。

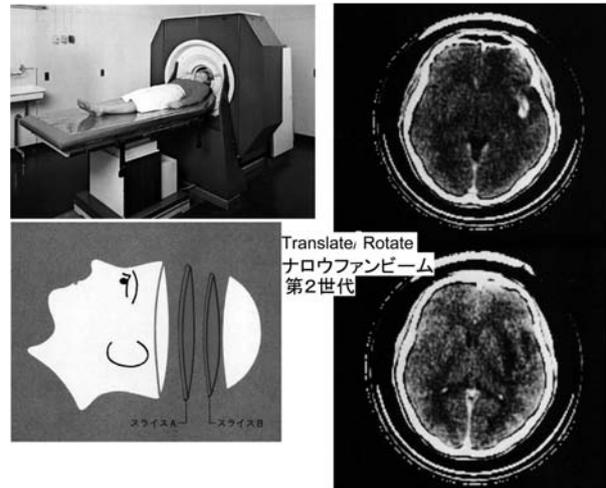


図5.4 EMI CT1010事例⁽³⁾

(3) 第三世代 (R-R方式：ファンビーム)⁽¹⁾

ローテート/ローテート方式（以後R-R方式と略す）は被写体が位置する円弧状の撮影領域を挟んで、ファン（扇状）ビームのX線を出すX線管（通常は回転陽極X線管）と円弧状に多数チャンネル（数百チャンネル）が配置された検出器を対向配置させた回転機構を時計方向と反時計方向に交互に反転回転させる方式である。直線走査（トランスレート）が不要のため、スキャン速度を5秒から10秒とT-R方式の1/2～1/4程度に高速化できた。またX線管を360度回転させず半回転分とファン角度分回転した投影データで画像を再構成することも可能で、これはハーフスキャンとよばれている。360度回転させると、検出器素子とX線焦点を結ぶX線ビームは必ず逆方向のX線ビーム（対向ビーム）が存在しており、片方向を使うだけでも画像は再構成

できるため、速いスキャン速度が必要な時に用いられた。検出器を円周方向に1/4チャンネルずらすことで、対向ビームをずらせて、検出器素子数倍増に相当する効果を得ることもできる（オフセットQQ再構成：QはQuarterの略）。検出器をもっと大きくずらすことで、対向ビームの存在する撮影領域の外側に対向ビームの存在しない撮影領域を設けて、中心部のみ分解能を高めることができるため、検出器コスト削減の目的で、このオフセット検出器方式の装置も考案された。

R-R方式は原理上、検出器各チャンネルの特性や信号品質の差によって同心円状のバウムクーヘンのようなリング状アーチファクトが発生しやすく、回避が困難であるという欠点があった。

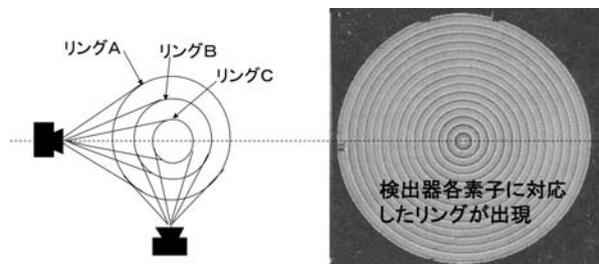


図5.5 リング状アーティファクト例⁽¹⁾（一部引用）

この問題が解決されると、本方式は回転するだけのため原理的にシンプルで、コスト的にも有利であったので、世界標準として広く普及することになった。

(4) 第四世代（S-R方式/N-R方式：ファンビーム）⁽¹⁾ ⁽²⁾

検出器が固定されていて、X線管球だけが走査する方式であり、大きく2つに分類される。

1) ステーションナル/ローテート方式⁽¹⁾ ⁽²⁾

(Stational/Rotate)

被検体を囲む様に円周上に固定配置 (stational) された多数の検出器の内側をX線管だけが回転しながらファンビーム状X線（広目のファン角度（30°～60°））を照射することで、投影データを得る方式である。回転動作だけのため、機械的信頼性も高く、スキャン時間も1～10秒程度に大幅に短縮された。特定検出素子に着目すると、該当素子にはX線管の移動に伴って、被検体を透過したX線ビームが時々刻々到達することになり、結果として万遍なく被検体全域の投影データが得られることになる。このため、個々の検出器の特性・挙動の違いは、画像上で拡散されて、顕著なアーチファクトになり難いと言う長所がある。X線焦点からみたX線ファンビームをソースファンと呼ぶのに対し、検出素子中心にしてX線ビームを並び替えて、ディテクターファンと呼ぶ。

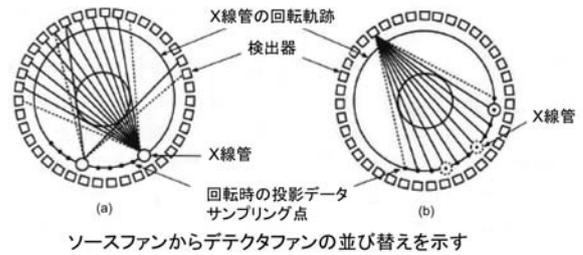


図5.6 第四世代CT⁽¹⁾（stationary-rotate/ファンビーム）

サンプリングピッチ、検出器サイズを変えることで、高空間分解能を操作しやすいが、各検出素子はクリスタルとPMかPDとの組合せた物が用いられ、原理上多数必要のため、コスト高となる。回転中心を通過するX線ビーム以外のX線も受け止めねばならないため、様々な方向からの、散乱X線の影響を受けやすく、R-R方式の安定化に伴って使われなくなった。以降S-R方式と呼ぶ。

2) ニューテート/ローテート (Nutate/Rotate) 方式

S-R方式の一種で、X線管が検出器の外側に配置され、検出素子を円周状に配列した検出器リングを、X線管の動きに同期して歳差運動させる方式である。すなわち、X線管の位置に応じて、X線に近い検出器部分がXビームを遮らないように退避すると共に、X線管に遠いほうの検出器部分でX線ファンビームを受け止めるように検出器リングを歳差運動させる。検出器リングの直径を小さくでき、素子数を抑えて高空間分解能を得やすい。

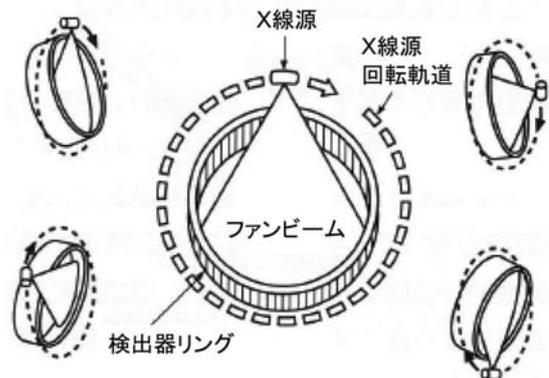


図5.7 第四世代CT⁽¹⁾（nutate-rotate/ファンビーム）

散乱線の影響を得やすいことなどはS-R方式と同じである。以降N-R方式と呼ぶ。

(5) 第五世代（電子ビーム走査方式:ファンビーム）

X線発生部もX線走査にも機械的動きを必要とせず、全て電子制御で行う方法である。

電子ビームを加速偏向させてターゲットリングに照射することでX線を発生させ、電子線を照射するター

ゲットリング上の位置を偏向コイルで移動させることでX線源を電子的に移動させて、X線ファンビームの高速スキャンを実現した。ターゲットリングに対向して検出器が配置されているが、全周分ではなく、ハーフスキャンに必要な、180度+ファンアングル分(30度)である。心臓等循環器系の動態観察等を狙って開発され、CVCT (Cardio Vascular CT) と称して米国のNational Institute of Health (NIH) の研究開発費を得て実用化された。

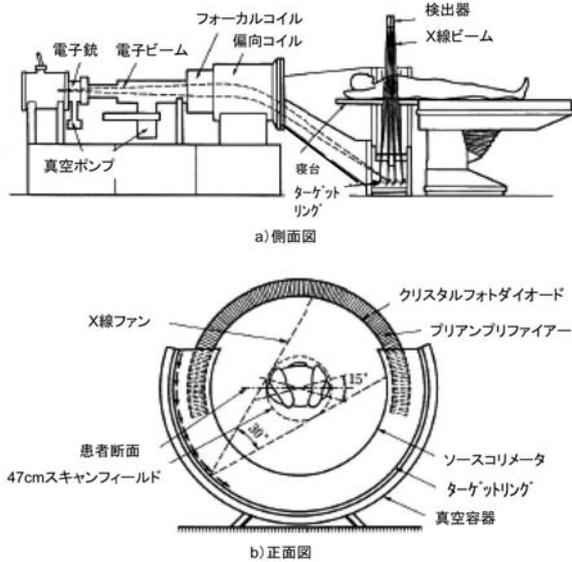


図5.8 第五世代CT⁽¹⁾
(電子ビーム走査方式/ファンビーム)

5-2-2 新時代に即した世代分類

連続回転スキャン登場は、時間的、空間的にデータの連続性が確保されたことにより、ボリュームCT、リアルタイムCT、そして4DCTに向けての新たな技術革新を促すこととなった。連続回転スキャン登場以前の古典的世代分類では、二次元平面である断層像を得るスキャン方式の進化によって分類された。連続回転スキャンはボリュームスキャン時代の幕開けを告げ、これ以降、体軸方向のデータ収集方法の合理的取得と再構成の進化に基づく世代分類が提唱されている⁽⁴⁾。

従来からの古典的世代分類はX-Y平面に着目して(図5.9)、ペンシルビーム、ナローファンビーム、ファンビーム、新しい世代分類はZ軸方向に着目して(図5.10)、ファンビーム(コンベンショナルCT)、ナローコーンビーム(マルチスライスCT)、コーンビーム(ボリュームCT)と分類することである。

今後も新たな世代分類が生まれるであろうが、現時点でこの提唱は理に適っているが、X線ビーム形状だけでなく、Z軸方向の再構成演算も考慮すべきと考える。初期のCTでもスキャン毎2スライスの断層像が得

られていたが、マルチスライスCTとは呼ばれなかった。

X線ビームのZ軸方向の広がり角度(コーン角度)を考慮せず再構成されている装置は、コンベンショナルCTの範疇であろう。

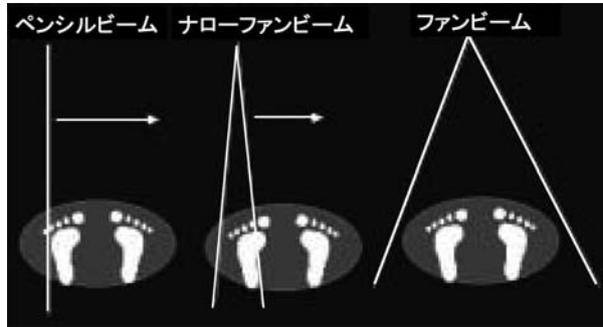


図5.9 二次元平面のビーム形状によるCTの分類
(X-Y平面での形状:コンベンショナルCT)⁽⁴⁾

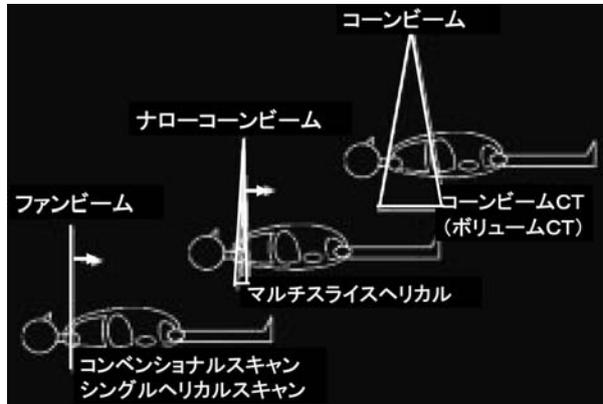


図5.10 三次元ビーム形状によるCTの分類
(Z軸上でのビーム断面形状)⁽⁴⁾

5.3 百花繚乱、熾烈なサバイバルゲーム

ありとあらゆる方式のCTが提案され、開発され、稼動したが、最終的に生き残った方式はR-R方式であった。1970年代の米国での熾烈な生存競争について概説する。

1972年メイヨクリニックとMGHに据え付けられて以来、1974年までEMIの一人勝ちであったが、1974年にはオハイオニュークリヤ、ニューロスキャン、ディスコ、1975年には、ファイザーが名乗りを上げた(既述)。この年のRSNAはGE、バリアン、アートルニクスから世界初の第三世代CTが発表された。アートルニクスはマイナーな核医学装置メーカーで頭部用CT(Neuro-CAT)、大手放射線治療装置メーカーのバリアンからは全身用CT(V-360-6)が発表され、しかも共に小口径のスリップリングを採用した、連続回転が可能なシステムであった。GEからは後日世界標準となるオープンガントリ式のR-R方式のCT/Tが発表された。

GEがほんの少し臨床データを示せただけであったため、市場には殆ど影響を及ぼさなかった。この年にはカリフォルニアの製薬会社であるシンテックスと、主要核医学装置メーカーであるテクニケヤからも、それぞれ、頭部用、全身用の第二世代スキャナが、スタンフォード大学のライセンスを得て出された。スキャン時間が共に2分以下となり、特にテクニケヤの全身用は即ヒットしシェアを急増させた。1977年5月時点で、それ迄に新たに6社が市場参入していたが、それでもEMIのシェアは約60%を維持していた。ところが、新規参入企業の急増と、新世代装置の市場投入により、在来企業に依って形成されていたシェアを急変させることとなった。1978年時点で商品保有企業は15社あったが、EMI、ファイザー、GE、シーメンスの4社のみが、2検出器のT-R方式スキャナを所有していたことのある企業で、フィリップス、エルシント、ピッカー、オハイオニュークリヤ、シンテックス、日立、CGR、の7社が多数検出器のT-R方式スキャナで市場参入し、さらに、バリアン、アートロニクス、サール、AS&Eの4社は回転走査のみの装置で市場参入してきた。1977年はCT関係者にとって転換点と言っても良い年であった。R-R方式の全身用スキャナの新製品がGE、バリアン、サールによって出された。バリアンとサールは市場に殆ど影響を与えられず1978年には市場を去り、リング問題を解決したGEだけがシェアアップと言う劇的変化を起こし、世界で初めて成功したR-R方式という栄誉を得た。1978年と1979年にGEとオハイオニュークリヤがシェアを伸ばし、1980年にはEMIのシェアは40%まで低落してしまい、EMIの経営は急速に悪化し、CT装置誕生後10年足らずで退場することとなった。

1978年には、

- ・サール、シンテックス：事業撤退、
- ・AS&E：ファイザーへ権利譲渡（製造、マーケット）
- ・オハイオニュークリヤ：Jonson & Jonsonに買収

1979年には、

- ・バリアン：1979年10月迄に売却、CT事業撤退
- ・ニューロスキャン：製造停止
- ・アートロニクス：スキャナの取引停止FDAに届出

と、EMIを含めて、1980年初頭には8社がCT市場から消え去り、新規参入はJonson & Jonsonの1社だけであった。残りのCT企業は次の12社となった。

GE、シーメンス、Johnson&johnson、ピッカー、ファイザー、エルシント、フィリップス、CGR、オムニメディカル、東芝、日立、島津。

5-3-1 GE社CT/T（本命の第三世代CT登場）

1970年初めにEMIスキャンが据え付けられた後、GE社はEMIと同様の第一世代の頭部用CTから参入した。スタンフォードからシンテックスに第二世代CTが技術供与され、シンテックスが失敗した後に、GEにライセンスされたが、同時にライセンスされたファンビームを用いて、GEはスキャン時間を5秒以下に減らせる高速アルゴリズムを用いるR-R方式に的を絞って開発努力を進めた。1975年6月にGEの研究開発センターでファンビームと125チャンネルXe検出器をつかって、スキャン速度9秒で、直径6インチの撮影領域の試作機をデモした。撮影領域がたった6インチだったので、“ブレストスキャナ（breast scanner：乳房CT）”とあだ名されたが、新方式として認知されることとなった。全身用CTの試作機のスケジュールが決定する前に、北米放射線医学会（Radiological Society of North America：以降RSNAと略す）にCT/T（後年CT/T7800と称す）と称して発表することが決まってしまう、1975年RSNAに試作図面とモックアップの展示が行われた。

前述のように、1975年は、R-R方式、キセノン検出器、スリッピングによる連続回転CT、がデビューした年であり、X線CTにとって歴史的な年となった。

後年、R-R方式がCTの世界標準とも呼べる主流として定着し、これを可能にしたのはキセノン検出器である。

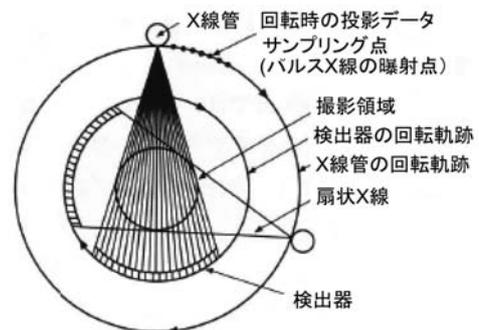


図5.11 第三世代CT⁽¹⁾ (rotate-rotate/ファンビーム)

GEのCT/Tのスキャンスピードは最短4.8秒、通常でもEMIの半分の9.6秒となり、全身用EMIのCT-5005の20秒に対して一気に1/4となり、高速化された。他の2社も5秒前後のスキャン速度であった。ただし、1976年1月には試作機の画像が出始め、良好なボディ画像が得られたが、頭部用画像は様々な種類のアーチファクトだらけであった。前述のリング状アーチファクトをはじめとするR-R方式固有の画質問題の解決にしばらく苦闘を強いられることとなった。

4月にはサンフランシスコのカリフォルニア大に出

荷されたが、大学では、ボデー（体幹部）にはGEのCT/Tを、頭部にはEMIの頭部用CTをと、使い分けていた。

EMIは当初からR-R方式に否定的で、失敗するであろうと主張していたため、同大でのCTの見学コースはEMIの主張を裏付けることとなった。1976年のRSNAまでには、リング状アーチファクト以外の問題も含めて原因は究明され、良好な頭部画質が得られるようになったが、実に、GE発表の3日前のことであったという。この問題を突破して、1977年には市場で評価が得られるようになった。検出器を525チャンネルに増やし、リング対策ソフトを組み込むなど、再設計して1978年にCT/T8800を出した。CT/T7800導入顧客に対しては、7800と8800ではコストが違うので、CT/8800へのアップグレードを提案し顧客不満の解消に努めた。アップグレードではGEに利益無く、顧客には有難い提案であった。バリアンもスキャン速度を3秒迄早めた360-3を出し、サールも3秒スキャンのPho/Trax4000を出したが、GEの評価には及ばなかった。一方、S-R方式のCTが1976年にAS&E社（1978年にファイザーにライセンスされた）から、1977年4月にはリング問題解決を謳ってテクニケア（technicare）から3機種（2005,2010,2020）が発表され、GEの8800とは各商談で競合することになった。またR-R方式を否定していたEMIがN-R方式のCT-7070開発に着手していたが、リング問題解決によって、コスト的に有利なR-R方式に軍配が挙がり、GEは米国でのシェアを急増させ、EMIは急速に凋落することになった。CT/Tと同じ構造のR-R方式が世界標準として以後定着することになる。T-R方式とR-R方式とは技術的ギャップが大きかったが、R-R方式の登場によって、CTの有効性は飛躍的に高まった。1979末には世界の主要メーカーはR-R方式の機種を主力とする商品ランナップを完了させ、R-R方式商品を擁さない企業は撤退の憂き目に会うことになったとも言える。T-R方式とR-R方式の大きな相違点を表5.1示す。

電源や信号用のケーブルの存在により、時計方向、反時計方向の交互反転が必要なため、スキャン時間は最短2秒程度が限度で、しかも反転動作のための間隔も必要であり、高速撮影には限界があったが、T-R方式に比し、格段にスキャン速度は速くなった。

大口径スリプリングによる高速連続回転CTが登場する1985年までは、市場では、このR-R方式による高速化、性能向上、臨床応用ソフトウェアなどの開発競争と価格競争が展開された。

表5.1 T-R方式とR-R方式の大きな相違点（主要装置）

走査方式	T-R方式	R-R方式	
X線	形状	ペンシル又はナローファンビーム (3° ~10°)	ファンビーム (30° ~49°)
	形態	連続	パルス/連続
	管電圧	100~140KV	80KV~140KV
	管電流	5~40mA	20~600mA
X線管	出力	4KW	80~140KV
	陽極	固定陽極	回転陽極
	焦点サイズ	12×2.25mm	0.9×0.7~1.5×1.5mm
検出器	最大蓄積熱容量	—————	350KHU~1.75MHU
	検出器	(NaI+PM) ×(2~30)	Xeガス: 150ch~827ch クリスタル+PD ?~864ch
		(BGO+PM) ×(2~16)	
		(CsI+PM) ×(2~30)	
検出器	(CaF2+PM) ×(2~30)		
スキャン速度	20秒~4分	6秒~2秒	

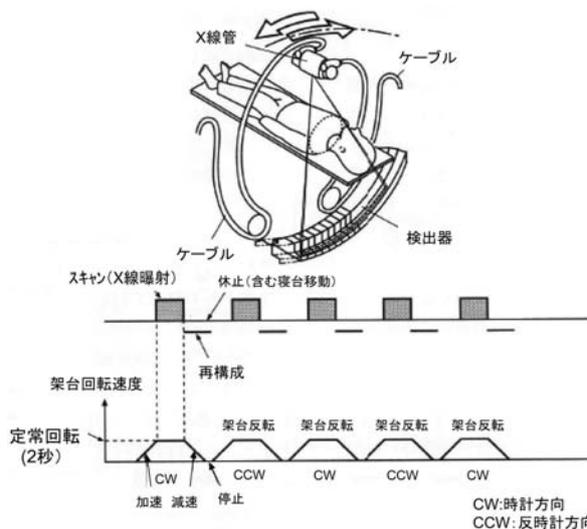


図5.12 正逆回転式CT（ケーブルドラム方式）⁽⁵⁾

5-3-2 電子ビーム走査式CT（Electron Beam CT：EBCT）の系譜（JXVからUFCT・・IMATRON）

世界初の電子ビーム走査式CTと言えば、日本電子製のJXV-3Aであるが、これはT-R方式で直線（トランスレート）走査だけ電子ビームを用い、回転（ローテート）動作は機械的であった（5-4-2で詳述する）。本報告での第五世代は電子ビームだけの回転（ローテート）走査の方式である。この原型がJXV-3Aであると言われているが、原型と呼べるのは、1977年に飯沼、館野、梅垣、渡辺の連名論文で、電子走査式超高速CTとして提案した「Ultrafast Computed Tomography (UCT)」である。

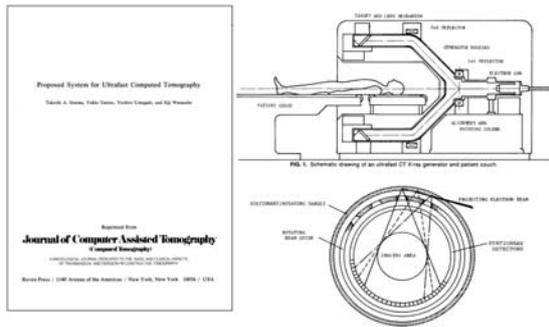


図5.13 Ultrafast Computed Tomography (UCT) (6)

この構想は何度か実現の動きがあったが結局日の目を見ること無く終わった。マイクロエレクトロンビームを用いた電子走査式から発展したUCTは、心臓のストップアクション (StopAction) 断面像へ希望を与え、ボイドのCVCT実現に影響を与えたといえよう。提案だけであるがCT史上特筆されている。日本では脳血管疾患対策にCTは極めて有効であったが、疾病構造が異なる米国では同じ循環器系でも、特に心臓疾患対策への期待が大きく (1972年では死因の約半分が心臓血管系であった)、初期の段階から心臓を対象としての応用が試みられたが、複数心拍分のデータから、同時に収集した心電図の波形 (R波) を基準にして、必要な位相の投影データを集めて静止画にする (心電同期CT) のがやっとで、活用には限界があった。世界初の心電同期CTは後述のVarianのV-360-6と日本電子のJXVでほぼ同時期に試みられているが、1心拍だけで画像を得るには、この第五世代CTの登場を必要とした。

スタンフォード大で第二世代CTの主要開発者であったボイド (Douglas P.Boyd) は1976年にカリフォルニア大サンフランシスコ校 (San Francisco campus of the University of California : UCSF) の放射線部に移り、当時現存するCTをはるかに超えるスキャン速度を有し、拍動する心臓のリアルタイム画像が得られるCTの開発を目論んで、1980年1月7日付けで特許出願 (U.S.Patent No.4352021) した。さらに、この超高速の電子ビーム走査式CTを心臓に特化したCVCTとしてNIHのグラントを申請し、1980年1月15日にグラントを取得し、以降3年間わたって「A Practical High Speed CT Scanner for Cardiac Imagings」のテーマで研究が実施された。1983年に、試作機での心臓用専科CTとしての臨床試験が開始された。その前の1981年初期にUCSFの放射線科の研究者とボイドはエマーソンラジオ社 (Emerson Radio) とImatron連合を設立し、1983年8月にボイドを社長としてIMATRON社が設立

された。1984年商用機C-100がUCSFに設置された。この装置で17枚/秒の画像が得られ、心臓機能のダイナミックスタディー (動態機能検査) が実現された。

高額にも関わらず、心臓用超高速CTとして循環器疾患専門病院を中心に世界中に広く普及した。

一般のCTとは比較にならない程高速画像収集が可能であったが、期待された程画質が良くなく、高速と低速の2モード選択可能とし、全身用CTとしてUltra Fast CT (UFCT) と呼ぶようになった。

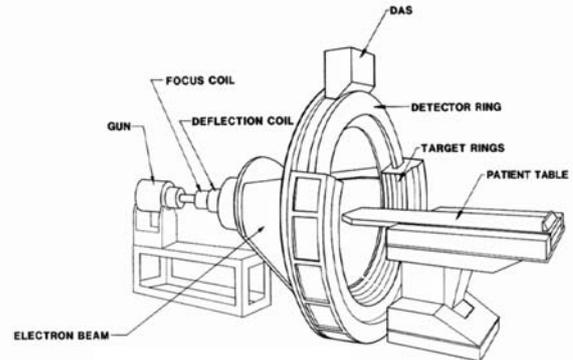


図5.14 高速電子ビームCT (7)
(Ultrafast CT : IMATRON)

その後、小型化と共に性能向上も図られ、連続回転CT、ヘリカルCTの登場にともない、ヘリカル機能を搭載し、汎用のCTとも競合したが、高速化と画質のトレードオフの構図は続いた。

前述のように、この装置の登場に先立って、1977年に飯沼らにより、UCTが提案されており、これは「医療用低線量X線撮像システム」という名で、1974年11月8日に機械振興協会の新機械普及促進事業プロジェクトに採用され開発された世界初の電子ビームCTをさらに発展させた提案であった。ボイドのグラントの申請に際し、館野らはダイナミックスキヤナの資料やデータを提供し支援したとのことである。申請書にはJCV-3Bの臨床データや、JXV-3Aで非常に貢献した飯沼武や内山暁の業績も引用されている。

表5.2 超高速CT/電子走査式CTの系譜

1950 ~ 1956	: 走査型X線装置提唱, Robert J. Moon (米)
1974年11月	: 医療用低線量撮像システムPJ発足 (機械振興協会)
1975年7月	: 医療用低線量撮像システム (日本電子) 公開 (1975年7月)
1976年11月	: ダイナミックスキヤナ JXZV-3A (日本電子) 千葉大稼動
1977年	: Ultrafast Computed Tomography (飯沼、館野、他) 提唱
1978年8月	: ダイナミックスキヤナ JXZV-3B (日本電子) 発売
1979年	: CardioVascularCT (CVCT) (Douglas P.Boyd) 提唱
1979年	: Dynamic Spatial Reconstructor 提唱 (DSR) (1979)
1980年	: NIHグラントにてCVCT開発開始 (Douglas P.Boyd)
1983年	: CVCT 試作 臨床試験開始
1984年	: Electron Beam CT IMATRON 社 C-100 発売 (1984)

電子ビーム走査式X線発生のはルーツはムーン

(Robert J. Moon : 1950~1956 : (米)) が提唱し試作した静電偏向により電子ビームを偏向させてX線走査を行う走査型X線装置である (図5.15)。

電子ビーム走査によるX線ビームを制御する技術は今後も更なる発展を続け、CT装置のみならず放射線治療ほかの発展に将来重要な役割を演じることになる。

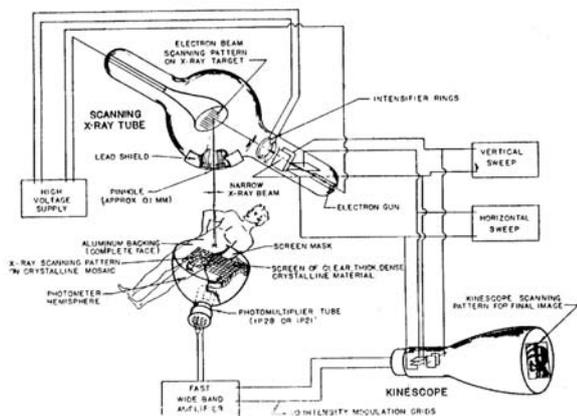


図5.15 ムーン提唱電子走査型X線発生装置⁽⁸⁾

5-3-3 EMI社最後のCT-7070

1975年当時のEMI経営陣は、前述のようにR-R方式のリング状アーチファクト問題に極めて悲観的で、GEは失敗すると予測し、市場は早いスピードより、安定した良い画像を求めていると判断し、T-R方式にこだわっていた。R-R方式による市場での影響が少なかったこと、GEがリング問題で苦闘していることから楽観していたが、かつてのEMI装置がそうであったようにR-R方式の画像も改善されて行くことが忘れられていた。翌年(1976年)には、前述のように、AS&E社がX線管球を固定検出器リングの中を5秒で回転させる、第四世代とも呼ばれたS-R方式の装置を登場させた。

米国に於ける市場競争に直面していたEMIの米国子会社の技術者達はより速いスキャンスピードの装置開発を志したが、EMIの社内事情(英国本社と米国子会社の意見の違い)もあって、次世代の方式決定に手間取ると共に、開発そのものもギクシャクし新製品の開発着手が大幅に遅れることとなった。

GEはソフトウェアを改善しR-R方式を我が物とし、急速に米国のEMI社市場を食い荒らし始め、1977年初頭にはGEの市場占拠率の増加が米国で顕著となった。ここで、やっとEMI米国子会社での新製品開発が許可され、次の4つのゴールを目指してCT-7070の開発がスタートすることとなった。

- ①より速いスキャンスピード
- ②より高度の画像解像度(より細部の分解能)

③より少ない患者のX線被曝

④アーチファクトが無いこと

第二世代は①の点で除外され、④では第三世代がリング状アーチファクトに弱い点で除外された。ただし、S-R方式では、高分解能を得ようとする、高価な検出器素子をより小さくして、出来るだけ沢山並べねばならないこと、これは、装置が大きくなることと、高価になることだけでなく、検出器データの増加を伴い、コンピュータの記憶容量の増加、画像再構成のための計算時間の増加などをもたらしてしまうことになる。そこでS-R方式に比し、検出素子数を抑え高分解能を得る事が可能なN-R方式が考案された。最短スキャン時間3秒で、検出器としてクリスタル(Cesium Iodide:CSI)とPDの組み合わせが採用された。CsI、PD、前置増幅器の8組を一枚の印刷配線板に実装して検出器パックとした。ニューテート動作をする検出器リングには136検出器パックが組み込まれ総検出器数は1088chであった。

1979年9月にセントルイスのMallinckrodt研究所に1号機が出荷され高い評価を得た。

残念なことに、市場投入が遅れたため、折角の新製品もEMIの急激な凋落を救済するに至らなかった。

1979年11月13日にEMI社は家電系メーカであるソーン(Thorn Electrical Industries, Ltd.)社に買収されることになった。1979年12月6日にソーンEMI社として再発足したが、ソーン社はソーンEMI社に医療産業は不向きであること、当該部門は既に赤字部門となっていたこと、などから、医療機器事業を進める気が無く、1980年4月には米国外の活動部分の殆どがGEに売られてしまった。1980年にはCT-7070の受注残が80台あったが、ソーン社は手続き未完了の20台の受注を拒絶し、さらに残り60台についても、得意先からのキャンセルを期待した。しかし多くの得意はCT-7070を欲しがり、結局43台が出荷された。余談だが、オムニメディカルはCT-7070の全在庫部品を買取って、彼ら自身のアレプロセッサとコンソールを組み合わせ、Quad-4と称して複数システムを販売した。東芝は薬事試験用に1台輸入し、東芝中央病院で臨床データ取得を進めたが、EMI社の終焉をもって、商品化を断念した。この後、CT-7070は世界初の高速連続回転スキヤナであるTCT-900S(以降900Sと略す)の前身として重要な役割を果たすことになる。

5-3-4 スリップリングCT

アートロニクス、バリアン、は架台の回転部と固定部間の電力、信号の授受をスリップリング経由で行う

方式を採用しており、原理的には連続回転可能なシステムであった。登場するのが早すぎたか、熾烈な生存競争を勝ち抜けず全て消え去り、1985年の900S登場まではR-R方式全盛時代が続いた。

(1) Varian社製全身用CTスキャナCXV-360-S (米)

最初のバリアンのCTは基本的にR-R方式でスキャン速度は6秒/スキャンで、スキャンは一つの方向に連続的に回転できるように、小口径スリップリングが用いられた。

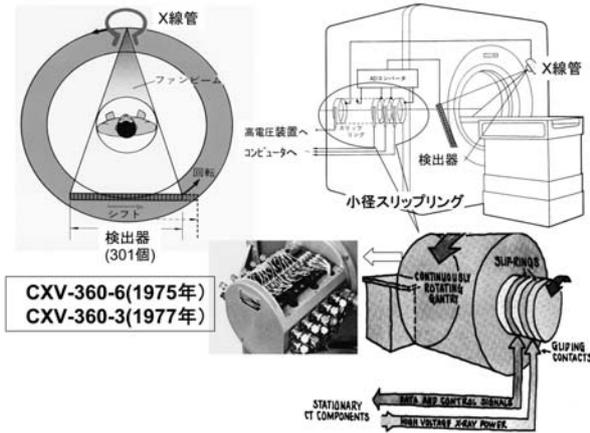


図5.16 小口径スリップリングCT⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾ (Varian)

Varian Six Second (VSS) スキャナとして1972年に開発着手され1975年8月からスタンフォード大学で臨床評価が始められた。

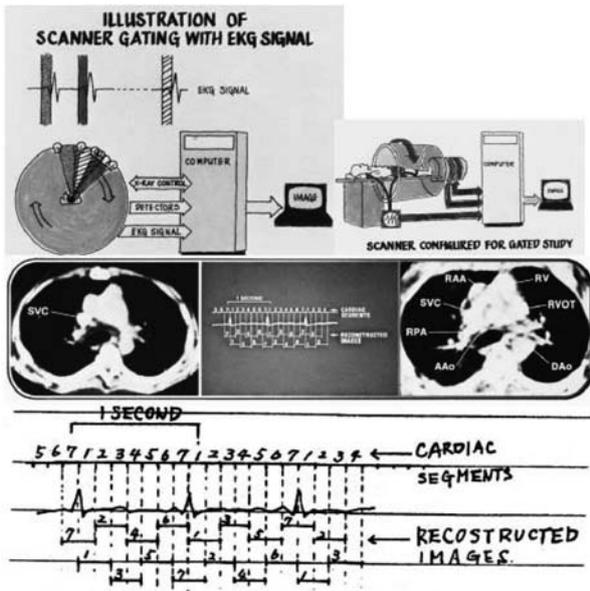


図5.17 ストップアクション心臓検査⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾ (STOP-ACTION HEART STUDY)

当初からダイナミックスキャンが意図され、拍動中の心臓の一瞬の画像を切り出すストップアクション (StopAction) が計画され、6秒連続に撮影、6秒休止

後、さらに6秒連続撮影と、心臓を2回連続スキャンして、同時記録している心電図波形を参照して、収縮期の投影データを集めて画像再構成する方法で (レトロスペクティブ: Retrospective) 連続回転スキャナのメリットを活かしている。1977年に世界で始めてスタンフォード大学にて鼓動中の心臓を撮影、心臓収縮期の心電図同期再構成画像の撮影に成功した (ほぼ同じ頃にJXV-3で千葉大でも試みられていた)。

6秒/スキャンは一般的市場での先行メーカ追い抜きを意図していたようであるが、さらにスキャン速度を倍増させた3秒スキャンのV-360-3を1977年に発表している。R-R方式であるが、検出器が回転軌道に相似の円弧状ではなく、直線状配列のキセノンクリプトンガス封入のイオンチェンバーを採用しており、釣鐘を横置きしたような架台構造 (バルタイプ) で、釣鐘の絞った頂点にスリップリングを配し、回転部と固定部の信号および電力授受にこのスリップリングを使用している。したがって連続回転が可能である。その後もR-R方式で同様の試みがなされて来たが、心臓へのX線CTの適用はエレクトロンビームCTのIMATRONの登場までは主流とはならなかった。1978年から日本電気が販売開始したが、米国ではカーター大統領によって始められた医療機器必要証明制度 (Certificate Of Need: COM) によって高額医療機器の購入が差し控えられ、事業的に見通しが暗くなったため、バリアンは1979年にCT事業の売却を決めた。

(2) ARTRONIX (米)

1975年に登場した頭部用CTはGE、バリアンと共に世界初のR-R方式であり、しかもバリアンと同じく、世界最初のスリップリングCTであった。またR-R方式ではファンビームが用いられており128チャンネルのキセノン検出器が用いられた。

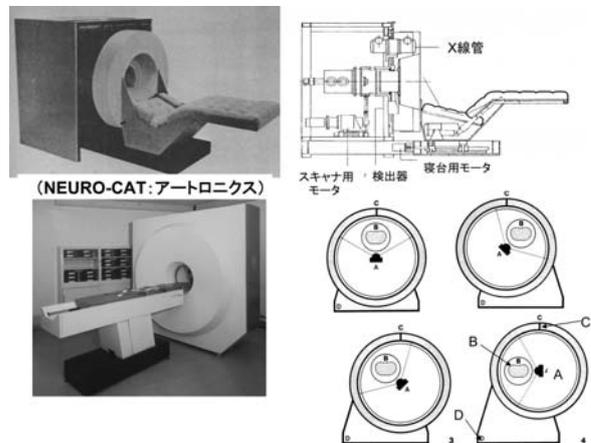


図5.18 小口径スリップリングCT⁽¹¹⁾

全身用CT (TORSO-CAT: RTX1120) は極めてユニ

ークなスキャン方式で、X線管 (A) と検出器 (C) とスリッピング機構が架台 (D) に取り付けられている。検出器はS-R方式と同様に患者 (B) の周りに配列されており、この検出器円周状に配列された検出器の中心に常にX線源が位置し、検出器とX線源の間が撮影領域 (B) となる。X線管が患者の周りを連続回転するが、検出器はX線管の位置に応じて平行移動するだけで回転していない。T-R方式とR-R方式、S-R方式、などいろいろな要素を有する極めてユニークなスキャン方式であった。

頭部用も全身用も連続回転スキャン可能で、各走査のデータを使って画像再構成を行うことをポリラミナ方式と称し、複数回転データからの画像再構成や、スライス幅を厚く画像再構成することも可能であった。後年、高速連続回転CTの評価を高めた機能、性能の片鱗が既に伺えるが、登場が時期尚早であったと考えらるべきであろう。

5-3-5 S-R方式

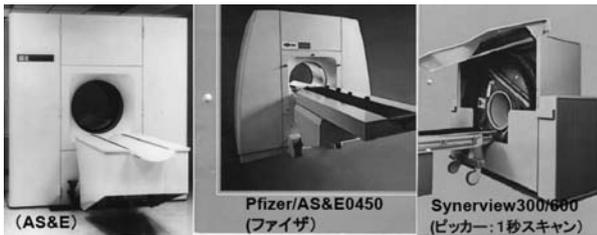


図5.19 S-R方式 (12) (13) (14)

(1) AS&E (米)

AS&E社は米国国立がん研究所 (National Cancer Institute:NCI) を通じてNIHより開発資金の提供を受けて、世界初のS-R方式のCTを1976年に開発し、1977年6月にNIHより商業ベースのエクスクルーシブライセンスを与えられたが、大して成功せず1978年にファイザーへ技術供与された。BGO (Bismuth Germanate Oxide) クリスタルとPM管を600組装着した5秒スキャンの装置であった。

(2) Picker (米)

1977年にSynerview300と600が発表された。共に世界初の最速1秒の高速スキャン速度を可能とした。300と600の大きな違いは画像マトリックスサイズと検出器数で、600が512マトリックス、600Chに対し、300は256マトリックス、360Chであった。検出器はBGOクリスタルとPM管の組合せでAS&E/ファイザーと同じであった。1981年には検出器が1200chのSynerview1200 EXPERTが出された。

5-3-6 DSR(Dinamic Spatial Reconstructor:米)

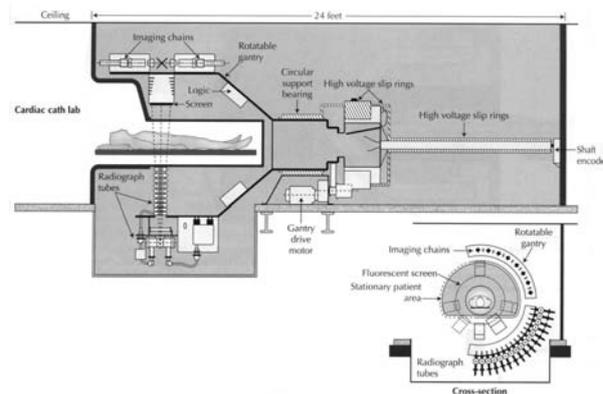


図5.20 Dynamic Spatial Reconstructor (DSR) (15)

心臓を対象として、米国のメイヨクリニックにて考案、企画された装置であり、実用とはならなかったが、現在のMSCTなどボリュームCTの概念が既に含まれているだけでなく、エリアディテクタ-やマルチソース (複数X線源) という、現代でも旬の発想が盛り込まれていた。検出器に27インチのII管を28個半円形状に配置し、各II管に対向してX線管を28個半円状に配置するという、途轍もない装置であった。

5.4 日本に於けるCTの曙

1975年にEMIのMK1が国内初のCTスキャナとして東京女子医科大学に設置され、8月に本邦初の頭部臨床撮影にて頭部病巣が描出されたことで、臨床的価値が強烈に認識され、本邦に於けるX線CTの普及に拍車を駆けることとなり、一気にEMIスキャナ (東芝) 30台、ACTAスキャナ (島津) 7台の輸入による大量導入となり、日本に於けるX線CT産業は輸入から始まった訳である。

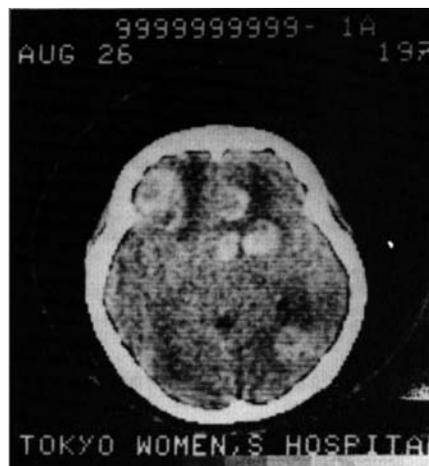


図5.21 日本初のCT画像 (EMI MK1) (16)
(東京女子医科大学)

一方、日立は最初から独自開発に取り組み、頭部用の国産1号機を名古屋保健衛生大学（現在の藤田保健衛生大学で、以降保大と略す）に据え付けたのは、東京女子医大での稼働後2ヶ月弱のことであった。日立に次いで、日本電子が電子ビーム走査式CT（ダイナミックスキヤナ：JXV-3A/B）を世界に先駆けて開発した。輸入から始めた東芝も島津も輸入販売と平行して自主開発に取り組んだ。

表5.3 日本におけるCTの曙

1973年	5月	EMI社より東芝に打診
1974年	11月	日立メディコ 調査・予備実験開始
1975年	3月	日立メディコ 国産CT開発プロジェクト発足
	5月	東芝-EMI販売契約締結
	8月	EMI MK-1東京女子医大納入
	10月	EMIスキヤナ大量発注(35台、自賠責損保他)
	10月	日立メディコ CT-H 名古屋保健衛生大設置(治験)
	?月	島津製作所 ACTAスキヤナ販売開始
1976年	2月	日立メディコ 頭部用 CT-250完成
	5月	東芝 CTプロジェクト発足
	8月	EMI 全身用CT-5000 福島県立医大納入(治験)
	8月	EMI-東芝 GAT契約
	9月	東芝 TCT-60A開発プロジェクト発足
	11月	日本電子 電子走査型X線CT JXV-3A千葉大設置

5-4-1 大量輸入とGATからライセンス生産

(1) 輸入

初期の主要輸入装置と取り扱い企業を表5.4に記す。

表5.4 初期主要輸入装置例と取り扱い企業

企業名	主要輸入装置/(製造元)
旭メディカル	S3.5、D3.5/(ファイザー/AS&E)、0200FS/(ファイザー)
アムコ	EXELシリーズ/(エルシント)
アロカ	Δ100シリーズ、Δ2000シリーズ/(オハイオニュークリヤ)
日立	Synaview600/(ピッカー)
兼松エレクトロニクス	Neuro-CATS-S、Neuro-CATS-B、Torso-CAT/(アトロニクス)
日本電気	V-360-S/(バリアン)
日本フィリップス	TOMOSCAN(フィリップス)
島津	ACTA100、ACTA150、ACTA200/(ファイザー)
日本シーメンス	ジレトム、SOMATOM/(シーメンス)
東芝	CT-1000、CT-1010、CT-5005/(EMI)
YMS	8800、9800/(GE)

(2) GAT、ノックダウン、ライセンス生産

日本における販売代理店の立場でいち早くEMIスキヤナの大量導入に成功した東芝は、構成ユニット単位で輸入し、日本の工場ですべてのシステムに組み合わせて総合試験を実施するGAT（General Assembly and Testing：総合組立試験）契約を結び、技術導入と教育訓練の為に要員をEMIに派遣して、全身用CTであるCT-5005のGATを日本で開始した、これに続いて、既納のCT-1000をCT-1010にアップグレードするプロジ

ェクトも東芝要員でスタートした。EMI社は米国には現地法人を設立したが、日本では東芝に依存する形が明確となり、EMIからのライセンス生産としてCT-1010の国産化がTCT-10Aとして開始された。EMIに対する立場は、販売代理店からライセンス生産まで任される関係になった。おりしも、米国でいち早く、EMI類似品を開発したオハイオニュークリヤが低価格で日本に上陸するとの報に接し、低価格頭部用CTの開発プロジェクトが設置され、TCT-10A開発チームと平行して活動を開始した。一方では、本来、東芝独自でのCT開発は契約上許されてはいなかったが、独自技術の涵養の必要性から、1975年9月に全社プロジェクトを立ち上げ世界最高水準のCT（TCT-60A）の開発に着手していた。東京女子医大で日本初のCTが稼働し始めた年のRSNAでは、前述のとおり、GE、バリアン、アトロニクスが第三世代CTを発表しており、同業で国内最強のライバルである日立メディコがいち早く国産第一号機の頭部用CTであるCT-Hを稼働させ、東芝関係者を驚かせていた。この様な状況下で、EMIとの良好な関係を維持しつつ、不退転の決意で自主開発に向かった。1977年3月にはCT-5005の東芝工場でのGAT一号機が完成し、翌年には、1月に国立がんセンター（National Cancer Center：NCC、以後NCCと略す）でのTCT-60A治験開始、5月にTCT-10A完成、11月にTCT-30完成（世界初の普及機の頭部用CT）と、1978年は蒔いた種が一気に花開いた年となり、東芝のCT関係者にとって記念すべき年であった。また、この年はCT検査の健康保険適用が認められた年でもあった。

5-4-2 自主技術での国産化

1972年のRSNAでEMIスキヤナは米国内に大反響を齎したが、日本にまで及んでいなかった。1973年スペインマドリッドで開催された第13回国際医学放射線学会（International Congress of Radiology：ICR）に参加した多くの日本人放射線医学者がEMIのブースで脳の白質と灰白質が分離された脳内断層像を目にしてから日本市場は覚醒し、官を巻き込んだ大量導入に向かうことになった。大方の国内企業は海外製品の輸入販売からスタートし、日立メディコと日本電子は独自技術で国産化に取り組んだ。医療用X線装置の主力企業であった東芝と島津も輸入販売と平行して自社開発に取り組む、世界水準の装置を供給するようになる。

CTの急速な普及が予測された1976年に、厚生省の補助を受けて「放射線診断におけるコンピュータ断層撮影の役割に関する研究」班（代表者田坂 皓：東大）

が急遽組織され、さらに、1977年にCT設置基準と、CT性能評価基準、に関する2つの小委員会が発足した。わが国の医療でCTを有効利用するため、教育と指導に責任を持つ専門家間での意見交換が必要とされたためである。この「CT設置基準検討小委員会」が推定した日本の市場規模は頭蓋内疾患の発生数から1100台程度、200床以上の病院に導入した場合の必要数は1314台であった（「日本医事新報」別冊、1978年5月27日、第2822号）。予測の根拠には価格が（1億円～3億円）、処理能力は10人／日、200床以上の施設、頭蓋内疾患、などとし、しかも、その後の変化（応用拡大、性能向上、低価格化、想定以上の効用、など）は見込まれておらず、予想は全くはずれ、あっと言う間に1000台を超え、アメリカを抜いて世界一の導入台数を誇るようになった。

大きな医学的効用、行政主導の初期大量導入、医療保険適用、等々から国内市場は世界で類を見ないスピードで成長することになったが、コストダウンを含め、国内企業の努力による面が非常に大きい。輸入から国産技術を涵養し独自技術を磨きあげ、外貨減らしの輸入機優先施策による逆風にも耐えて存続していることは奇跡とも言える。

(1) 国産1号機

前述の様に、国内初のEMIスキャナに遅れること、僅か2ヶ月で、日立メディコの国産一号機が据付られたが、これは競合他社にとって驚愕の開発速度であった。

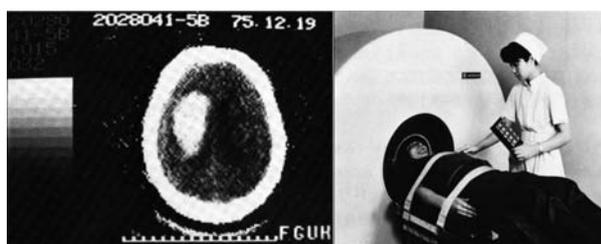


図5.22 国産初の頭部用CT装置⁽¹⁶⁾ (CT-HC：日立)

国産1号機の開発経緯についてJIRA会報（2003年5月）に矢仲重信が「X線CT装置（国産1号機）開発の思い出」を寄せている。これによると1974年の半ばに「British Journal of Radiology（1973年12月）」に掲載されたCT関連論文を目にしてからインフォーマルな開発が始動し、1975年3月の開発委員会で試作6ヶ月、初生産1ヶ年を目標に正式スタートした。

1976年5月の第35回医学放射線学会にCT-250を展示し大反響を呼んだ。

1977年には国産初のT-R方式全身用CTとしてCT-W1を完成させ、帝京大学に納入した。R-R方式ではあ

たが国産初のXe検出器のチャンネルが32チャンネルと少ないためスキャン時間が第三世代にしては48秒と長く、準第三世代方式と称すべき装置であった。

(2) 高速電子ビーム電子走査式全身用CT

世界初の電子走査式CTは「医療用低線量X線撮像システム」という名で、1974年11月8日に機械振興協会の新機械普及促進事業プロジェクトに採用され、1975年7月19日に日本電子により試作機が公開され、1976年11月19日に臨床装置（JXV-3A）が千葉大病院に据え付けられた。

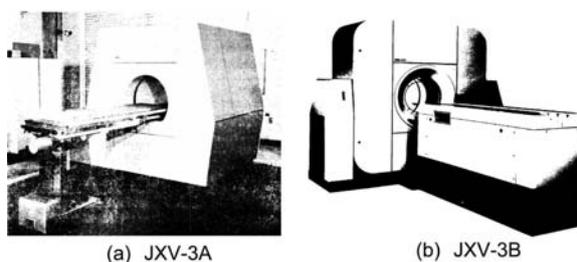


図5.23 ダイナミックスキャナ⁽¹⁷⁾⁽¹⁸⁾
(Dynamic Scanner：日本電子)

1977年にダイナミックスキャナ（Dynamic Scanner）として千葉大に納入された。まだT-R方式の時代、日本で最初のCTが稼動する前の計画で、トランスレート（直線）走査を電子走査する事で高速スキャンと低被曝を狙った装置であった。本装置のルーツは、東大音声言語研究施設からの注文に応じて日本電子が製作し、1973年10月に納入したJEBD-3Xである。この装置は電子走査式（電子ビームを走査する事でX線ビームを走査する方式）で、舌上のペレットの動きを極く細かいX線ビームで追尾（動点追跡）するものであるが、この装置の導入で、従来この種の研究のネックだった被曝線量の多さは、大幅に低減された。日本電子はこの装置をX線発生装置の一つに位置づけて、JXV-1型フライングX線マイクロビジョンシステムと呼び、臨床領域、特に低線量X線診断への利用拡大を計画した（日本電子三十五年史（1986年3月1日発行P204）。1974年4月2日千葉大病院の舘野と日本電子の渡辺にて、先天性股関節脱臼の自動診断の研究への応用を協議し、輪郭描画機能の適用は勿論、X線CTに必要なX線の機械的走査を電子ビーム走査に置き換える可能性に及び、機械振興協会のプロジェクトに繋がった。JXV-3A,3Bは共に、トラバース動作を電子走査とし回転は1度毎の機械動作であった。JXV-3Aのプロジェクト推進中に、回転も電子化するアイデアが浮かび、所要資金は約5億円と見積もられ、資金源を探したが、千葉大、放医研、共に類似プロジェクトや他の大プロジェクト

を抱えて余裕が無く、やむなく、超高速スキャン(UCT)の構想提案をジャーナル⁽¹⁵⁾に出した。その後の様々な経緯もあり、日刊工業新聞(1979/6/19)の第一面トップ記事「動く臓器も立体描写/6カ年計画で開発へ/次世代XCT/工技院が150億円で循環器、がんに威力」として掲載される事もあったが、実現には到らなかった。

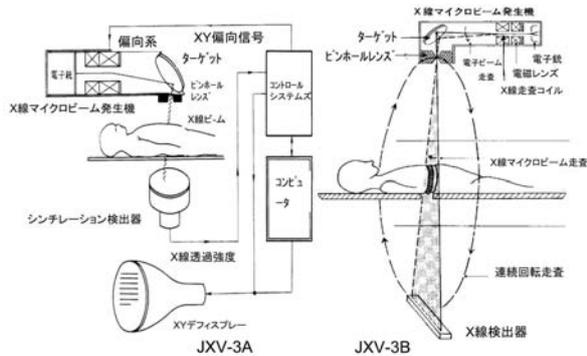


図5.24 ダイナミックスキャナ(日本電子)⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾

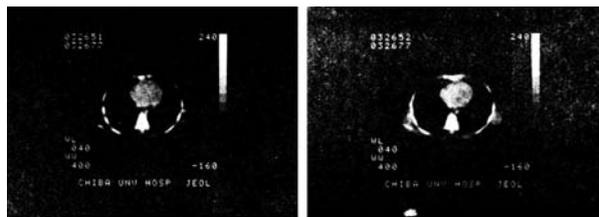


図5.25 世界初の心電同期CT⁽²³⁾⁽²⁴⁾⁽²⁶⁾
 拡張末期
 ◎昭和51年夏(1976):世界初の心電同期CT?(初出論文?、増田(千葉大)他:Masuda:Journal ofCardiology,Dec,1977)
 ◎Varian-360-6:世界初の心電同期心臓CT成功の新聞発表
 昭和51年11月(1976):George S.Harell(Stanford U.)他;
 RSNAで「stop action」-Cardiac Computed Tomography」発表(1976.6.8、12秒連続スキャンで13.5ECGサイクル記録)

図5.25 世界初の心電同期CT⁽²³⁾⁽²⁴⁾⁽²⁶⁾

既に述べたように、千葉大では本機を用いて心電同期CTが実施され、ほぼ同時期にスタンフォード大でもバリアンのV360-6で心電同期CTが報告されている。

CTは心臓領域には不相当と見られ、日本ではあまり脚光を浴びることはなかったが、疾病構造の異なる米国では優先度の高い適用領域であった。兎も角、共に先駆的仕事であった。

(3) 第三世代CT開発

前述のように、CT-W1は、スキャン時間が長く、準第三世代方式とも称すべきものであったが、日立メディコは1978年に検出器を256CHに拡大してCT-Wを完成させた。1978年1月からNCCで治験を開始した東芝のTCT-60Aは世界最高水準の性能を目標とし、ユニークなシフトメカニズムを搭載した画期的装置であった。シフトメカニズムは被写体部位(頭部、腹部)に応じて拡大率を切り替える仕組みである。

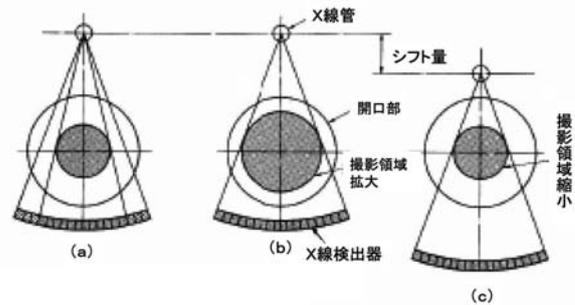


図5.26 シフト機構⁽¹⁾

図に示すように、X線管と検出器を固定したシフトフレーム全体を移動して、拡大率(撮影領域のサイズ)を切り替える方法である。腹部領域(b)で頭部(a)を撮影すると検出器の一部しか利用されないが、シフトフレーム位置を変える事で、全検出器が活用でき、被検体サイズに最適な画質を確保できる。この仕組みはシフトフレームを上下に可変にするだけでなく、被写体サイズに応じた数だけ、形状や寸法の異なるウエッジフィルタ、コリメータ、などが必要となり、シフト位置に応じてこれらも同期して切替える必要がある。従って、機械的には複雑になりながら、厳しい精度と速い動作速度が求められ、コスト的にも不利ではあったが、画期的仕組みであった。

引用・参考資料

- (1) 岩井喜典他:医用画像診断装置—CT,MRIを中心として—,(1988) コロナ社、
- (2) 高橋信次:図解コンピュータ断層法、(1979) 秀潤社
- (3) EMI-Scanner-脳疾患診断システム:技術資料、東芝メディカル外国製品シリーズ
- (4) 辻岡勝美:基礎連続講座CT講座X線CT装置の歴史、日本放射線技術学会雑誌、Vol.51,No.1 (2002)
- (5) 永井 純、安達秀雄:三次元CT血管造影法、(1994) メディカル・サイエンス・インターナショナル
- (6) Takeshi A.linuma,Yukio Tateno,Yochiro Umegaki,Eiji Watanabe:Proposed System for Ultrafast Computed Tomography,Journal of Computer Assisted Tomography, (Computed Tomography) Vol1,No.4, (1977)
- (7) Ultrafast CT Electron Beam Technology、カタログ、IMATRON、
- (8) Robert J. Moon : Amplifying and Intensifying the Fluoroscopic Image by Means of a Scanning X-Ray Tube,Science Vol.112,October 6,389-395 (1950)

- (9) NEC コンピュータ断層撮影装置 Varian全身用CTスキャナ、カタログ、日本電気
- (10) VARIAN at the Computed Tomography International Symposium & Course March 19-24、セミナー資料、(1978) Varian
- (11) アートロニクス社CATスキャナーシステム、セミナー資料、兼松エレクトロニクス
- (12) AS&E CT、カタログ、AS&E
- (13) Pfizer/AS&E0450、カタログ、ファイザー
- (14) Synerview300/600、カタログ、ピッカー
- (15) Kazuhiro Katada、Historical Perspective and Future Directions,Atlas of CARDIOVASCULAR COMPUTED TOMOGRAPHY, (2007) Springer
- (16) 牧野純夫：企業存滅のキーワード X線CTビジネスの実践例から、日本プランニングセンター(1987)
- (17) 電子走査形高速低線量CTシステム Dynamic Scanner、カタログ、日本電子
- (18) JXV-3B資料、日本電子
- (19) 学術研究用 低線量X線撮像システム (model JXV-3A)、日本電子(株)
- (20) 館野之男：JEOL スキャナ(Dynamic Scanner)の使用経験、癌臨床Vol.23、No.7、(1977)
- (21) 新機械普及促進事業49-1 事業完了報告書—医療用低線量X線撮像システム—、(財)機械振興協会新機械システムセンター医療用低線量X線撮像システム分科会 1977年7月
- (22) X線CTの開発、日本電子三十五年史、204-205(1986)
- (23) 増田義昭他：低線量X線撮像システムによる心的高速CT像について、Journal of Cardiography 7、(1977) (1977年4月3日第14回臨床心音研究会大会で発表された内容)
- (24) 稲垣義明、増田善昭：心・血管系のCT診断、序文、医学書院(1984)
- (25) 館野之男：循環器の映像診断のためのX線CT、総合臨床Vol.27、No.10、1919-1925 (1978)
- (26) George S.Harell、Diana F.Guthanerb、Richard S.Breiman、Charies C.Morehouse、Edward J.Seppi、William H.Marshall、Lewis Wexier：Stop-Action Cardiac Computed Tomography、Radiology Vol.123、515-517 (1977)
- (27) Y.Tateno,H.Tanaka:Low-Dosage X-Ray Imaging System Employing Flying Spot X-Ray Microbeam (DynamicScanner) ,RadiationphysicsVol121, 189-195 (1976)
- (28) 館野之男：画像診断 病気を目で見る、中公新書1676、(2002) 中央公論社
- (29) 田坂 皓：コンピュータ断層撮影の有効な使用のために、厚生省医療研究助成金「コンピュータ断層撮影の役割に関する研究」班、日本医事新 P89-93 (別冊(第2822)) 昭和53年5月27日
- (30) 飯沼 武：超高速CT開発の過去、現在、将来、Med.Imag.Tech.Vol.11 No.5 Dec.P573-577 (1993)
- (31) Walter L.Robb:Perspective on the First 10 Years of the CT Scanner Industry1、Academic Radiology,Vol 10,No7,P756-760 (2003)
- (32) University of Michigan Business School (Will Mitchell,Jeniffer Smith) :Playing leap-frog with Elephants:emi,ltd.and CT scanner competition in the 1970s, (1994)
- (33) University of Michigan Business School (Will Mitchell,Jeniffer Smith) :REMORA AMONG THE SHARKS:IMATRON INC.AND CT SCANNER COMPETITION IN THE 1980S、(1994)
- (34) P.N.T.Wells：Sir Godfrey Newbold Hounsfield KT CBE 28 August 1919-12 August 2004, Biogr.Mems Fell.R.Soc.51,221-235 (2005)
- (35) Russell W. Peterson：Polycy Implication of the Computed Tomography (CT) Scanner：“Library of Congress Catalog Card Number 78-600078 For sale by the Superintendent of Documents” U.S. Government Printing Office Washington, D.C.20402, (1978)
- (36) John H.Gibbons：Polycy Implication of the Computed Tomography (CT) Scanner:An Update：“Library of Congress Catalog Card Number 81-600006 For sale by the Superintendent of Documents” U.S. Government Printing Office Washington, D.C.20402, (1981)
- (37) 木村和衛、古賀祐彦：ヘリカルスキャンの基礎と臨床、(1993) 医療科学社、

6 | 高性能化とCDの追求による市場拡大 (MRIとの市場争奪競争)

CTの開発競争も一段落しR-R方式が世界標準として定着した1980年代初頭には、核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) 現象を利用したMRI (Magnetic Resonance Imaging : 核磁気共鳴) 装置が注目されるようになった。MRI装置はCTと同様、人体断面画像が得られること、しかも原子核の電磁的共鳴現象を応用することから原理的に極めて多様な可能性が期待出来るため、医学会はもとより産業界も挙って関心を持ち、CTの時と同じ様な開発競争が再現されつつあった。MRI装置は、NMR現象を利用したCTであるということから、当初はNMR-CTと呼ばれていたが、日本語では核磁気共鳴CTとなり、「核」という文字を使用することへの日本固有の抵抗感と、放射線被曝がないという利点がありながら、被曝するとの誤解を受けかねないとの懸念から、MR-CTと改称され、最終的には、現在のMRIという呼称に落ちついた。海外では依然としてNMRと称することが多いが、日本と同様にMRI、またはMR-imagingという呼称も一般的になっている。1946年、ハーバード (Harvard) 大学のパーセル (Edward Mills Purcell)、スタンフォード大学のフロッコ (Felix Bloch) がNMR信号を発見しPhysical Reviewに相次いで発表したのがMRI装置の原点で、1952年フロッコとパーセルはNMRの発見者としてノーベル物理学賞を分け合った。ハンスフィールドによる画像再構成の延長線上ではあるが、1973年には初のNMRの画像化がなされ、以後のMRI画像法の研究が活況を呈し、目覚ましい進展を見せた。CTの急激な成長の陰で、MRI装置の基礎研究は進展し、1980年代にはCTを上回る熾烈な開発競争が展開されることとなった。CTレースに生き残ったCTメーカーもMRI装置の開発にリソースを重点的に振り向け始めた。CTはこの開発資源確保のキービジネスとして収益性向上、シェアアップを目指して競争が一層激しくなり、急激な売価ダウンに拍車が掛かり、さらに市場が縮小するという負の循環を呈するようになった。この状況下で、MRI対抗も意図した高性能化と一般医家向け市場開拓を狙っての普及機の2方面の競争が激しくなった。今日のCTの隆盛はMRIとの市場争奪競争、臨床分野・応用分野争奪の弛まない競争によること大と考える。

図6.1は価格の傾向を大雑把に示したもので、厳密さを欠くが参考にされたい。

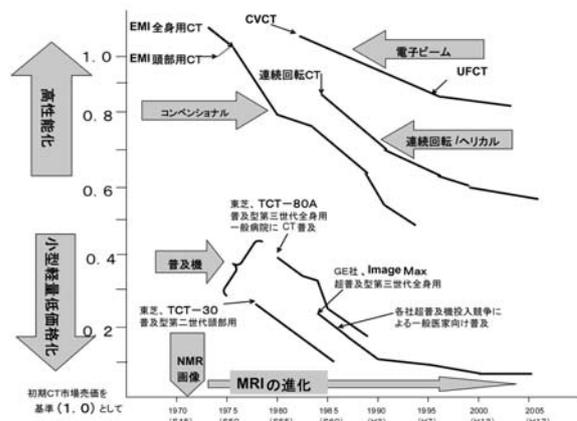


図6.1 X線CT装置価格推移 (概略)

CT画像がX線吸収値の分布を画像化したものであるのに対し、MRI画像は被写体を構成する分子 (原子核) の分布画像である。初期の頃はCT画像に類似した水素原子の分布画像が主で、嘗てのCTと同様にデータ収集に長時間を要し、しかも画質はCTより劣っていたが、短時間のうちに共に目覚ましい進歩を見せ、次第にCT画像を凌駕する画像が短時間で出せるようになった。このような状況下でMRIの弱点とCTの特長から将来の活路を求めてCTの開発努力が続けられた

6.1 高性能化の追求

CTと言えば一般にR-R方式を指すようになり、臨床現場で必要不可欠な医療用装置として定着した。CTは従来の医療装置に比して極めて部品点数が多く、コンピュータを含む高速、大容量のデジタル電子機器類、最先端放射線検出素子からの微弱信号を扱う高性能アナログ電子器機、高電圧機器、大型の精密機械と機構制御 (メカトロニクス) など、近代技術成果の限りを尽くして組み上げられた、前例の無いシステムであり、しかも量産品であった。より速く、より綺麗な画像を、安定に得るべく、スキャン速度、X線出力、検出器分解能、等々高性能化、高信頼性が追及された。

CTといえどContinuous Troubleと揶揄される程、初期の装置はトラブルが多かった。稼働率を高め、安定動作を継続させ、画質品質を確保する、などに各社注力し、始業前点検、ウォームアップ処理、定期点検、なども常態化し、消耗品のX線管も含めて保証契約、保守契約など、業界としてのバックアップ体制も構築された。

6-1-1 スキャン速度と分解能の向上

最初のR-R方式では5秒/スキャン前後であったが、高速連続回転スキャン登場前には高性能機で2秒/スキャンまで速くなっていた。如何せん、時計方向と反時計方向との交互に反転スキャンするため、複数スキャンを要する検査には限界があった。

R-R方式の弱点を回避して、スキャン速度や分解能の向上を目論んでX線管だけが回転するS-R方式も登場したが、R-R方式の成功によって、陰が薄れた。スキャン時間の短縮は、患者固定等の患者負担の軽減と共に、被写体の動きによる偽像（アーチファクト）やボケが軽減され、画質向上が齎された。単位時間当たりのX線照射線量を増やすこと、ファンビームを用いて、検出器のチャンネル数を増やし、1ビュー当たりの投影データサンプル数を増やすこと、スキャン当たりの投影データ数を増やすこと、などで、良好な画質を得るための仕様向上も図られた。特に検出器は結晶と光センサ（ホトマル）の組み合わせから、不活性ガス封入のイオンチェンバー方式が主流となって、投影データ収集率が飛躍的に向上したことによる影響は大きい。

6-1-2 R-R方式CTの進化を支えた主要構成機器の進化

第二世代までは固定陽極X線管で連続X線が用いられていたが、第三世代になると回転陽極X線管でパルスX線が用いられるようになった。スキャン速度の高速化にともなって、X線照射位置での投影データ品質確保と共に、X線パルス間のX線非照射時に補正用にオフセットデータを収集するためにパルスX線が用いられた。検出器系ほかが安定してきたため、パルス間補正も不要となり、再度連続X線が使われるようになった。X線だけとっても、R-R方式の進化に伴って、連続、パルス、連続と変遷してきている。CT固有のX線管、高電圧発生装置、検出器についてその進化、発展について概説する。

(1) X線管

既述の様に熱電子が焦点に衝突して発生し、陽極全体に蓄熱された熱は陽極からの熱伝達か熱放射でしか取り出せないため、大出力化に伴い、冷却問題が大きなテーマとなる。T-R方式では数十秒から数分もX線が照射されるので、冷却器を使って陽極を冷却することでオーバーヒートを防いでいる。初期の装置では絶縁油を満たしたX線シールドを兼ねた容器内にX線管を密閉し、さらに固定陽極軸の内側にも絶縁油を流し、冷却器に循環させて冷却がされた。冷却器は水道水を用いた水冷式で、架台のX線管とはオイルホースで結ばれていた。

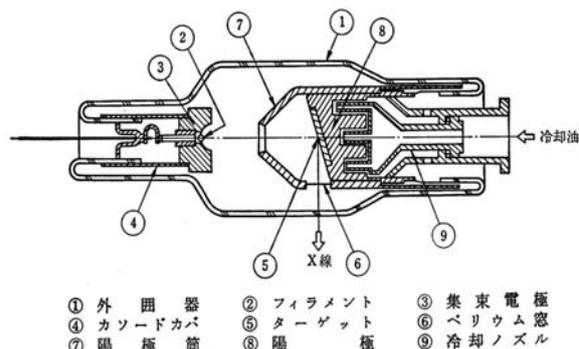


図6.2 固定陽極X線管構造 (1)

後年連続回転スキャンに切り替わると、短いスキャン時間の間に十分な投影データを得るために、再び連続X線に戻るようになるが、それまではパルスX線が主流となり、スキャン時間の短縮もあり、良好な画像を得るために、安定なパルスX線を出すX線管の改良が進められた。

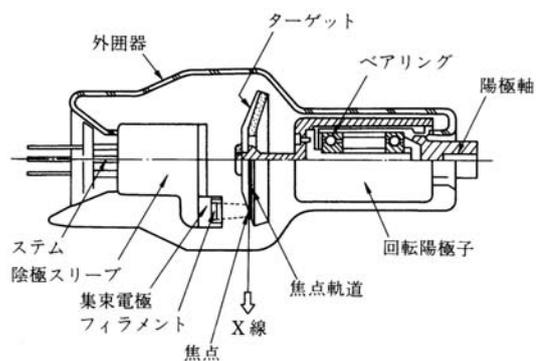


図6.3 回転陽極X線管構造 (1)

スキャン時間を短くすると、単位時間当たりのX線出力を増やす必要があり、必然的に単位時間当たり発熱も増加するため、出力によっては固定陽極だとターゲットが溶融してしまうことになるので、熱電子が衝突するターゲットの場所が固定されない回転陽極X線管が採用されることになる。すなわち、陽極であるターゲットは円盤状になっており、高速で回転させることで電子が衝突する面積が実効的に大きくできる、より小さな焦点でより多くの電子線を浴びせることが可能となる。回転陽極X線管だとターゲットが溶ける心配は減るが、陽極には熱が蓄積されることになるので、やはり冷却は必要である。固定陽極では陽極近くを絶縁油で冷却できたが、回転陽極ではベアリング等を経ての熱伝達のため、効率は良くないが、冷却器をX線管球近くに配置し、冷却効率を高めている。回転陽極の場合は陽極自体の熱容量を大きくし、相当の熱を蓄積できるようになっているが、自然冷却では時間が掛かり過ぎるため、オイルクーラとセットで回転架台部

に取り付けられる。絶縁油で陽極を冷却するのは同じだが、高温となった絶縁油の冷却はファンによる空冷方式である。

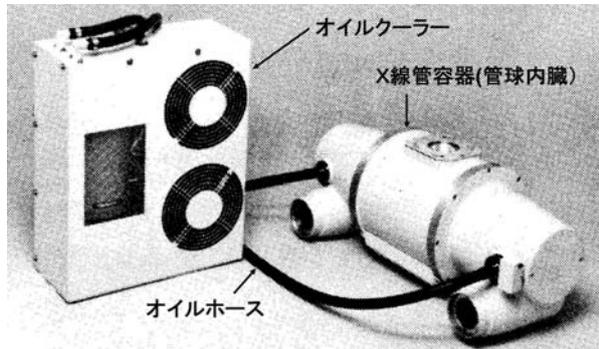


図6.4 回転陽極X線管例 (外観) (1)

そこで陽極最大蓄積熱容量と冷却効率が回転陽極X線管の重要な性能となり、X線管によって実際のスキャンが制約されることになり、スキャン条件によって、発熱量を予測し、スキャン走査を支援する、OLP (Over Load Protection: オーバードプロテクション) 管理ソフトが実装されるようになった。OLP管理はその都度のスキャン管理上オペレータの便益に寄与するだけでなく、消耗品としてのX線管の寿命管理、品質管理上も重要である。

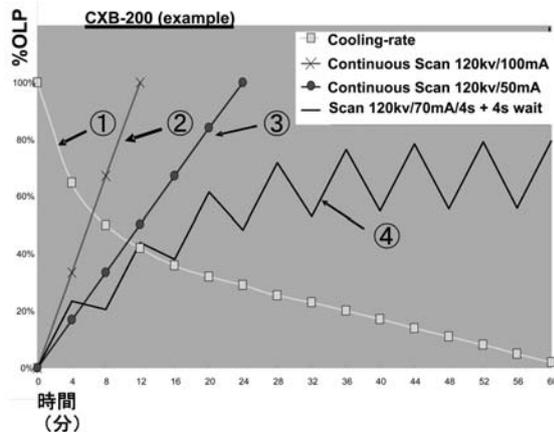


図6.5 X線管冷却曲線 (OLPチャート)

図6.5はX線管の冷却曲線を例示しており、①は最大蓄積陽極熱容量を100%として、ここまで蓄積された熱が、時間と共に冷却していく様子 (イメージ) を表している。やじるし②の直線はX線管に電圧120KV印加してX線管に100mA流した場合 (撮影条件として一般的に、120KV, 100mAと表現する) は3回続けてX線を照射すると、OLP100%に到達してしまっ、冷却を待たないと、次のX線照射は出来ない。矢印③の直線は撮影条件を変えて、X線管電流を②の時の半分、50mAとした時で、②の時の倍の6回続けてX線を照射

できることになる。④はスキャン毎に冷却しながらスキャンをすることで、一回のX線照射毎に右肩上がりが増え、次のX線照射まで少し時間を置くと、この間に少し冷却して行き、これを繰り返すことで、冷却待ちによる長時間の制約を受けない例である。患者ごと、検査ごとに、スキャン条件を設定することになるが、設定条件で即SCANが可能か、途中での冷却待ち発生の有無、などを事前に把握するためにもOLP管理は重要である。

ヒートユニット (HU) は、DC波形の場合

$$HU = 1.41 \times X\text{線管電圧} \times \text{管電流} \times \text{時間}$$

で定義されるX線管特有の熱単位であり、1.41で除した値がジュール (J) となる。

「図6.6CT用X線管の進化発展の歩み」に示すように、初期の最大蓄積陽極熱容量は750KHU程度であったが、年々大きくなり、最近では10倍程度になっている。陽極蓄積熱容量を大きくしてもOLPが一杯になると冷却率でスキャンが制約されるため、冷却効率を高める改良も同時に進められた。

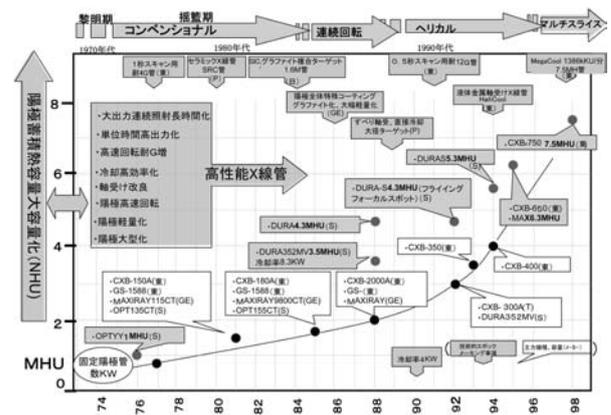


図6.6 CT用X線管の進化発展の歩み

装置の性能として、高コントラスト分解能 (空間分解能) と低コントラスト分解能 (密度分解能) が代表的であり、共にX線の焦点寸法や線質、線量、ほか、X線が直接影響する。検出器性能、機構部振動、電磁的雑音等々、この2つの性能に影響する要因は多々あるが、これらと独立してX線は性能を左右することになる。陽極容量を大きくするには、単純に直径と容積は大きくすることになり、必然的に重量が増え、回転する陽極を支える回転軸の負担が増えることになるため、金属の塊であった陽極をグラファイトと金属を張り合わせて軽量化することや、軸受け材料や構造が研究され、回転の安定化や寿命延長が図られ、液体金属を用いた流体軸受けや磁気軸受け等も研究された。また、冷却効率を良くするため、メタル化やセラミック

化が耐熱性、耐電圧性、寿命といった観点からも進められた。心血管造影用としてセラミック絶縁で陽極軸両支持のX線管（SRC管）がフィリップスから1979年に出され、長時間の連続照射用としてCTにも搭載された。

X線管は高額な消耗品で保証寿命はスライス数か曝射時間で決められており、保証寿命以前に故障した場合は、寿命に対しての未使用分の比率で値段を値引くとか、特別の計算方法で清算するなど、特異なルールが存在する。これは、初期に品質が十分でなかった名残でもある。

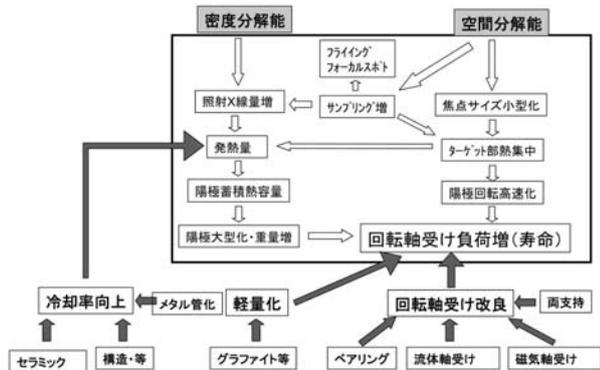


図6.7 X線管技術デマンドと改良

装置性能の進歩は目覚しく、X線使用も増えたが、X線管球寿命も年々長くなり、かつ品質も安定するようになった。管内放電、異常振動（ベアリング）が寿命の主たる兆候で、共に、品質不良も含み、特に管内放電には異物、真空度低下などを来す品質不良要因が多々あり、継続的に地道な努力を要した。

(2) X線発生制御装置

また、R-R方式では検出器には数百チャンネルのX線検出素子からなる検出器アレイが用いられるため、T-R方式とは比較にならない程の単位時間当たり投影データが増え、データ処理装置への取り込み時間も相応に増加するため、波高値の高いX線パルス（数百mA）を数ミリ秒程度のパルス幅で照射し、照射ごとに投影データをデータ処理装置に取り組みシーケンスが一般的となった。X線オン期間の投影データをコンピュータに取り込み、X線オフのデータもオフセットデータとして収集され、補正処理に用いられ、測定精度の向上が図られた。

表6.1 X線高電圧装置⁽¹⁾

X線高電圧装置	3相全波整流方式	一次側（低圧側）スイッチング形（連続X線用）
		二次側（高圧側）スイッチング形（パルスX線用）
	インバータ方式	低周波インバータ形 高周波インバータ形

初期の装置は商用電源を昇圧し整流する3相全波整流方式が一般的あったが、大出力化にともなって大型化することを避けることから、後年、積極的に小型化を追求され、急速にインバータ方式に切り替わった。下図は連続X線用の一般の高電圧発生器に固定陽極管を接続したT-R方式で用いられた例である。

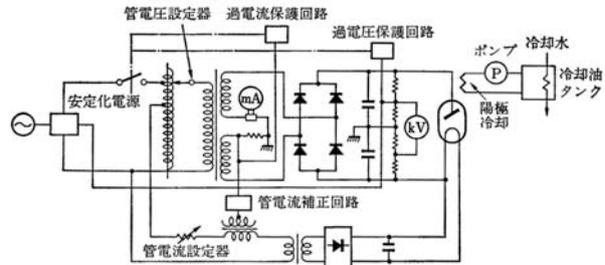


図6.8 連続X線発生回路例⁽²⁾

長時間安定して管電圧、管電流出力を得ることが求められ、特に脈動率を抑える工夫、出力変動に対する保護が施された。図6.9にパルスX線用発生装置の例を示す。

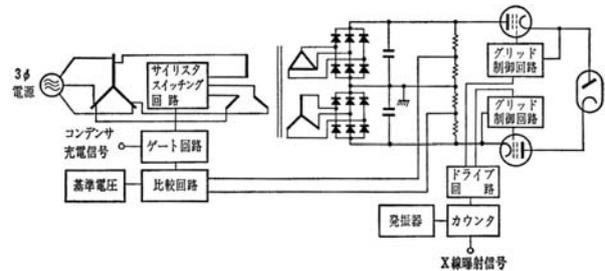


図6.9 パルスX線用発生器例⁽¹⁾

高耐圧のスイッチング用真空管であるテトロードチューブで高電圧を開閉制御してX線管を通じて放電させることでパルス状にX線を発生させている。テトロードチューブを用いる代わりに三極X線管（図6.11）が用いられたこともあった。

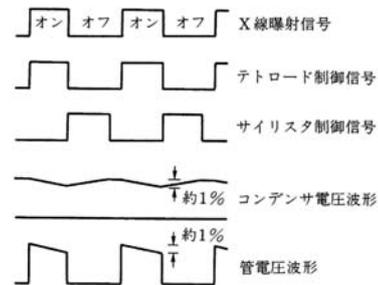


図6.10 パルスX線⁽¹⁾ 出力シーケンス

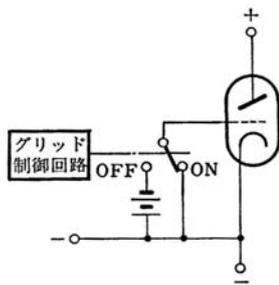


図6.11 三極X線管⁽²⁾ X線制御方式

インバータ方式は、商用電源を整流し直流に変換してから、任意の周波数の交流に再度変換してフラットな高電圧を得る方式で、高精度な制御が可能、装置を小型化できる、などの特徴を有している。汎用電源に用いられているスイッチングレギュレータ技術を応用したものだが、数百W程度の汎用電源に比して数十KWの大容量であることから、技術的難度は高く、SCR、GTO、GTR、IGBT等々、高電圧のスイッチング素子の開発に依存する割合が大きかった。数百Hz程度の低周波インバータが一番早く実用化され、管電圧リップル、小型化の点で、高周波インバータが主流となった。高周波インバータ型の基本構成を以下に例示する。

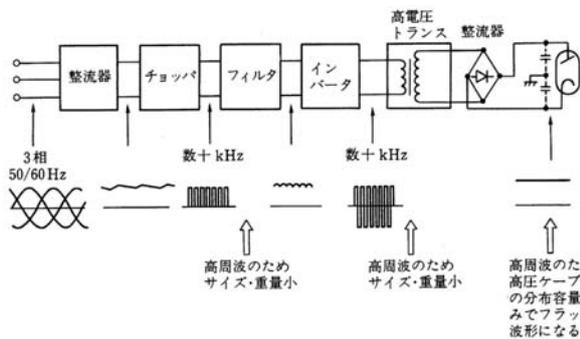


図6.12 高周波インバータ方式⁽¹⁾ X線高電圧装置例

(3) X線検出器

X線を電気信号に変換する装置であって、X線CT装置登場以前から放射線検出器として存在しており、初期のX線CTではこの延長線上で応用された。第二世代まではシンチレーション検出器が主流であったが、スキャン速度の高速化、空間分解能の向上につれ、検出器の稠密配列が必要となりイオンチェンバー方式に切り替わっていった。検出器の研究開発サイクルは極めて長く、商品企画を意図して研究開発に着手しても商品適用で日の目を見るまでには10年単位のスパンを必要とするとの感触を持っている。初期のCTで用いられた検出器は従来から知られていた方式、材料、これらの改良により実用に供せられた。更なる高速スキャン化、高分解能化、にともなって、固体検出器に再度

切り替わっていくことになるが、検出器素材、の研究開発はベールに包まれて、系統的に論じるには早すぎ、公開情報の整理に留めざるを得ない。マルチスライスCTに使われているGOS（後述）の実用化だけでも20年近く要している。一方II管の固体化ともいべきFPDもコンベンショナルX線の系譜にて登場し、今現在も発展途上にある。

1) シンチレーション検出器

シンチレーション検出器の基本構成を以下に示す。

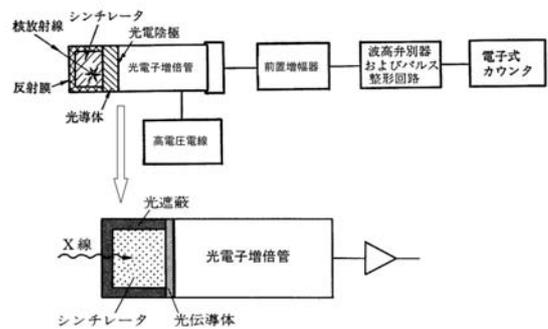


図6.13 シンチレーション検出器 (PM) と基本構成⁽¹⁾⁽²⁾

この例はシンチレーション検出器とPM管を組み合わせたもので、最初のEMIスキャナで採用された。PM管の代わりにPDを組み合わせた検出器も用いられた。

シンチレータはX線の変換効率が良く、PM管で増幅して高効率のX線検出器が実現できることで採用されたが、小型化には限界があり、空間分解能の追求には不利で、微細加工、精密組立て技術の進歩を待つことになって、多数の電極板を組み立てるだけのイオンチェンバー方式に切り替わっていった。シンチレータはX線の検出効率は高いため、後年固体検出器として再登場することになる。図6.14に製品に適用される検出器の変遷経緯を簡略化して示す。将来はコンベンショナルX線からII管を経て発展してきているFPDの歩みといずれ歩調を合わせることになる。

初期の代表的シンチレータの特性を表6.2に示す。

表6.2 シンチレータの特性⁽¹⁾

	NaI(Tl)	CsI(Tl)	Bi ₄ Ge ₃ O ₁₄	CdWO ₄
最大発光波長 (nm)	410	565	480	530
減衰時間 (μs)	0.23	1.0	0.30	0.5~20
反射係数	1.85	1.8	2.15	2.2
密度 (g/cm ³)	3.67	4.51	7.13	7.9
光出力比 (%)	100	45	8	65
3ms後のアフタグロー (%)	0.5~5	0.5~5	<0.005	≤0.005
潮解性	有	有	無	無

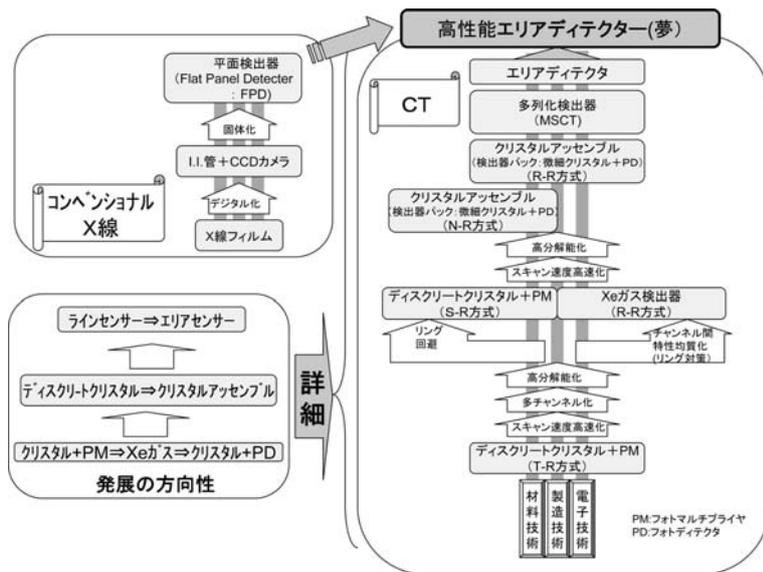


図6.14 CT用X線検出器の変遷

また、図6.15は代表的シンチレータのX線エネルギーに対するX線の吸収係数のグラフである。PM管とPDでは光波長に対して感度特性（図6.16）が異なるNaI、BGOとPM管との相性は良いことが判る。

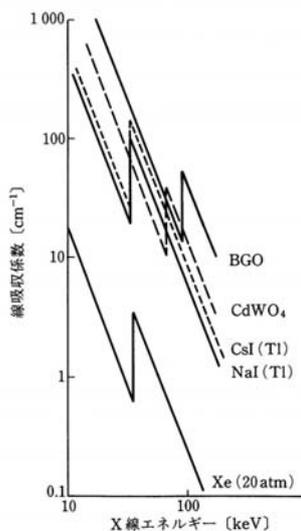


図6.15 代表的シンチレータの特性⁽¹⁾

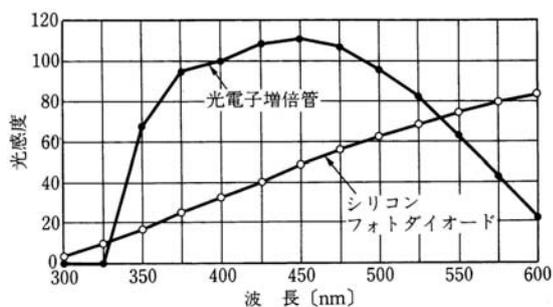


図6.16 X線エネルギーに対するX線の吸収係数⁽¹⁾

2) イオンチェンバー検出器

直線走査をしないで回転走査だけのR-R方式ではX線管から数十度の広がりを持つファンビームを用いて、回転中に透過データを収集するため、多数の検出器素子を稠密に配列した検出器が用いられた。空間分解能の点から、より小さい検出素子を、より沢山並べたいが、素子の特性、安定性が、それ以前の方式以上に高い水準で必要となる。大きさから、当然、PM管は対象外で、PDとシンチレータの組み合わせが対象となるが、当時の技術レベルでは実用化に程遠く、多数の電極板の稠密配列で実現できるイオンチェンバー方式の検出器が主流となった。1975年のRSNAで揃い踏みした、GE、バリアン、アートルニクスの世界初のR-R方式では全てキセノン (Xe) ガスを用いたイオンチェンバー式検出器であった。一般的概観を図6.17に示す。

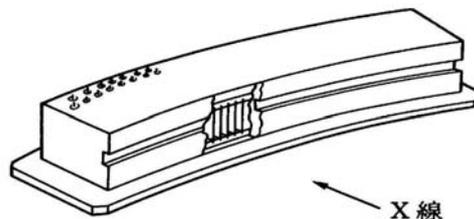


図6.17 Xe検出器例概観⁽¹⁾ (入射部一部カットし内部表示)

イオンチェンバー検出器は電離箱型検出器とも呼ばれ、不活性ガスであるキセノン (Xe) ガスを用いたXe検出器が一般的であった。X線が入射する側 (入射窓) をX線の透過性が良く、ガス封入可能な材料としてアルミニウム (Al) が用いられた。Xeガスを加圧封入すると共に、内部に2つの電極も配置

して電極間の電圧を印加することで、X線照射でXeガスが電離し、電極からX線に応じた量の電流を取り出すことができる。電極に印加する電圧によって出力電流は異なり図6.18に示すような電界強度対出力特性を示す。

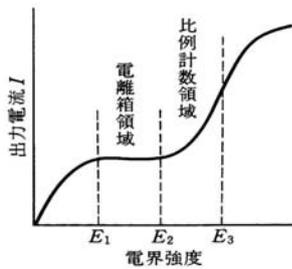


図6.18 電界強度対出力特性⁽¹⁾

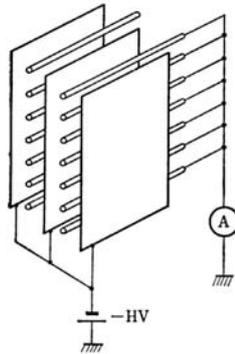


図6.19 比例計数形検出器の電極配置⁽²⁾

そこで、どの特性を利用するかによって、電離箱型検出器、比例計数型検出器の2つに分けられる。初期のころは応答性が速く、出力電流が大きいなどから比例計数型が期待されて採用されることもあったが、電界強度の安定性を維持するのが難しいことと、電界強度を大きくするために電極を細線状にしたりせねばならないため、加工、組み立て精度が製造的に管理困難なこと、期待された程電流増幅率を上げられない、などから、構造が単純な電離箱方式が一般化した。

電離箱型検出器について、構造と信号取り出し方法を示す。信号取り出し用電極一对で絶縁体をサンドイッチして用いる方法 (a) と、同じ電極を単に並べた (b) の二つの方法がある。電極板の平面度の要求度は高く、そり、傷は厳格に管理されている。Xeガスは10気圧とか20気圧とか加圧して封入されるが、ガスリーク対策、防爆に最大の配慮がされ、信号取り出しにはXeガスリークを防ぐため、チャン

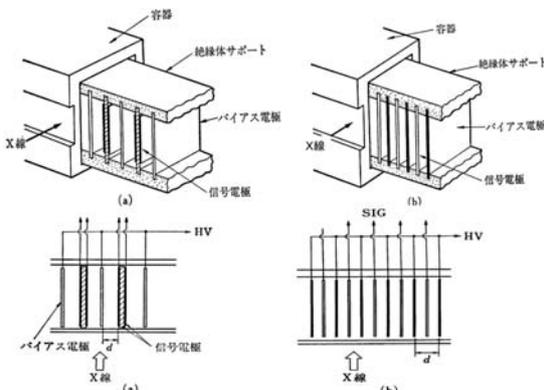


図6.20 電離箱形検出器の構造と信号取り出し法⁽¹⁾

ネルごとにハーメチックシールが用いられた。信号取り出しケーブルの微妙な振動によりノイズにも配慮が必要で、材料、加工、組み立て、など、高い製造技術、技能が必要とされた。

密封容器にはアルミ容器が一般的だが、入射窓にはX線透過しやすいカーボン樹脂が使われるようになった。

XeガスにX線が当たると電離することで信号を取り出せるが、同時に特性X線が発生するため、特性X線が隣のチャンネルに影響を与えないように電極材料としてはモリブデン、タングステンなどの重金属が好ましく、加工性からモリブデン板が用いられることが多かった。

6.2 普及機による市場拡大

頭部用CTの大量導入を契機としてCTの有用性が広く認識されたが、一式億単位もする高価な装置であり、簡単に手が出る装置ではなかったため、コストダウンの市場要求が強かった。

東芝は、EMI社製第二世代の頭部用CTであるCT-1010をGATで供給する一方、TCT-10Aの国産化に着手し、世界初の普及型CTの開発を進め、TCT-10Aの完成に続きTCT-30を商品化した。おりしも、CT検査の健康保険適用が認可され、TCT-30は一般医療向けに普及することとなった。日本のCT装置の普及は世界一と言われているが、①大学病院における官主導大量導入による市場喚起②市場許容価格帯に合った装置開発③健康保険点数適用開始、の3点が大きく影響している。米国でのCT検査保険点数は我国のほぼ4倍もあり、海外各国においては、医療費抑制の観点から様々な規制がなされたが、わが国では、逆に、低い保険点数に見合った低廉な装置開発が進められ、医療に対する効用面とあいまって、普及が促進したとも言える。特に頭部用CTの普及は、わが国の死因別第一位であった脳血管疾患による死亡率低減に寄与したと言えるだろう。欧米、特に米国では心疾患対策が最優先で、CTよりほかのモダリティの方が優先されてしかるべきであったし、心臓専用のCTも米国で生まれている。

各社が技術力を尽くして開発した全身用CTは高性能であると共に高価格であったが、一般病院でも手が出る価格帯で、しかも日常診療に容易に使えるような装置が求められており、この市場要求に応じてTCT-80Aが開発され、西欧にも輸出され好評を得た。

本邦CT産業の特殊性は高性能追求にて得られた技術成果を下位機種へ展開することで、ボリューム効果

によるさらなるコストダウンを可能とし、顧客導入を促進し市場拡大を継続させた点にあった。以下、歴史に留めたい代表機種を概説する。

6-2-1 世界初の普及機（頭部用）

当初は高額装置のため、重症患者のための特殊検査であったが、日常検査のための使いやすい手頃な装置を求める市場要求が高まってきた。さらにEMIスキャナとACTAスキャナの大量導入で拓かれた日本市場も、国産勢として日立が奮闘しシェアを伸ばし、米国外市場でシーメンス社が扱っていたオハイオニュークリヤのデルタ（ Δ ）スキャナの価格攻勢、などから、東芝としての応戦の必要性が出てきた。このような市場環境に対応して世界最高水準の全身用CT（TCT-60A）の開発と平行して世界初の普及機であるTCT-30が開発された（1977年11月）。TCT-30は頭部用の第二世代CTであり、日常診療を対象として、操作性、低価格を目標に開発された。頭部用CTでありながら、架台のチルト機構（斜めのスライス断面を撮影するための仕組み）をなくし、ヘッドレストでマニュアル対応する方式としたため、驚きをもって、迎えられた。複雑なキーボード操作をなくし、押しボタンのワンタッチ操作で一連のルーチン検査を可能とし、コンパクトで設置面積も少なく、価格も受け入れやすかったため、CT装置の普及に貢献し、約8年間で500台導入された。また、1980年にはメキシコにTCT-35（輸出型式）として初輸出された。

6-2-2 全身用普及機

1980年頃にはR-R方式に軍配が上がり、市場は頭部用CT市場から全身用高級機市場に変化していった。MRIの将来性に着目した各社はMRI開発へと、投資を切り替え始め、CTについては全身用CTのブラッシュアップが中心となった。特に、GE、シーメンスなどの欧米医療装置の老舗は半導体や情報処理技術の適用によるシステム化や、洗練化により自社の商品ポジショニングを維持する方向に向った。

東芝はEMI破綻後のラインアップとして頭部用でTCT-10A、TCT-30、全身用でTCT-60Aの3機種を保有していたが、市場は急速に全身用CTに向かっており、しかも、大学病院等の高度医療機関や大規模病院から、地域中核病院、一般病院等での日常診療への適用も期待されるように、TCT-60A一機種では市場をカバーすることが困難なことは明白であった。そこで、TCT-60Aの最高級機種としての性能向上に努める一方、TCT-60Aで培った多くの臨床経験を元にルーチン検査

にも適した、調達費のみならず維持運用費の面で導入容易な、コストパフォーマンスに優れた装置としてTCT-80Aが企画され、1981年11月に癌研究会付属病院に据え付けて、臨床試験を開始した。検出器チャンネル数が少ない（TCT-60Aの512chに対し320ch）ことから画質が懸念されたが、臨床画像上の差異は少なく、良好であったため、市場に受け入れられ、日経新聞の10大商品に入るヒット商品となり、TCT-400（輸出型式）として輸出され、ヨーロッパでは特に好評を博した。日刊工業新聞社の第12回機械工業デザイン賞「通産大臣賞」も受賞した。

6-2-3 全身用小型軽量普及機

横河メディカルシステム（株）（以後YMSと略す）は1976年12月に米国GE社と横河電気製作所がCTに関する契約を締結し発足したが、CT/T8800の販売をから、超音波診断装置の製造販売も手がけ、1982年10月にCT8600、1984年7月にCT9000を製造発売し、国内販売だけでなく輸出も行った。1982年9月にはGE社の最高級機種であるCT9800も発売し、最高級機はGE製で、実用機、普及機の価格帯は自社製でとラインナップしたが、1985年8月に超普及機とも称すべきImage Maxを発表した。

CTの登場以来、医療の高度化が促進され、CTは病院で不可欠の医療機器になろうとしており、一方、医療費の抑制と病院経営の悪化が問題となってきたため、低価格で維持費の安い、それでありながら、高級機並みの画質性能を有し、操作性に優れた装置が企画され開発された。開発コンセプトはTCT-80Aに良く似ていたが、TCT-80A（普及機）の価格帯より安い価格帯がImage Max投入により形成されたことになっ



図6.21 TCT-30（東芝）



図6.22 TCT-80A（東芝）



図6.23 Image Max（YMS）

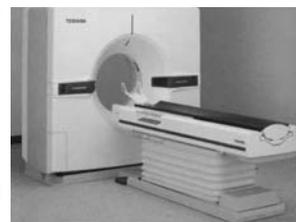


図6.24 TCT-300（東芝）

た。各社が追従するのに約1年を要したが、Image Maxの登場は単に低価格帯が出現しただけでなく、結果的に技術的に停滞気味であったR-R方式に活を入れることになった。

Image Maxがセンセーショナルであったのは、そのコンパクトさで、低価格であることはそのコンパクトさからも納得させられる。これは①X線管を人体に近づけて回転させるショートジオメトリ方式（以降YMS社のセールストックとなる）②X線をパルスから連続照射に変えた③画像再構成演算等のデータ処理装置の高集積化などで実現された。基本構成は①スキャナ本体（架台）②寝台③コンソール④高電圧発生装置、の4ユニットだけで、小型、軽量、低価格、省スペース、省電力、の特徴から、診療所など一般医家にも多く導入された。社団法人日本機械工業連合会主催の1986年度「優秀省エネルギー機器」として表彰された。ショートジオメトリにすることで照射X線強度を低くし、X線管の消費電力を抑え、構造的にも小さくし、コンパクトな架台が実現された。GEは初期のCT/Tでは3極X線管でパルスX線を用いていたが、1982年に出したCT/T9800では連続X線に切り替えており、Image Maxにも連続X線が採用された。パルス照射の積算X線量を平均化して、X線量を連続照射するようにX管電流を設定することで、平滑コンデンサの影響もあり、消費電力をパルスX線の約半分に抑えている。高圧電源の入力は単相200Vで整流、平滑で済ませ、小型化している。マイクロプロセサの分散制御コンピュータ方式と周辺電子回路の高集積化による小型化にてコンソール筐体内収納を可能とすると共に、同時並行処理を実施している。

6-2-4 ロングセラー普及機

1985年8月の超普及機Image Max (YMS) の発表は、各社に衝撃を与えたが、特に、最高級機にフォーカスし900Sを開発中であった東芝にも衝撃を与えた。既存のラインアップである高級機TCT-60A、実用機TCT-70A、普及機TCT-80Aの下に突然超普及機の価格帯が生まれた訳である。この年の2月に高速連続回転CT

(900S) を発表したばかりで、900Sを世に問うたものの初生産に到っておらず、将来に向けて磨き上げねばならない課題が積み残し状況であったからである。

1年後の1986年9月TCT-300の発売に漕ぎ着けた。X線はパルスX線方式のため、ユニット数がImage Maxより1つ多かったが、特記すべきこととして、東芝の十八番のシフト機構をやめ、GE開発のオフセットQQ方式を採用したことである。小型化と分解能のための選択であった。TCT-900Sでは連続X線方式が採用されていたが、小型化とコストダウン目的に取り組んでいたインバータジェネレータの開発に手間取っており、TCT-300はパルス方式で進め、1987年6月にコストダウンの一環として電圧共振型インバータによる連続X線に切り替えた。その後も、継続的コストダウンと改良を続け、TCT-300を母体に、輸出用のTCT-300S、TCT-500が生まれ、TCT-300だけで2000台強の販売実績を記録した。

引用・参考資料

- (1) 岩井喜典他：医用画像診断装置—CT,MRIを中心として— (1988) コロナ社、
- (2) 岩井喜典編：電子工学進歩シリーズ9CTスキャナ—X線コンピュータ断層撮影装置— (1979) コロナ社
- (3) 医療と健康と共に 東芝メディカル創業58年・設立40年のあゆみ (1988) 東芝メデフカル
- (4) 新製品紹介 頭部用東芝スキャナ (TCT-30)、メディカルレビュー Vol.3、42-43 (1979)
- (5) メディカルレビュー No.33、Vol.13、No.2、P31-48 (1989)
- (6) 宮本 武、中島秀行、芝切一平、幸 茂男、大西光英、多田卓二、西多俊行、望月邦三、半崎正隆：全身用CT「ImageMax II」の使用経験、映像情報 (M)、Vol.20、No.2、84-89 (1988)
- (7) 辻岡勝美：基礎連続講座CT講座X線CT装置の歴史、日本放射線技術学会雑誌、Vol.51、No.1、2002

7 | 高速連続回転スキヤナの登場 (ボリューム／リアルタイムスキャン時代幕開け)

CTは登場以来、より速く、より綺麗な断層画像を求めて、沢山の企業が開発競争に参入し目覚ましい進歩を続けて来たが、R-R方式が世界標準として定着して、落ち着きが出てきた1980年代初頭は、世界的にCTに続く二匹目のドジョウとも言えるMRIの将来性が着目され、主要なCT企業はCTからMRIに経営資源を振り向け始めた頃であった。第三世代と第四世代のCTが鎬を削っている最中に、東芝では技術革新を果たせる様な新形式のCTが模索されていたが、EMIの破綻を契機に、次世代CTの開発に着手し、MRIの台頭によって舞台がCTからMRIに転換していた1985年に時流に逆らうように高速連続回転X線CT装置を登場させ、リアルタイムスキャン、ボリュームスキャン時代到来を告げるようになった。

R-R方式では一回転するごとに、次のスキヤンは反対方向に回転させなければならず、スキヤンとスキヤンの間には必ずスキヤン間インターバルの時間が必要で、両スキヤン間でのデータの連続性がなかった。これは、回転部に搭載されている電氣的ユニットに電力や信号を伝達するためのケーブルが必要であるからで、ケーブルをスリッピングに代えることで連続回転は可能である。現に、初期のCTの、バリアンやアートルニクス の装置ではスリッピングを使って連続スキヤンを可能としていた。これら装置では小口径のスリッピングのため、釣鐘状の架台で、市場が好む開口径の大きいオープン架台ではなかった。オープン架台で連続回転を実現するには大開口径用の大口径のスリッピングが必要で、なおかつ、X線管用の高電圧を供給可能でなければならなかった。

7.1 高速連続回転CTスキヤナ

7-1-1 開発の背景

1978年にGEは難問のリング状アーチファクト問題を解決して、CT/T8800を登場させ、GE社のR-R方式とAS&E社やテクニケアーのS-R方式との激戦が展開された。おりしも、EMI社はこの年に投入予定のCT-7070が開発着手の遅れと社内悶着から市場投入が遅れ、この年に急激に米国でのシェアを落とし、経営的危機に直面し、凋落が明らかとなった。EMIと販売契約を締結していた東芝にとって、EMIの破綻の影響は大きかった。

既に述べたように、東芝はEMIに内緒にTCT-60Aの

開発を進めていたが、EMI苦境に際し、これを開示し支援の手を差し伸べたことで問題とならず、この年に完成させ、8月に1号機の出荷に漕ぎ着けていた。TCT-60Aは当時の世界トップクラスの性能で、しかもシフト機構を有するユニークな装置であったが、撮影領域が40cm（海外他社は48cm）、X線管電圧は120KV（海外他社は140KV）と、主要仕様で見劣りし、体格の小さい日本人には全く問題は無かったが、国際商品には不向きであった。世界で最初のR-R方式を手がけたGEは一日の長があり、一気にシェアを広げ始めていた。各社はGEと同じR-R方式の改良開発に努め、洗練された装置に育って行くこととなる。市場競争は激化の一途で、毎年改良を重ねて、新製品を投入せざるを得ない状況になった。東芝もGEと同じように、当初はリング状アーチファクト問題に直面し苦闘したが、検出器の一新（比例計数型から電離箱型）などにて解決し、フラグシップとして改良を進め、実用機、普及機などにシリーズ展開して、ラインアップを広げ、国内トップシェア（50%前後）の維持に努めた。1979年頃から、国際市場でも通用し、他社が容易に追従できない装置を模索し始め、在来装置の改良開発と並行して画期的装置の開発に取り組むことになる。この装置が後年商品化された高速連続回転型CTのTCT-900S（以降900Sと略す）である。

7-1-2 開発の歩み

EMI消滅と同時に、米国のEMIでCT-7070の開発に携わっていた技術者と科学者でBio-Imaging Research (BIR) という会社が米国に設立された。1979年東芝は設立後間もないこのBIR社と一緒に、N-R方式による革新的な装置を商品化すべく、研究費の形で投資すると共に東芝技術者をBIRに常駐させて共同研究を開始した。

国際市場でも通用し、あらゆる基本性能が世界最高で、他社の追従を許さない装置として企画された。CT-7070の設計を、根本から見直し、従来CTでは不可能視されたダイナミックスキヤンを可能とするような高速・高分解能の高速スリッピングCTとして企画された。

1981年に東芝とBIRメンバーの混成チームで、目標の1983年にあやかってTCT-83のコードネームで開発がスタートし、1984年、実証機で、1秒スキヤン、空間分解能0.35mm、高速データ伝送200Mバイト/秒、

などの当初の主要目標がクリアされ、1884年5月に製品試作のGOが出て、8月に製品化が決定した。

実証機の進行中に製品仕様の検討が進められ、スキャン時間1秒、スキャン間休止時間0秒、空間分解能0.35mm、密度分解能2mm/0.35%、再構成時間(HR)15秒(オプション:6秒)と、画質を始めあらゆる面で、当時主流のR-R方式の仕様を凌駕していた。当初仕様には商品化後15年以上経ってやっと出現した0.5秒/スキャンなどの極めて高いものも含まれており、実証機で動いたが、大遠心力によるX線管の寿命問題を解決できず0.5秒/スキャンの商品化は断念された。商品化された仕様でも当時の平均水準を凌駕するもので、他社が追従するのに数年を要する程高いものであった。製品仕様達成のため、当時可能であった最先端技術が惜しみなく注ぎ込まれていた。

1985年2月に福島県立医科大学(以降福島医大と略す)に試作機が設置され臨床テストが開始され、1985年10月にTCT-900Sと命名され初生産出荷に到った。こなれ切れていない技術、部品、などの採用により安定性の確保、コストコントロール、等々に尋常でない努力を強いられた。

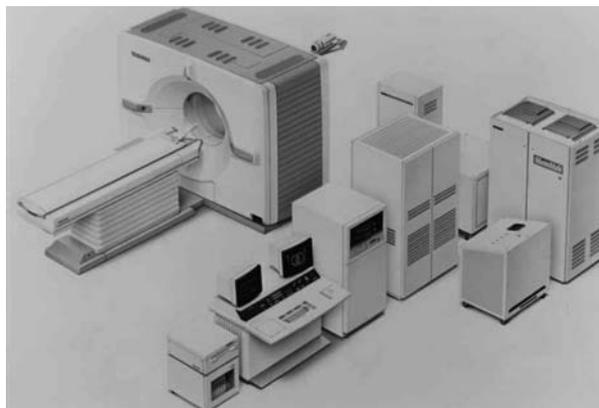


図7.1 TCT-900Sシステム構成⁽²⁾

目標の1983年に遅れること1年強、1985年2月に試作一号機を福島医大へ据え付けるに到ったが、製品化迄には積み残しが多く、臨床試験を進める一方で商品化に向けての七転八倒の努力が続けられていた。

900Sは世界初の高速連続回転CT装置で1秒/回転の高速連続スキャンが可能で、しかも、世界最高の空間分解能等、突出した高性能機で、当初の意図通り、R-R方式で技術的閉塞感が出ていたCTの将来を切り開き、新しい臨床応用の可能性を示唆する装置であった。福島医大はわが国の初の全身用CT装置であるEMI社のCT-5000の治験実施施設であったが、TCT-60A治験実施施設のNCC、さらに国産1号機の治験実施施設の

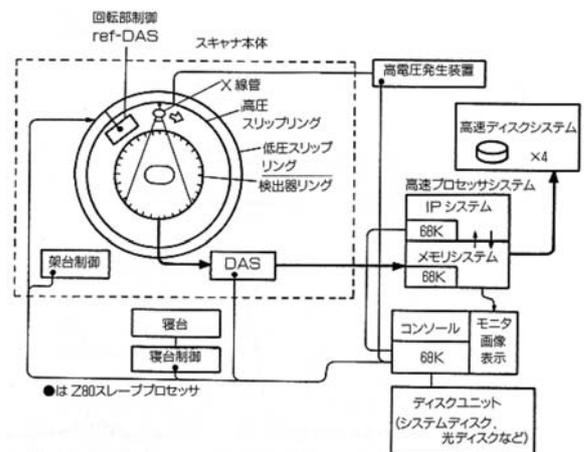


図7.2 TCT-900Sシステムブロック図⁽¹⁾

保大、と、わが国CT開発史に足跡を残した施設に相次いで導入され、世界に先駆けて幾多の新しい臨床応用の開発が精力的に進められた。但し、RSNAにこれら成果を報告するも、理解が得られず、後年、焼き直しとも言ふべき報告が評価される例が多々見受けられ、非常に残念な思いをさせられた。

7-1-3 TCT-900Sの技術概要

この様な、画期的装置であったため、当時の技術水準では相当背伸びをした開発となり、当時のトレンドとしての最先端応用から、未踏領域に属する技術も多かった。これ等について若干触れることにする。

(1) 大口径高速回転スリップリング

900Sでは開孔径620mmのオープン架台でしかも1秒/回転の高速回転での電力伝送と信号伝達が必要であり、回転体と固定部間で電力や信号を授受するために、大口径のスリップリングが必要で、全くの新規開発となった。大口径スリップリングはレーダーや、戦車の砲塔にも使われているが、高速回転、高電圧等の仕様面から、信号と商用電力伝達用の低電圧スリップリング(LVSR:Low Volt Slip Ring)とX線用高電圧用

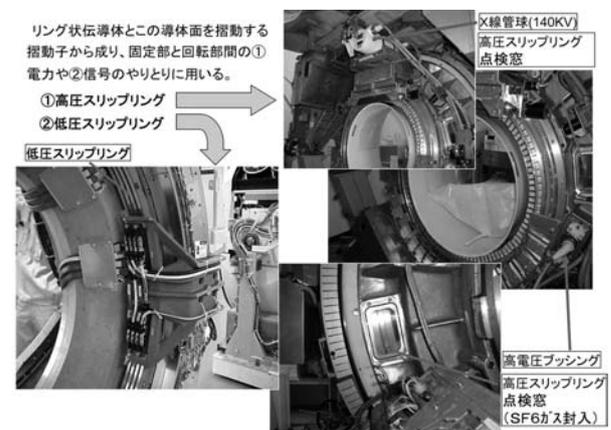


図7.3 スリップリング⁽²⁾

の高電圧スリップリング (HVSR:High Volt Slip Ring) の2種類のスリップリングが新規に開発された

HVSRを経由して、架台とX線管のハウベ (容器) を接地電位 (0V) として、X線管の陽極と陰極に±70KVの高電圧が印加されるため、高電圧技術が駆使され、スリップリング全体が絶縁ガスであるSF6を満たしたリング状容器に収納される構造となった。最初の容器は特殊樹脂で覆われた大口径の樹脂成形品で一試調達された。容器自体は固定部と回転部からなり、この間はボールベアリングで支持されると共に、特殊ラバー製の2組のベローズ (シール) とベローズ間に充填された絶縁グリースで絶縁ガスのリークを防ぐ構造となっていた。

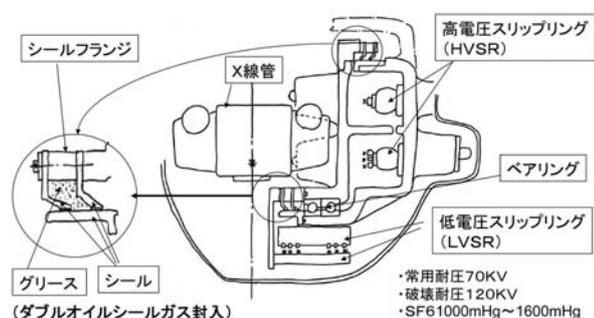


図7.4 高電圧スリップリング例 (2)

架台固定部に取り付けられたスリップリングの容器には、高電圧ブッシング (高電圧用電源プラグ) を接続するためのコネクタが装着され、コネクタは容器内部でスリップリングに接続されていた。X線管が搭載されている側の容器はX線管と共に回転するため、X線管を接続するための高電圧ブッシング用のコネクタが取り付けられ、固定されたスリップリング面に接触するブラシに接続されていた。スリップリングは銀メッキされ、ブラシは銀カーボンであった。当初は、SF6のガスリーク、内部放電、微小放電ノイズ、摩擦、摩擦粉等が懸念されたが、杞憂で済んだ。むしろ、LVSRの方がブラシ摩擦粉によるチャンネル間放電で苦しめられた。コストダウンを目的にその後の改良が継続され、ポスト900Sでも長く最高級機種にはHVSRが採用され続けた。LVSRの用途としての信号伝達は光、無線、など、ケーブルレスの高速伝送に切り替わって行き、商用電力用LVSRはコンパクトCT用として一般に普及し、スリップリングCT時代到来を導いた。マルチスライスでは単位時間当たりの転送データ量は桁違い多いため、エラー補正機能も盛り込んで光伝送システムが開発された。

(2) 高速連続回転架台 (含むNutate機構)

N-R方式はEMIのCT-7070から踏襲され、X線管等の

重量物を安定に高精度で高速回転させるだけでなく、マイクロアンペアオーダーの微小信号を振動やKVオーダーの高電圧などの電磁環境下で扱うため、実装設計上での技術的困難はもちろん、部品調達にも技術的困難がともなった。

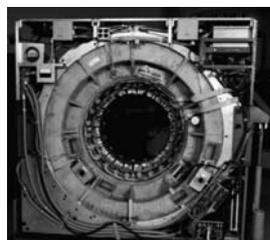


図7.5 TCT-900S 架台背面 (2)



図7.6 TCT-900S架台正面 (2)

(3) 高密度固体検出器

東芝はR-R方式でXe検出器を物にしていたが、R-R方式の固体検出器を持っていなかったこと、高速スキャンには検出効率面から固体検出器が必須であったこと、さらにCT-7070で固体検出器 (CSI) の実績が存在していたこと、などからリング状アーチファクトのリスクを回避してN-R方式を踏襲し、CT-7070の検出器をベースに開発することとなった。CT-7070ではエポキシ樹脂基板に実装されたPDにCSIが密着配置されていた。TCT-83では固体検出器は検出効率の高いタングステン酸カドミウム: $CdWO_4$ に変えられ、24チャンネル分の検出素子が一枚の小さな印刷配線板に実装された。具体的には24チャンネルのPDが生成された小さな印刷配線板にクリスタルの検出素子 $CdWO_4$ をPDの上に接着取り付けしたクリスタル部分をアルミ箔で遮光した物である。検出器パックはこの印刷配線板とアンプ、サンプル&ホールド (S&H) 回路等を一体として組み立てた物で、装置一式分 (2304チャンネル) で96個であった。X線管の回転位置に応じてX線管に対向する検出器がせり出すニューテート機構には検出器リングが装着されるが、この検出器リングの内側全周に96ヶの検出器パックが取り付けられた。

(4) 高速回転体搭載X線管 (4G対応)

スキャンスピードが速くなればなる程、回転陽極X線管の場合、回転軸に加わる遠心力の影響を無視できなくなり、回転陽極X線管の寿命要因として回転軸の寿命があげられる。1秒スキャンではX線管には通常の4倍の荷重 (4G) が掛かることになる。900Sでは1秒スキャン対応として耐遠心力4Gの1.5MHUのX線管を新規開発して搭載した。上図で明らかなように、0.5秒スキャンでは耐12G必要になることが明らかで、900Sの製品化で0.5秒スキャン仕様を断念したことも

納得できよう。実に0.5秒回転は15年後に耐12GX線管の成功によって実現されることになる。高速スキャンが直接意味するところは、被写体を撮影するために必要とするX線量はスキャン速度に関わらず一定とすると、スキャン速度が速くなった分、単位時間当たりX線量を増やす必要がある。スキャンの高速化に伴って、パルスX線から連続回転に切り替わって行ったが、コンベンショナルなR-R方式では、回転方向を反転する時間はX線照射は停止されているが、連続スキャンでは中断する事なくX線が照射されることとなる。これは、X線管焦点での単位時間当たりの発熱量を増やすことになる。従って、X線管ターゲットの溶融を防ぐために、①回転陽極の直径を大きくし、焦点軌道面積を大きくすること（陽極ディスク直径を大きくする、電子線のターゲットへの衝突角度を深くする）、②回転速度を速くすること、③冷却効率を高めること（セラミック、ガラス管からメタル管、直接冷却）、④蓄積熱容量増加すること、などが追求された。

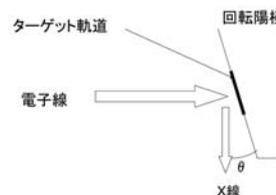


図7.9 焦点角度

フライイングフォーカスポット方式も登場し、耐重力以外の技術革新も続いている。

(5) 大出力連続X線発生装置用電源

東芝のR-R方式のCT装置ではパルスX線が用いられて来たが、900Sでは120KVで300mAの連続照射が要求されており、従来技術の延長線では、電気系システム構成ユニットの中でスペース、重量の占める割合がもっとも大きくなってしまふ。このため、高周波インバータ方式による小型化、軽量化が計画され製品出荷までに電圧共振型シングルエンド方式で高周波インバータX線装置を完成させ、引き続き、更なる小型・軽量化、高出力化が進められた。

■大容量・高冷却X線管球

- 高速スキャンで不足する線量を確保。
- 高冷却効率(最大冷却率864KHU/分) ⇒冷却時間短縮

■ボールベアリング軸受欠点克服

- 振動
- 回転騒音
- 回転安定性
- 回転寿命

◇回転陽極の構造

- ・モリブデンとタンガステンでX線ターゲット
- ・ローター部
- ・軸受部

◇軸受の構造

- ・表面にヘリウムパターンの溝
- ・シャフト部と回転部

◇回転特性

- ・低振動
- ・低騒音

図7.7 液体金属軸受け (LM管) (HeliCool: 東芝)⁽²⁾

コンベンショナルCT用のX線管では0.4KHUから1.5MHU程度であったが、連続スキャンでは1.5MHUを下限に3MHU以上が必要とされ4,5,6 MHUと年々大型化し、マルチスライスCTではX線利用効率が良くなったにも関わらず7.5MHUにまで到った。一方、高速スキャンと共に分解能向上を狙って電子ビームをダイナミックに偏向させて焦点位置を時々刻々切り替える

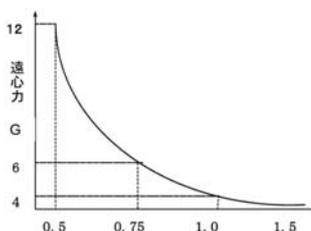


図7.8 遠心力 (G) -スキャンスピード

表7.1 高電圧装置小型・軽量化比較

	試作	製品	比率
筐体数	5筐体	3筐体	0.6
重量	2050kg	1020kg	0.5
床面積	2.3㎡	1.5㎡	0.65

(6) マルチマイクロプロセッサ分散システム

CTの登場は半導体技術を始めエレクトロニクスの発展に負う所大であるが、コンピュータあつての登場である。EMIスキャナ以来、大方のメーカは市販のミニコンピュータを採用し、再構成装置や、専用データ処理装置、などを付加する形でシステムを構築していたが、マイクロプロセッサの登場により、自前のシステムを構築するようになって来た。東芝は産業用ミニコンであったTOSBAC-40シリーズをホストコンピュータとして、DOSベースでアプリケーションを開発してきたが、この系列での開発を継続する一方、900Sでは、マイクロプロセッサによる分散システムでの自前システムの開発に着手した。ソフト的にはCT-7070で開発された第四世代方式での再構成アルゴリズムが転用できたが、それ以外は、C言語での全くのゼロからの新規開発であった。4個の68000と9個のZ80他で構成され、高速(アレイ)プロセッサ(クロックサイクル100ns)が前処理、再構成、画像処理をするシステムで、Z80は制御系に用いられた。高速磁

気ディスクでは4MB/Sで多量データを扱った。

(7) 高密度実装

半導体の集積度も高くなって来ていたが、2304チャンネル/秒のデータを連続的に収集しつつ、様々な処理を実用許容レベルで処理するだけで、強力なデータ処理性能が必要になり、最新の半導体が採用され実装されたが、部品点数が増え、実装スペースも増えて、多層(4~8層)大サイズ印刷配線基板(473mm×407mm, 440mm×521mm, 他)、マルチワイヤーボード(MWB)、高密度両面実装基板(SMB)、等々実装的にも最先端技術が積極的に適用された。

7.2 各社動向

“これからはMRIの時代”と言う時に、時流に逆らって登場した900Sに対する市場の反応はマチマチであったが、連続スキヤンの必要性、高速スキヤンの必要性、に否定的意見もあり、公然と否定する企業もあったが、営業戦略上の言葉であった。兎も角、主力各社はMRIの開発に開発資源をシフトしており、CTに資源を振り向けるゆとりは乏しかったと考えられる。一番初めに追従して来たのは、シーメンスのSOMATOM Plusで、1987年11月のことであった。900Sに遅れること3年弱を要したことからも、900Sは「とてつもない装置」であったと言える。SOMATOM PlusはR-R方式と高電圧スリプリングを組み合わせた方式で900Sと同じ高速1秒回転の装置であった。X線管球として4.3MHUの大容量X線管を搭載していたこと、X線管を載せた架台ごと、全体を冷却すること、表示マトリックスが1024×1024であったこと、など、来るべきボリュームスキヤン時代を予見させる仕様であったが、それまで採用されていた半導体検出器に代わって、Xe検出器が採用されており、時流がXe検出器から固体検出器に向かっている時であり、不可解でもあった。シーメンスは一般に大容量X線管を採用してきたが、以降最高級機種には架台全体を冷却するシステムが採用され、マルチスライス時代もこのスタイルが継続されている。その後、回転部に高電圧発生器を搭載させて、高電圧スリプリングの代わりに商用電源用の低電圧スリプリングを用いたシステムが登場してくる。

1988年には最高級機種としてではなく、実用機、コンパクトCTとしてピッカーのIQ(S-R方式)とIMATRONのFMS5000(R-R方式)の2機種が登場した。スキヤン速度はそれぞれ4秒と4.8秒と遅いが、スキヤンサイクルタイムは20秒と5秒で大きく異なっていた。

日立のCT-W2000(R-R方式)が1990年に、1991年にはYMSのProSeed、1992年にGEのHiSpeed Advantage、と続々と登場し、最高機種として1秒高速連続回転装置が最高性能機種の新たな世界標準となって、ヘリカル時代に突入していくことになった(後述)。

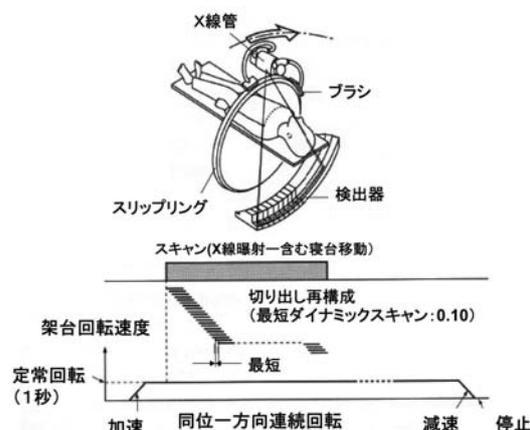


図7.10 高速連続回転式CT(スリプリング方式)⁽³⁾

GEの登場が遅かったが、GEは900Sの登場直後から、900Sの弱点を洗い出し、特にN-R方式の弱点(散乱線に弱い等)を攻める一方で、コンベンショナルでのスキヤンサイクルタイム短縮(時計方向と反時計方向間のスキヤン間インターバル短縮など)や、高性能固体検出器(HiLight検出器)採用などで、画質やそのほかの高性能を標榜し、900S登場後6年間コンベンショナルなR-R方式で突っ張り通した。MRI開発を優先し、連続回転CT開発を後回しにしたと考えられる。EMIがルーツのN-R方式をGEが攻め立てる図式は、嘗て、GEのR-R方式をEMIが否定し攻め立てた関係を髣髴させて興味深いものである。CTにのみ依存していたEMIとGEとでは企業の体力差が歴然としていた。1991年にはエルシントから2スライス同時に撮影できるTwinも発表された。EMIの初期の装置は2スライス撮れたので、先祖返りと揶揄されたが、その後のマルチスライスCTやボリュームCTの先がけとも言えよう。話題にはなったが、主流にはなれず、後年エルシントはシーメンスに買収されてしまう。

7.3 新しいアプリケーション

900Sは1秒/回転の連続撮影が可能で、当時の最高機種で最速3秒が限度であったから、単純に速度が3倍に速くなっただけでも大変なことであった。従来装置だと次のスキヤンには反対方向に回転させねばならず、この反転のためのスキヤン間インターバルが不要になっただけでも画期的であった。連続回転が可能なこと

と、フルスキャン1秒、ハーフスキャン0.6秒の高速スキャン、の2点において、従来では考えられない応用や適用領域の拡大が齎された。代表的例を紹介する。

7-3-1 連続スキャンデータの任意時相切り出し再構成

900Sでは30秒間連続データ収集から任意の時間位相で最小0.1秒単位での切り出し再構成が可能である。

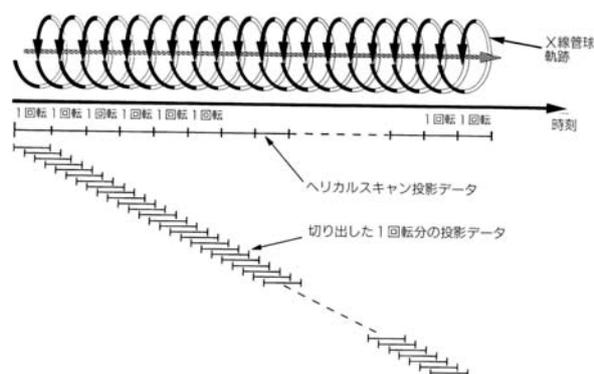


図7.11 ヘリカルスキャンと切り出し再構成⁽¹⁾

切り出し再構成とは、収集投影データには連続性があるため、投影データの任意の時点を指定し再構成することで、一定間隔で少しずつずらしながら画像再構成すると、一連の画像が得られるので、コンソールのスクリーン上に順番に表示すれば動画像としても観察することができ、動態機能の解析処理等に適する。1秒スキャンでありながら、更なる時間分解能の向上が可能となった。従来X線CTでは、被写体である患者が動かないように固定したり、撮影時に呼吸を止めて貰ったり、静止状態で撮影するのが常識であったが、呼吸している最中にスキャンをしたり、人体の観察部位を敢えて動かして、観察する手法として、保大で、頭部にDSC-CTA (Dynamic Subtraction Cine CT Angiography: 後述)、眼球運動にEOM-CT (External Ocular Muscle Movement CT)、胸部にDRS (Dynamic Respiratory Scan)、などが開発された。

7-3-2 連続ダイナミックスキャン

造影剤を注入後、経時的な撮影を行うダイナミックスキャンは血流の動態を知る上では不可欠な検査法であり、適用分野は極めて広い。たとえば腫瘍性病変での造影剤による濃染の変化を観察したり、血行動態の観察に応用されたりした。

7-3-3 心電同期スキャン

心臓の拍動にあわせてスキャンして心臓の断層撮影を狙ったスキャンであるが。心電図を同時に収集して

も、電子走査式CT以外は心臓の動きに追従できないので、正しい呼び方ではなく、心電図同期再構成、や心拍同期再構成の方が正しそうである。CTが登場して間もない頃に、バリアンのV360-6/3、や日本電子のJXV-3A/Bで拍動する心臓の静止画像を得る努力がなされ、またメイヨクリニクのDSRの様に高速性のみならず、ボリュームデータを収集して、ボリュームスキャンの概念を含む試みもなされていた。市場に於けるCTへの期待として、これ等は必然であったが、より大きな効果があり、利用価値の高い領域への適用が優先され、実用に供しえる程、基本技術、周辺技術、CT技術自身についての知見も不十分であったなどで、不得手な領域については後回しになったと言える。特に心臓領域についてはII管を用いての冠動脈造影検査に関する技術、装置の進歩によって、従来の透視撮影の延長線上での進化が継続しており、CTは即時性から対象外であった。先に述べた電子走査式CTのCVCTが1979年企画されているが、心臓に特化した装置として、之も新たな技術革新の動きの一つであったが、900Sは心臓領域へも適用できる全身用CTとしても注目されることになった。既に述べたレトロスペクティブな方法、すなわち収集済みのスキャンデータから、記録済みの心電データを元に心拍に合わせて画像再構成を行う心拍同期再構成の応用が進んだ。0.6秒のハーフスキャンでも心臓の動きの少ない心拡張期時相に限れば良好な静止画が得られるようになった。

7-3-4 DSC-CTA

(Dynamic Subtraction Cine CT Angiography)

保大で脳血流状態をシネモードで描出することを主眼に開発された手法である。切り出し再構成で得られた2枚の再構成画像をサブトラクションすれば、変化分だけが画像に表れることになる。骨とか、同じ様に生じるアーチファクト、クリップ、等々を消し去ることが出来、造影剤の注入によって、撮影タイミングを選ぶことで臨床上有益で多様な臨床データが得られる。

7-3-5 高速ラピッドシーケンススキャン

ラピッドシーケンススキャンは造影剤の急速静脈注入法 (bolus injection) を行いながら、患者を乗せた天板の高速移動を行って短時間で続けて断層像を得る方法である。肝臓撮影等で良く用いられる方法であり、注入した造影剤が肝臓に到着し肝臓を通過して行く過程を撮影することで診断に有用な情報が得られる。900Sはスキャン時間が早いだけでなく、患者を乗せた天板の移動も高速であるため、20秒間に8スライスの

撮影が可能である。20秒は患者が比較的容易に息止めできる時間でもあり、呼吸移動により正確に描出しにくい微小病変の描出も可能となった。

7-3-6 リアルタイム断面変換

(Multi-Planar Reconstruction : MPR)

900Sのイメージプロセッサ (IP) は画像再構成に用いるほか、強力な汎用アレイプロセッサとしても利用可能であった。CTが扱っている断層像はアキシャル像であるが、多数アキシャル断層像からサジタル/コロナル/オブリーク像などへの断面変換が0.1秒程度で、ほぼ即時で行えたため、高速スキャンがさらに有効となった。断面変換は診断上有用とされていたが、従来は変換処理に数秒から10秒も要したため、運用には問題が多かったが、900Sではトラックボールで指定断面位置を移動させると、遅滞なく追従して変換像を表示できるため、極めて好評であった。おりしもMRIが一世を風靡しており、MRIのMPRは時流であったので、MRIに一矢報いたツールとなった。



図7.12 断面変換と三次元画像
(Multiplanar Reconstruction : MPR、3D) ⁽¹⁸⁾

引用・参考資料

- (1) 木村和衛、古賀祐彦：ヘリカルスキャンの基礎と臨床、(1993)、医療科学社
- (2) 東芝メディカルシステムズ社技術資料
- (3) 永井 純、安達秀雄：三次元CT血管造影法、メディカル・サイエンス・インターナショナル
- (4) 山岸一郎、荒舘 博、平尾芳樹：X線コンピュータ断層法、BME、Vol.3、No.2、6-12 (1989)
- (5) 牧野純夫：企業存滅のキーワード X線CTビジネスの実践例から、日本プランニングセンター (1987)
- (6) CT-7070,カタログ、EMI
- (7) 西川正孝：特集 全身用CTスキャナTCT-900S、メディカルレビューNo.27、3-48 (1987)
- (8) 片倉俊彦、木村和衛、鈴木憲二：全身用X線CT TCT-900Sの使用経験、メディカルレビュー Vol.11、No.2、9-19 (1987)
- (9) 木村和衛、緑川重夫、水越仁志、片倉俊彦、鈴木憲二、佐藤孝則、青山正勝、景山和廣：臨床におけるX線CTの周辺—TCT-900Sを中心に—、メディカルレビュー Vol.12、No.1、24-37 (1988)
- (10) 竹下 元、片田和廣、生田勝美、竹内 昭、古賀佑彦、加藤庸子、佐野公俊、神野哲夫：脳動静脈奇形におけるDynamic Subtraction Cine CT Angiogra@hy (DSC-CTA) の経験、画像診断、Vol.9、No.3、104-108 (1989)
- (11) 富田和美、片田和廣：頭部領域における三次元表面再構成法 (3DCT) の臨床応用、メディカルレビューNo.34、Vol.13、No.3、16-23 (1989)
- (12) 安野泰史、生田勝美、伊藤 毅、高橋正樹、古賀佑彦、石塚健二、末次 勤、杉村修一郎：高速CTによるdynamic respiratory scan法の開発とその有用性について、臨床放射線、Vol.34、No.1、27-35 (1989)
- (13) 安野泰史：DynamicRespiratory Scan法の有用性について、メディカルレビューNo.34、Vol.13、No.3、24-30 (1989)
- (14) 緑川重夫、木村和衛、水越仁志、景山和廣、橋本直人、片倉俊彦、鈴木憲二、加藤和夫：Dynamic CTの画像処理による腫瘍の血行動態の検討、メディカルレビューNo.34、Vol.13、No.3、5-15 (1989)
- (15) 周藤安造：医用画像の3次元表示法—理論とその応用、メディカル レビューVol.9、No.2、43-47 (1985)
- (16) 小林泰之、松浦克彦、市川珠紀、浦口武男、田中 修、安達秀雄、永井 純：3次元CT血管造影法、メディカルレビューNo.53、Vol.18、No.2、52-59 (1987)
- (17) 医療と健康と共に 東芝メディカル創業58年・設立40年のあゆみ (1988) 東芝メディカル
- (18) 東木裕介：ヘリカルスキャンについて、メディカルレビューVol.15、No.3、2-18 (1991)

8 | ヘリカルスキャンの開発

ヘリカルスキャンは連続回転スキャンの登場によって始めて可能となった新しい撮影方法で、従来だとスキャン中は患者を固定しているが、ヘリカルでは、スキャン中に患者が横たわっている天板を体軸方向に動かして撮影する方法である。患者に対するX線管の軌跡が螺旋状 (helical) であるため、螺旋状スキャン、ヘリカルスキャンと呼ばれるが、メーカーによってはスパイラルスキャン、JETTスキャンとも呼ばれる。

収集される投影データは特定断層面の2次元情報だけでなく体軸方向に3次元情報も含んでいるため、ボリュームスキャン時代開闢を告げるものでもあった。

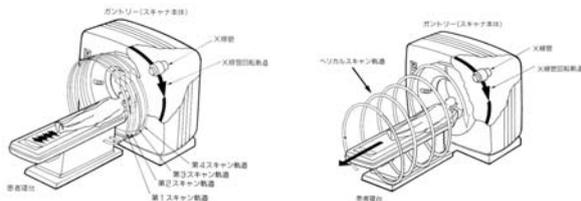


図8.1 従来のスキャン法⁽¹⁾ 図8.2 ヘリカルスキャン法⁽¹⁾
 (1スキャン毎に次のスライ
 ス位置へ寝台を動かして
 移動させる) (連続スキャン中に寝台を
 連続的に寝台を動かす)

8.1 ヘリカルスキャン開発の経緯

900Sの開発計画の段階でヘリカルスキャンの構想は存在していたが、製品化の過程では消えていた。それまでのCTの概念では、被写体は静止していることが前提で、被写体の動きはボケやアーチファクトの原因になるだけ、と考えられ、少しでも動きのある対象を如何に明瞭に画像化するかは大きな課題で、この解決に向けてスキャン速度の高速化が図られてきた。これは900Sの狙いでもあった。ヘリカルスキャンが900Sの構想段階で存在していたのは、1秒スキャンという高速スキャンで、しかも超高密度データ収集レート(3456View/秒)であったからか、当時既に断層撮影を超えて立体撮影の域まで発想が到達していたか？ここまで明確では無くても、近い発想が存在していてもおかしくはない。アトロナクスにおいて既にプリナミナ方式と称して複数投影データを寄せ集めて再構成する概念が存在していた。連続回転型CTを企画した時点で連続データ収集による、時間的、空間的投影データの連続性によって齎される未来が予測できて不思議ではない。この実現に必要な環境が整っていたかどうかだけの問題である。

8-1-1 特許

開発の過程で、連続スキャン、高速1秒スキャン、そのほか突出した諸性能、などを達成することが最優先で、海の物とも山の物とも定かではないヘリカルは忘れ去られることになるが、当時、900Sの開発リーダーであった森一生は実験機開発たけなわになりつつあった1982年12月に900Sならではの技術資産としてヘリカルを特許庁に出願した。森は後年本特許考案の業績によって紫綬褒章を受章している。森は他社も考えているかも知れないとの懸念から、出願したが、日立メディコから1985年に日本で、1988年に米国で「らせん状スキャンの画像演算アルゴリズム」に関する特許が出願された。森特許は1986年に米国 (USP4630202)、1987年にヨーロッパ (EP113879)、1994年に日本 (第18537935)、と登録された。森特許の参考文献には米国のメイヨクリニック (Mayo clinic) で考案されたDSR (Dynamic Spatial Reconstructor : 5-3-6で前述) とスラヴィン (Peter E. Slavin) の米国特許 (X-ray helical scanning means for displaying an image of an object within the body beingscanned: USP3432657, 1969) があげられており、ボリュームスキャンの先駆けのDSRやCT以前にも目配りされていた。

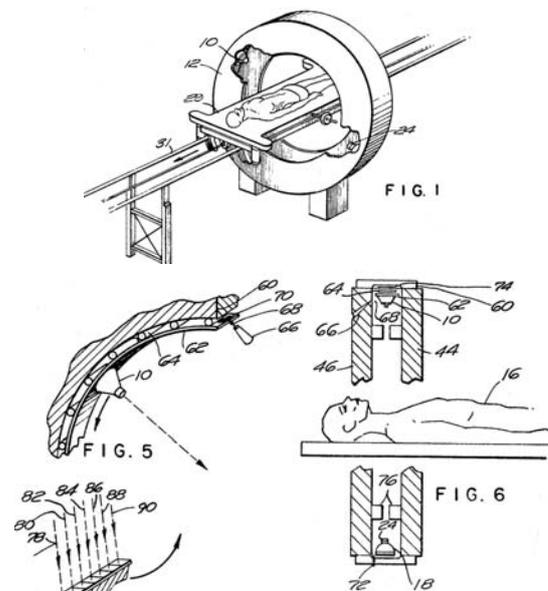


図8.3 スラヴィン (Peter E. Slavin)⁽²⁾
 特許:USP3432657,1969)

X-ray helical scanning means for displaying an image of an object within the body being scanned)

スラヴィンの特許ではコリメートした線源 (X線、RI) を回転させながら、患者寝台を定速移動させ、透

過放射（X線,RI）を検出器列で受ける、などはヘリカルCTそのものであるが、再構成については触れられておらず、ハンスフィールドのCT発明（1972年）以前であることから、スラヴィンの特許は従来の断層撮影法の延長線上にあるといえる。CT史を紐解いて改めて感じることであるが、今盛りのことが過去に芽吹いていること、何らかの努力、社会の進歩発展、等々、何らかのきっかけで、諸条件が整い、華々しく途上することの多いことである。

8-1-2 ヘリカルスキャン試行

900Sが登場した1985年前後は、MRI台頭の時であった。CTはコストパフォーマンスが良いR-R方式に落ち着き、性能・臨床応用両面も行き着く所まで行き着き、市場にも行渡り、超普及機での新市場争奪戦以外は停滞気味であった。これに対し、MRIは、有効性が着目され成長過程にあり、異業種からの参入も多く、初期のX線CT当時の状況を呈し、当然、主たる医用機器メーカーは開発投資をCTよりMRIに切替える方向にあった。学会での研究発表はCT応用が激減し、MRI関連が全盛であった。900Sは高速性、高分解能等で市場にインパクトを与えたが、安定性や応用ソフトウェアの面で完成度が不十分であったため、完成度向上に努めざるを得なかった。900Sの導入の有力顧客からヘリカルのアイデアが提示され、早期実現を強く求められたが、登場後数年経過していながら、900Sには当初計画メニューの積み残しや、コスト低減、品質問題、等々焦眉の事項が多く、要求に応えるゆとりがなかった。

900Sのラピッドシーケンススキャンは高速スキャンと高速天板送りで、多断層面の高速撮影速度は飛躍的に速くなったが、天板を高速に移動させて、急停止させることから、人体内部の臓器が慣性で動いてしまい、速い移動が逆効果になることもわかってきて、東芝社内でも「天板を止めずに動かし続けたら」という意見が多くなってきた。そこで工場でも天板に頭部ファントムをセットして、スキャン中に天板を手動で動かす実験を行ったところ、想像以上にまともな画像が得られ、何とかかなりそうだ、と言う感触を得ていた（残念ながら工場での実施記録は関係者の記憶のみで、霧の中に消えてしまった）。それでも商品に搭載するには、ヘリカルスキャンで得られた投影データを再構成断面に矛盾なく反映するためのセオリーと作業が必要であり、着手に到らなかった。保大（片田、安野、辻岡、ほか）は1987年11月に連続スキャン中に無理やり天板を引っ張って、原始的ヘリカルスキャンの画像出しに成功した。これは世界初のヘリカルスキャンの実施例

となった。再構成的に何も処理をしていないにも関わらず利用価値のある画像が得られたため、早期実装を督促されることとなった。

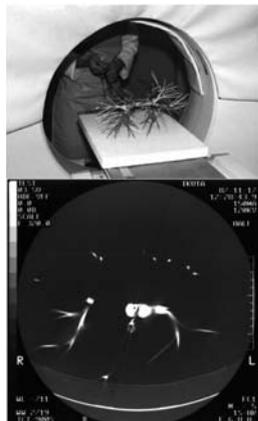


図8.4 世界初のヘリカル画像
（Z補間無し 1987年11月）

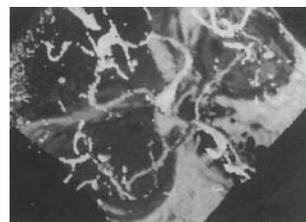


図8.5 世界初ヘリカル三次元CTアンギオグラフィー（片田）
（兵庫県X線CT学術講演会：
1989年3月、神戸）

藤田学園保健衛生大学提供
（現在の藤田保健衛生大学）

高速ラピッドシーケンススキャン問題（スキャン開始・停止時の臓器振動）の解決策としてNCCの森山からもヘリカルスキャンが要求され、さらに福島医大からもヘリカルの早期対応を求められることと成った。1989年にX線管の大容量化（1.5MHU→2MHU）、画像再構成高速化、新ソフトウェア、などによるバージョンアップ計画が纏まり、これをベースにヘリカル開発に着手することにし、専任がアサインされ、1988年に森特許の体軸方向補間法の開発に着手、1989年から保大と福島医大で基礎実験が開始された。最初の補間法はスライス幅が厚くなる360度補間であったが、その後スライス幅を薄く出来る対向ビーム補間（180°補間）が開発され、ヘリカルスキャンが市場に受け入れられるようになっていった。

ヘリカル画像のデビュはヘリカル補間再構成完成間もない、1989年3月に神戸で開催された、兵庫県X線CT学術講演会で、世界初のヘリカル三次元CTアンギオグラフィの画像であった。これは、保大で撮影された頭部造影ヘリカルスキャンデータを用いて、ヘリカル補間再構成した画像に、三次元処理したもので、保大の片田が「X線CT診断とMRIC T診断に関する諸点」と題しての講演の終わりに見せ、ヘリカルスキャンCT時代の幕開けを予言した。

本来円筒形の血管がボソボソのうどんや、扁平なきしめんのように、今となっては見るに耐えない形状であるが、以後三次元画像処理は飛躍的に改良され、現在の三次元バーチャルイメージングの域にまで到達することになるが、ヘリカルスキャンによるボリュームスキャン時代の要求が三次元画像処理に技術的プレー

クスルーを齎したと認識している。更に、1989年10月10日名古屋で開かれた第18回断層撮影研究会（大会長名大佐久間）で福島医大から「CTの基礎的研究第9報-螺旋状スキャン（ヘリカルスキャン）の試みー」（断層映像研究会雑誌Vol16、No.3、247-250：福島医大：木村、片倉、鈴木他、東芝：平尾、利府、東木）として報告され優秀賞を受賞した。ヘリカルスキャンの対外的公式報告であった。世の中は一気にヘリカル時代に突入することになった。

表8.1 初期の主要スリッピングCT

年	月	機種	製造元	ヘリカル	記事
1985	2	TCT-900S	東芝	1989年3月	名古屋保健衛生大学
1987	11	SOMATOM Plus	シーメンス	1989年11月	RSNA
1988	11	Picker IQ	ピッカー		RSNA、コンパクトCT
1988	11	FMS-5000	イマトロン		RSNA、コンパクトCT
1990	8	CT-W2000	日立	1992年1月	茨城県立中央
1991		ProSeed	YMS		
1992		HiSpeed Adv.	GE		

8.2 ヘリカルスキャンとは

ヘリカルスキャンはスキャン技術と、再構成技術の二つの要素からなる。再構成技術がスラヴィンのレベルを、ヘリカルスキャンまで飛躍させたと言える。

8-2-1 スキャン技術

明らかなように、コンベンショナルなCTでは2次元平面の再構成に必要な投影データの取得が目的であったが、ヘリカルスキャンは体軸方向の投影データも得る合理的スキャン技術であることがわかる。合理的と敢えて述べるのは、コンベンショナルな装置でも、一枚の断層撮影に続けて、天板を少し動かし、次の断層撮影を行うことで、一連の3次元データ（ボリュームデータ）を得ることは出来たし、MRI登場後は特に、このようにして得られたデータから三次元処理を施し、他の断面を観察することも行われるようになっていたが、その手間と有用性からルーチンでの適用は難しかった。ヘリカルスキャンは連続的にボリュームデータを得る合理的方法で、X線ファンビームの厚さと、体軸方向の移動速度等で、ボリュームデータの粗密をコントロールすることも可能であったため、三次元画像処理時代、ボリュームスキャン時代を切り拓くこととなった。実効スライス厚は、X線ファンビームの厚さ（撮影スライス厚）、体軸方向の移動速度に相関するた

め、この関係をヘリカルピッチという単位で定義している。当初ヘリカルピッチは以下のように定義された。
ヘリカルピッチ＝

$$\frac{\text{X線1回転当たりの天板移動距離 (mm)}}{\text{収集スライス厚 (≒X線ビーム幅 (mm))}}$$

マルチスライス時代になって、ディテクターピッチとビームピッチの2つが定義され、通常はビームピッチが一般的となっている。

ディテクターピッチ＝

$$\frac{\text{X線1回転当たりの天板移動距離}}{\text{1つの検出器の幅}}$$

ビームピッチ＝

$$\frac{\text{X線1回転当たりの天板移動距離}}{\text{検出器全体の幅}}$$

8-2-2 再構成技術

ヘリカルスキャンだけでは、ボリュームデータが得られるだけで、再構成法の開発が必須であった。得られたボリュームデータを元にコンベンショナルCTと同じようにアキシャル画像を再構成し、これを体軸方向に積み重ねることで立体画像を構築することになる。コーンビームCTでは別の再構成法が用いられているが、近年のマルチスライスCT（検出器素子を体軸方向にも多数並べたCT）でも基本的に同じで方法である。高速連続回転により得られた投影データの中で、目的とする断面に含まれるデータから画像再構成するが、天板の移動速度によって、目的断面に存在するデータは希薄になり、画像再構成に必要な投影データは揃わないことになる。そこで、目的断面を中心として前後の投影データを360度分集めて再構成することになるが、当然この結果として得られる断層像は天板が移動した距離分の厚みが増えた断層像と言うことになり、これは、スキャン中に無理やり天板を引張って得られた断層像と同じである。そこで、得られた投影データから、目的スライス幅の画像を得るために、補間再構成法が開発された。

(1) 360度補間法

一番最初に開発された方法である。図aにX線管の螺

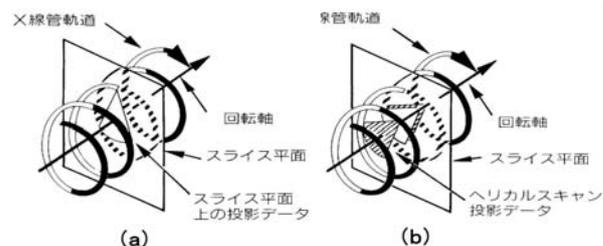


図8.6 360度補間法⁽¹⁾

螺旋軌道とスライス面との関係を示す。螺旋軌道上の点線部は360度分の投影データを代表しているとする。

目的断面（スライス平面）の再構成に必要な投影データは厳密には、螺旋軌道と交差する一点しか存在しないことになる。そこで再構成に必要な残りの投影データをヘリカルスキャンデータから合成する。目的とスライス平面に存在しない投影データを、再構成に必要な360度分、投影データから合成することで、再構成可能とした方法である。目的のスライス平面を再構成するのに必要な、スライス平面上の投影データは、X線管の回転角度毎に合成される。図bに示す、スライス平面上の投影データと同じ回転角度でスライス平面を挟んで存在する投影データを探し、2つの投影データとスライス平面との間の距離から重み係数を計算し、補間計算でスライス平面上の投影データを算出する。これと同じことを、360度分を行うことでスライス平面の再構成に必要な投影データが得られることとなる。本法の開発で、ヘリカルスキャンが実用に供せられるようになったが、合成した投影データが体軸方向に広い領域の情報を含むため、スライス厚（実効スライス厚）が広がってしまうことが課題として残った。

(2) 180度補間法（対向ビーム補間）

ヘリカルスキャンデータには180°回転した位置に反対方向から投影されたデータ（対向データ）が存在している（ファンビーム使用しているため、検出器の中心以外では180°からずれた所に存在する）。スライス平面を挟んだ2つのスライス平面にあり、互いに対向する投影データを探し、360度補間法と同じように、重みを付けて、スライス変面の投影データを算出する方法が180度補間法である。本法を用いる事で360度補間法の課題であった実効スライス厚も薄くでき、ヘリカルスキャンの適用領域も広がった。

(3) フィルタ補間

後年のマルチスライスCTのヘリカルスキャンに採用された方法で、一般のシングルスライスにも応用された方法である。スライス平面に対し、ある幅（フィルタ幅：FW）を設定し、その設定した幅で重み付け補間を実施する方法であり、詳細は省略する。

8.3 各社動向

主要各社のヘリカルスの公表、搭載、商品化時期など以下に列記する。

- (1) 東芝：1989年10月断層映像研究会に発表、1989年11月900S/20（FLEET）ヘリカル搭載
1991年4月900S/30（HELIIX）ヘリカルルーチンCT

- (2) シーメンス：1989年11月RSNAで発表
SOMATOM Plusにスパイラルスキャンと称し搭載、1秒スキャン×32回転
- (3) 日立 1992年1月 茨城県中にリリース
CT-W2000にらせん状スキャンと称して搭載。
- (4) YMS/GE 1994年
HiSpeedAdvantage、ProSeed Accellに
JETTスキャンと称し搭載、1秒×60秒

8.4 ヘリカルスキャンの応用

8-4-1 心電同期

心臓及びその周辺部について、患者の特定の心拍位相の複数画像が得られる。このため、心拍動によっておきる画像間での変動を最小限に抑えることができる。既に述べたように、スキャンと再構成の2つの要素がある。

心電同期スキャン：指定した心拍位相で撮影する。

心電同期再構成：指定した心拍位相で再構成する。心電図を記録しながらヘリカルスキャンを行い、レトロスペクティブに画像再構成することで三次元情報を含んだ心臓画像がえられ、心臓領域にも期待が持てるようになったが、本格化にはマルチスライスCTを待たねばならなかった。

8-4-2 呼吸同期

患者の呼吸に同期させて撮影をする方法である。高速スキャンと組み合わせることで、呼吸時だけでなく吸気時などの時相画像を得ることができる。

8-4-3 インジェクタ同期

造影剤注入装置（インジェクタ）とCTとの間で、撮影開始や注入、中断などを制御することで的確な造影効果を可能とする。

8-4-4 ポーラストラッキング法

上記インジェクタ同期の進化した方式である。造影剤撮影において、目的部位に造影剤が到達し造影効果があらわれ、一番コントラストが付いた時に撮影したいが、スキャン速度が速くなって、タイミングを合わせることは至難になって来た。この解決のために開発された、造影剤の濃染具合をリアルタイムでモニタしながら、最適タイミングで撮影をする仕組みである。後述のCT透視モードで応用された。タイミングが重要な検査では必須の仕組みである。

8-4-5 CT透視モード

高速連続回転スキャナ完成後は、大量に生成される投影データをリアルタイムで再構成し表示することが次の目標の一つであった。切り出し再構成により、再構成マトリックスを小さくし、フレームレートを落とし、スキャン中にリアルタイムで動画を提供し、胸部の穿刺のリアルタイム看視にも応用された。また前述のボーラストラッキングにも応用された。

8-4-6 リアルEC (Real Exposure Control) / オートイクスボジャーコントロール (Auto Exposure Control)

患者毎に体型はまちまちであるが、患者ごとに最適な撮影条件で最適な画質で、適切な被曝量で撮影すべく開発された。撮影しながら透過X線強度をモニターして、出力X線を制御する仕組みである。スキャノ画像から自動、またはマニュアルで制御パラメータのX線管電流が設定される。

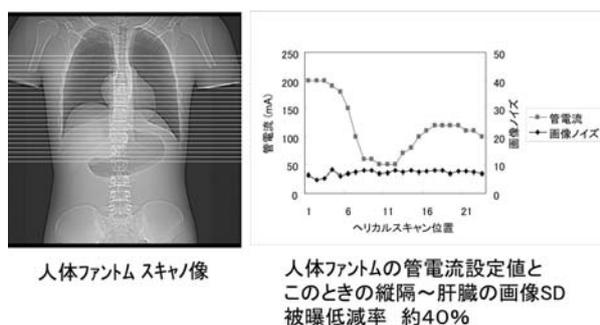


図8.7 被曝低減効果⁽³⁾

8-4-7 脳血流解析ソフトウェア

頭部の場合、血液脳関門が存在し、血液からの脳実質内への異物進入が調整されているため、造影剤を注入しても血管等は造影効果得られるが、脳実質には影響ない。造影剤を用いない単純頭部CTでは出血部位は高吸収域として、梗塞の急性期ではCT値の変化として現れ難く、浮腫や壊死が出現にて低吸収域として現れた時はダメージを受けてしまっている。血液脳関門に何らかの破綻が生じると血管からの造影剤漏出による造影効果が現れるので造影剤を静脈から注入しダイナミックスキャン画像を解析することで梗塞と出血の早期鑑別が可能となった。Xeガスに吸入によるXeスタディ、ヨード造影剤によるCBPスタディがある。CTパフュージョン (CT perfusion) 法と呼ばれる定量的脳血流測定法で、急性期の脳梗塞での非可逆障害の検出に有効といわれており、脳梗塞、脳出血の早期鑑別等、脳血管疾患に有効なツールである。和歌山医大と東芝によるCBPスタディは世界初である。図8.8の

ように測定パラメータを画像化して診断に用いる。

計測結果は、脳末梢血管内血流量(CBP)・血管床体積(CBV)・平均通過時間(MTT)を出力する。

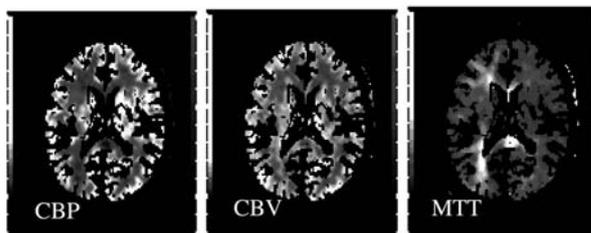


図8.8 CTパフュージョン法出力例⁽³⁾

脳血流量 (cerebral blood flow:CBP)

脳血液量 (cerebral blood volume:CBV)

平均通過時間 (mean transit time:MTT)

を算出し画像化し診断に供する。

引用・参考資料

- (1) 木村和衛、古賀祐彦：ヘリカルスキャンの基礎と臨床、(1993)、医療科学社、
- (2) P.E.SLAVIN:X-RAY HELICAL SCANNING MEANS FOR DISPLAYING AN IMAGE OF AN OBJECT WITHIN THE BODY BEING SCANNED,US Patent3432657,Mar.11, (1969)
- (3) 東芝メディカルシステムズ社技術資料
- (4) 片倉俊彦、木村和衛、鈴木憲二、景山和廣、橋本直人、佐藤勝正、佐藤孝則、青山正勝、緑川重夫、水越仁志、柳沼康之、平尾芳樹、東木裕介、利府俊裕、CTの基礎的研究 第9報一螺旋状スキャン(ヘリカルスキャン)の試み一、断層映像研究会雑誌、Vol.16、No.3、247-250 (1989)
- (5) 東木裕介、利府俊裕、荒舘 博、平尾芳樹、大山永昭：ヘリカルスキャンにおける補間再構成法の検討、Med.Imag.Tech.Vol.8、No.3、253-254 (1990)
- (6) 山岸一郎、波田哲郎、大林勇雄、荒舘 博、内蔵啓幸、平尾芳樹：X線CTにおける高速三次元画像診断システムの開発、Med.Imag.Tech.Vol.8、No.3、255-256 (1990)
- (7) 東木裕介、荒舘 博、平尾芳樹：ヘリカルスキャン、INNERVISIOND.Vol.6、No.4、60-61 (1991)
- (8) 片田和廣、安野泰史、辻岡勝美、竹下 元、小倉祐子、伊藤清信、大橋一郎、古賀佑彦、井田義宏、澤田武司：ヘリカルCTスキニング、Pharma Medicine、Vol.9、No.12、11-18 (1991)
- (9) 石原 潔、尾尻 博也、多田信平：右心横隔膜角のX線解剖一ヘリカルCTによる観察一、メディカルレビュー Vol.15、No.3、19-23 (1991)

- (10) 森山紀之：ヘリカルCT胸腹部診断への応用、メディカルレビュー Vol.15、No.3、24-30 (1991)
- (11) 佐藤文夫、片田和廣、木村和衛、森山紀之、平尾芳樹、森一生：ヘリカルスキャンX線CT装置の開発、機械振興、Vol.26、No.12、59-62 (1993)
- (12) 杉浦 賢：第28回機械振興協会賞を受賞して：機械振興、Vol.26、No.12、22-26 (1993)
- (13) 東木裕介：ヘリカルスキャンについて、メディカルレビュー Vol.15、No.3、2-18 (1991)
- (14) 小野勝弘：ヘリカルスキャンに適した高冷却率X線管装置：メディカルレビュー Vol.21、No.2、P9-15 (1997)
- (15) 東木裕介：ヘリカルCTのハードウェア、Med. Imag.Tech.Vol.11、No.5、583-599 (1993)
- (16) 東木裕介：ヘリカルスキャンの新技術と臨床応用、メディカルレビュー Vol.16、No.3、43-48 (1992)
- (17) 片田和廣：特集：螺旋走査型CTの現状と問題点総論 ヘリカルスキャンとCTルネッサンス、日獨医報Vol.38、No.3、7-13 (1993)
- (18) 安野泰史、片田和廣、加藤良一、小倉祐子、古賀佑彦：リアルタイム再構成技術を用いた造影ヘリカルCTの時相コントローラーリアルプレップ法の開発一、メディカルレビュー No.63、33-40 (1996)
- (19) 片田和廣：ヘリカルCT：原理と歴史、呼吸 Vol16、No.7、1025-1033 (1997)
- (20) 片田和廣：CTパラダイム CTとともに歩んだ四半世紀、新医療、10月号P65-72 (1997)
- (21) 森 一生：ヘリカルCTの開発経緯、価値、今後の展望、循環器専門医、Vol.7、No.1、137-145 (1999)
- (22) 勝俣健一郎：X線CTの究極：ヘリカルスキャン、INNERVISION、VOL11、No.7、別冊付録、P14-16、(1992年)、医療科学社
- (23) 神谷 悟、石原 晃、山田一正：ヘリカルスキャンおよび高速連続撮影を活かした1撮影法“Go & Return法”について、メディカルレビューNo.48、Vol.17、No.1、11-22 (1993)
- (24) 大橋正實、宮下宗治：Xforceによるヘリカルスキャンの使用経験、メディカルレビューNo.48、Vol.17、No.1、23-29 (1993)

9 | ヘリカルスキャン以降

1990年代には連続回転の1秒スキャンからヘリカルCTへ展開から、CTの存在価値が再認識されMRIに向かっていた投資が、CTに戻りはじめ、CTの将来方向が模索されつつあった。ここで、900S以降の開発について、東芝を中心に経緯を紹介することとする。

9.1 ポスト900S

9-1-1 ビジョン

1秒スキャンを登場させて、ヘリカルを生み出すまでの過程で、東芝はポスト900Sと共に、次なるビジョンとそこに到達する道筋についての検討を開始していた。当然900Sを世界に冠たる高性能機として磨き上げて行く道の先にビジョンが描かれた。東芝は900Sの時以上にビジョンと呼ぶに相応しい目標を掲げ、明確な意思で、この目標に向けての種まきと育成の努力を開始した。目標は高速ボリュームスキャナとも言うべきリアルタイム三次元CTであった。このビジョンは叶えられつつあるが、ビジョンは文字通りビジョンで働き夢で終わり、終わらない迄も、叶えられずに、逃げ水の如く逃げて行ってしまふ物でもあるが、ビジョン達成に必要な努力を継続することで必ず叶うものであることは、CTの歴史が示していた。900Sが量産製品として普及し得たのも、半導体等の電子部品、精密加工技術、材料、等々の目覚ましい発展によるコストダウンのお陰である。既に述べたように、900Sは試作過程で0.5秒回転の実績があったこともあり、早い時期から更なる高速化について議論されていた。1秒スキャン以上の高速スキャンとして、電子ビーム走査方式ではなく、多管球CTが検討された。DSRはまさに多管球システムであったし、S-R方式のアップグレードプランにも多管球が謳われ、多管球の発想は旧くから存在しており、力仕事であるとの印象を持っていた。

複数管球搭載以前に0.3秒回転に耐えるX線管と架台がまず必要で、さらに単位時間当たりのX線線量を大幅に増やす必要がある。従来の回転陽極X線管だと、陽極軸を片端で支持しているが、耐重力上軸の両端支持が好ましい。従来管では、容器を中性点として接地させ、陽極と陰極に夫々±70KVを印加する中性点接地方式だが、中性点接地での陽極軸両支持は構造が複雑になってしまう、また、中性点接地だとX線管内で発生した2次電子が中性点に流れて効率を悪化させる原因にもなっている。これを解決するため、陽極と陰

極間に直接140KVを印加する陽極接地方式のX線管を開発することにした。これにともなって架台をはじめ高電圧系も再開発し一新することが必要となった。将来の複数X線管搭載を考慮すれば、必然的にR-R方式となり、N-R方式は破棄された。R-R方式のリング問題も解決しており、R-R方式に二次元検出器を搭載し、三次元CTで、しかも三次元透視CT（リアルタイム三次元CT）とする道が合理的であった。下図9.1に示すように1993年にスキャン断面像をリアルタイムで表示する透視CTが開発されたが、これも三次元透視CTに向かう道程の一里程碑に過ぎないことがわかる。

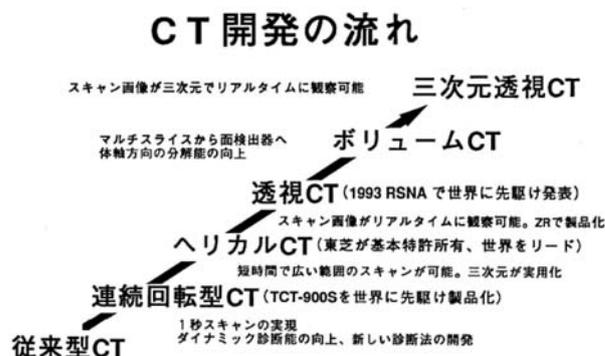


図9.1 CT開発の流れ⁽¹⁾
(三次元透視CTをビジョンに掲げて)

丁度この頃、シーメンスはIMATORONと組んで電子走査式の改良に取り組みを始めた、ソニーと放医研の3次元CTの開発研究が動き出したり、東芝社内でもII（イメージインテンシファイヤ）による3Dアンギオの発展形態としてコービームCTの開発研究が進められていたが、CTのビジョンは不変であった。直近の解決法による実現より、あるべき姿の追求が選択された。

三次元透視CTに必要な不可欠な、軸方向にも素子を配列した二次元検出器（マルチスライス検出器/多列検出器）の開発も着手された。R-R方式の固体検出器用として開発中であったクリスタル（GOS）が二次元検出器用としても期待された。掲げたビジョン達成に必要な要素技術が着手されていったが、ビジョンとは別に、生み出した900Sと他の在来機種による事業展開、さらにラインアップの整備強化が現実の大きな課題であった。ヘリカルまで辿り着いた孤高の900Sを、継続的ブラッシュアップを行うと共に、在来のCTをヘリカルCTに切り替えて行く作業も大きな課題であった。

9-1-2 900Sで獲得した技術の展開

TCT-900Sの市場投入とほぼ同時期に、900Sの技術成果の多機種への展開が進められた。

(1) X線系

まず、パルスX線照射方式から連続X線照射方式へ切り替えられ、X線管は連続照射用に、高電圧発生装置はインバータ方式の高周波ジェネレータへ、さらに検出器からのデータを収集するデータ収集方式は連続X線照射方式対応となった。これらが900Sの開発と平行して進められ、折りしも、YMS社が発表した新型普及機に対する対抗機種であるTCT-300にはこれらが最初に適用された（初生産には間に合わずパルスX線となったが）。

(2) コンピュータシステム

コンピュータシステムが一番の難問であった。TCT-900Sはマルチマイクロプロセッサの分散制御システムで、アプリケーションなどのソフトはC言語で書かれているのに対し、他の装置はミニコンのTOS-BAC-40シリーズ（以降T-40と略す）でDOSベースであった。900Sの踏襲もT-40の踏襲も問題であった。本来ならマルチマイクロプロセッサの分散制御システムを踏襲すべきであろうが、全機種をすべてN-R方式にするなら別だが、900Sのアーキテクチャを下位グレードに適用することはコストパフォーマンスから有り得ない。現に900S用ソフトウェアの開発だけで汲々としている状況にあった。UNIXベースの新コンピュータシステムを次期コンピュータシステムとし、これを組み込んだCTを新シリーズ（Xシリーズ）としてラインアップすることで、在来機種の切り替えが進められた。ヘリカルスキャン登場頃には実用機のXspeedが最初のXシリーズとし出荷された。

(3) N-RからR-Rへの移行方針

在来機種の切り替えとは別に、900Sで切り開いた、連続回転スキャンとヘリカルシリーズ展開が一番の問題点であった。R-R方式でGEがリング問題を解決したようには、900Sの散乱線問題は完全解決には至っていなかった。第四世代方式では各検出器は回転中心に向かって配置されており、R-R方式の検出器がX線管焦点に向って配置されているのは大きく異なり、特にN-R方式では散乱線の影響を受け易かった。散乱線補正技術を駆使したが、補正の為の計算負荷、データ量、ソフト開発負担、等々から、ポスト900SではN-R方式を放棄してR-R方式とする事は関係者の総意となった。900Sを終戦とし、ポスト900Sに集中すべしとの意見もあったが、全世界の既納顧客対応に900S継続が必要であったことと、R-R方式で1秒スキャンに耐えられる検

出器の目的が立っておらず、900Sを超えることは容易ではないこと、この2点から、900Sを引き伸ばし、900Sの下位機種としてR-R方式のヘリカルCTを開発し、固体検出器完成後ポスト900Sとすることとした。900Sで培った技術、知見は以後の開発に生かされたが、N-R方式は放棄され、UNIXベースのコンピュータシステム、Nutateの架台をR-R方式にアレンジし、高圧スリッピングをはじめX線および高電圧系を移植して、896chのXe検出器を搭載し1.5秒スキャン装置のXforceとし、これを固体検出器（SSD）に変えて1秒スキャン化したXvigor（輸出型式Xpress/SX）を900S後継とした。高圧スリッピングを低圧スリッピングにして普及型のヘリカルCTであるXvisionがその後に続いた。

9.2 サブセカンドCT

連続1秒スキャンからヘリカルへ発展していく過程で、スリッピングCTが一般化し普及していき、更なる高速化も進められた。1996年シーメンスが0.75秒、1998年東芝が0.5秒、その後も高速化が進み、2007年に0.3秒を切っている。また2005年にはシーメンスから2つのX線管を搭載した装置を発表しており、マルチソース化で実効速度向上も進んでいる。

9.3 マルチスライスCT (MSCT)

MSCTは一回のスキャンで一度に複数断面の投影データを収集できるCTであり、MSCTに対し、従来の装置はシングルスライスCT（以後SSCTと略す）と呼ばれる。



図9.2 ビジョンに向けての足跡

東芝は1997年のRSNAで「マルチスライス再構成理論」を発表し、翌年の1998年のRSNAにはMSCTのプラットフォームとして開発中の0.5秒スキャンのハーフセカンドCT（Aquilion）を発表したが、GE（LightSpeed）、シーメンス（SomatomZoom）の両社

は世界初の4列のMSCTを発表した。東芝は翌年の1999年にAquilionにマルチスライス用検出器を搭載した4列MSCTを出した。MSCTの登場でボリュームCT時代は本格化し、ヘリカルスキャン登場を上回って市場が活況を呈した。スキャン速度、検出器構造、再構成法、等々、各社マチマチで、あったが、4列MSCTを最初に、8列、16列、32列、64列と倍々で軸方向スライス数が増え、各社の熾烈な開発競争が展開された。東芝は2000年に256スライスの検出器を発表した。2007年のRSNAで320列検出器によって体軸方向16cmの広い領域を1回転0.35秒で撮影できる装置が発表され、エリアディテクタ時代到来を告げた。MSCTではSSCTのX線検出器を体軸（Z軸とも呼ぶ）方向に隙間無く並べた検出器が用いられたと考えれば良い。SSCTではスライス幅は可変で、X線ビーム幅を絞れば（コリメーション）良かったが、MSCTでは検出器構造を基盤目状にし、最小スライス幅が1mmであったなら、ビーム幅1mm相当の投影データが測定可能な大きさになっている。

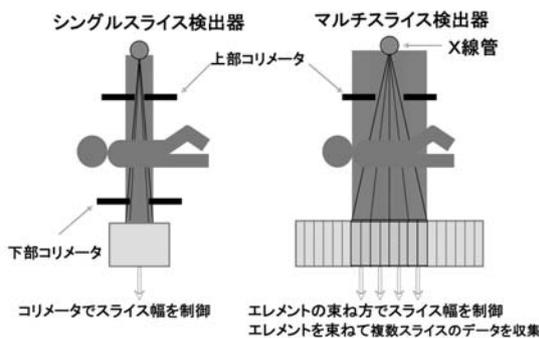


図9.3 X線ビームコリメーションの相違⁽¹⁾

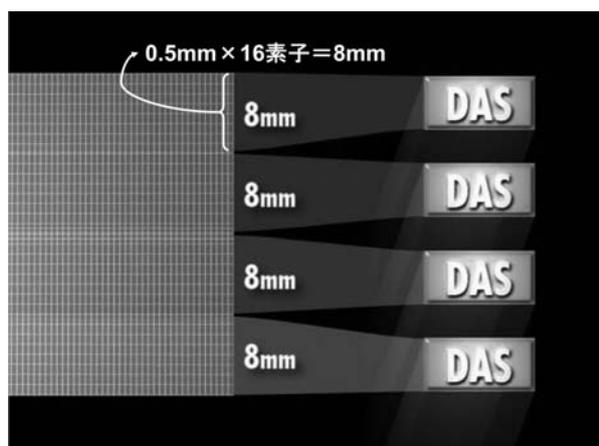
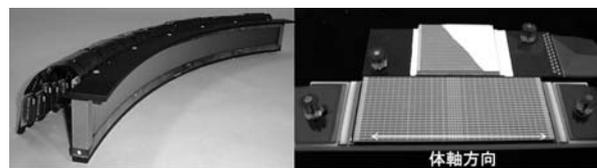


図9.4 4DASによる4列マルチスライス例⁽¹⁾

図9.4に4列スライスCTでスライス幅8mmとした時の例を示す。検出素子の各マトリックスサイズは0.5mm相当である為8mmスライスには体軸方向に16コマの素子が必要で、これらの出力値がDAS（data

Acquisition system）経由で読み込まれることを示している。実際の検出器は微細な固体検出素子を格子状に稠密に多数配列した物で、この検出器と、これから生成される超多量のデジタルデータの高速収集技術、データの高速大量処理技術、そして再構成技術によってマルチスライスCTは実現できたといえる。



- 検出素子数 合計30,464素子 (=896ch*34列).
- スライス厚 0.5mm~8mm
- 4スライス同時収集

図9.5 マルチスライス検出器例（東芝4列）⁽¹⁾
Selectable - Slice thickness Multirow Detector (SSMD)

第一初世代CTでも2スライス/スキャン、であったし、1989年登場のエルシントのTWIN（既述）も2スライス/スキャンであったがマルチスライスCTとは呼ばれなかった。マルチスライスにすると、X線焦点から発するX線ビームは体軸に直交する断面以外は斜めに入射するので、直交断面に存在する検出素子以外の素子に入射するデータをそのままでは投影データとして扱えない。X線ビームの焦点からの広がり角度を、XY平面ではファン角度、Z軸方向をコーン角度と呼び、再構成上このコーン角を考慮する必要がある。マルチスライスCTでも最大4スライスまでを対象とする通称4列マルチではコーン角度は小さいので、コーン角を考慮せず再構成をしている。それ以上のマルチスライスCTではコーン角度の影響を無視できず、コーン角度を考慮した再構成法が開発され実用化された。各社の採用の再構成法は多様である。マルチスライスCTは前述のようにボリュームCTであり、ピクセルのX線吸収係数からボクセルの吸収係数を求める装置に変革している。三次元物体の構成要素であるボクセルごとに、ボクセルのX線吸収係数を求めるには、ボクセルを通過する投影データから画像再構成すれば良く、多数の検出素子で得られたデータから、このボクセルを通過する360度分の投影データを合成することで、良質な投影データが得られる。データ処理負担が大きいですが、一番精度の良い画像が得られる。MSCTの主要技術内容について、Aquilionを中心に事例を概説する。

9-3-1 検出器

下図に最初の4列MSCTで用いられた各社検出器を示す。

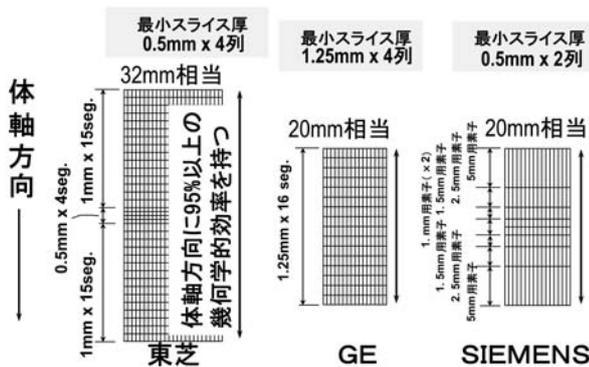


図9.6 マルチスライス検出器の各社比較

また、ヘリカルスキャンを行わず、一回転でボリュームデータを収集し、立体画像を表示する256スライスの4DCTが試作された。256列などの検出器模型写真を以下に示す。

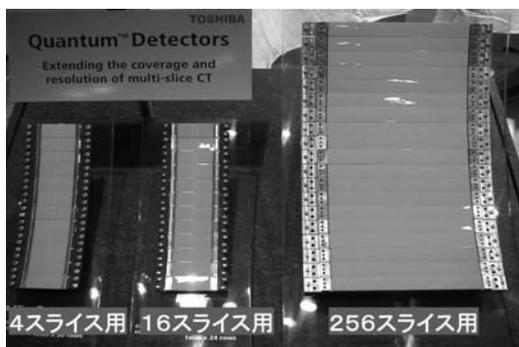


図9.7 マルチスライス検出器模型⁽¹⁾

表9.1 MSCT用固体検出器シンチレータ材料例比較表

シンチレータ材料	Gd2O2S:Pr Ceramic	(Y,Gd)2O3:Eu,Pr Ceramic	Gd2O2S:Pr,Ce Ceramic	Gd2O2S:Pr,Ce Ceramic	CdWO4 Single crystal	備考
最大発光波長 [nm]	512	610	512	512	480	PDAの周波数 400-900nm
Decay time [μ S] (1/e減衰時間)	3	~1000	3	3	5	アーチファクト
Afterglow at 3 ms[%]	<0.1	~3	<0.1	<0.1	<0.1	アーチファクト
Afterglow at 50ms[%]	0.002	1.2	0.002	0.002	0.002	アーチファクト
光出力[a.u.]	2.3	2.2	1.8	1.8	1	低カウントの画像ノイズ
光透過性	○透明	○透明	×散乱体	△半透明	○透明	画像ノイズ
Density [g/cm ³]	7.34	5.91	7.34	7.34	7.99	ストップピングパワー

*Reference: G. Blasse et al., Luminescent Materials(1994)
*M.Okumura:SPIE(2002)

2007年11月に東芝が発表したAquilion ONEには320スライスの検出器が搭載され、最大撮影幅は16cmとなっている。4列スライス用が登場した当時の各社検出器の性能比較表を表9.1に示す。GOSの光出力はCdWO4に対し2倍以上、残光時間も60%で、高速スキャン向きの高性能検出器として実用化された。

9-3-2 X線管球

1998年に0.5秒スキャンによる重力荷重 (13G) に耐

え、高X線効率、高冷却効率、の大容量 (7.5MHU) の新X線管が開発された。陽極接地にすることで回転陽極軸の両支持構造が容易となり、小型化、高冷却効率などが達成された。

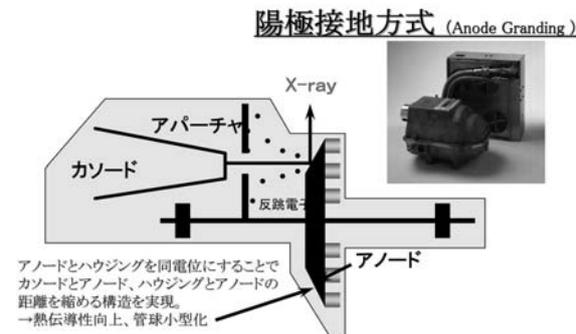


図9.8 7.5MHU 大容量X線管の特徴⁽¹⁾

熱電子が陽極のターゲットに当たると、X線の発生と共に陽極から反跳電子 (2次電子) が発生する。この反跳電子は中性点接地の場合には中性点から接地に流れるが、陽極接地では陽極に戻ってきてしまい、陽極温度の上昇をもたらすことになる。そこで、この反跳電子を吸収するアパチャー (陽極と同じ電位) を設け、陽極の温度上昇を回避した。反跳電子による焦点外X線の発生も防ぎ、画像鮮鋭度向上にも寄与した。

表9.2 大容量高冷却効率管球仕様比較

仕様項目 \ 管球	A	B	C	D
X線条件 管電流	10-500mA (60kW)	30-400mA (48kW)	40-400mA (48kW)	35-420mA (55kW)
X線管球容量	7.5MHU	6.5MHU	6.3MHU	5.3MHU
陽極冷却率				
最大	1386kHU/分	924kHU/分	不明	730kHU/分
実用	1008kHU/分	378kHU/分	不明	570kHU/分

9-3-3 X線発生装置

高周波インバータ回路の多段積層方式、エネルギー回生回路、オイルレスのエポキシ固体絶縁技術による固体モールドタイプ高電圧トランスなどにて、高効率、コンパクト (東芝自社比で1/9化) で60KW出力を達成した。

9.4 コーンビームCT

II管を用いて、X線透視画像を動画でフィルムに写したり、CRTに表示する、X線透視撮影装置が、CT登場以前にエレクトロニクスの変化により急速に発展し、リアルタイム観察を必要とする循環器分野で普及した。X線で透視中に造影剤を適宜注入し、冠動脈を観察治療するアンギオ装置でもデジタル技術応用が進

み、立体視、画像再構成、などが発達した。II管を用いたII-CTがこの延長線上で登場したが、X線CTがビット長で通常は16ビット以上、少なくとも14ビット必要としていたが、II管では8ビット程度でX線CTとして認知は困難であった。昨今の液晶やプラズマディスプレイ等の急速な発展は、X線検出器にも平面検出器(FPD)の実用化を齎し、II管に置き換わり、この延長線上コーンビームCTが歯科用として現れているが、生い立ちも含めCTとは趣を異にしている。将来は融合していくことになろうが、現在の医科用CTに採用されるには、FPDの素子サイズ100 μ 程度で細かいので、高空間分解能は得やすいが、散乱線の影響を受けやすく、密度分解能、データ収集速度等相当の性能向上が必要である。

引用・参考資料

- (1) 東芝メディカルシステムズ社技術資料
- (2) 斉藤泰男：256列検出器を搭載した4D-CTの開発、日本放射線技術学会雑誌、Vol.58、No.12、1653-1658 (2000)
- (3) 荒館 博、斉藤泰男：マルチスライスX線CT装置—CT技術ビジョン“人体内部を自在に観察する”、東芝レビューVol.55、No.4、66-69 (2000)
- (4) Kazuhiro Katada, Historical Perspective and Future Directions, Atlas of CARDIOVASCULAR COMPUTED TOMOGRAPHY, Springer
- (5) L.A. Feldkamp, L.C. Davis, J.W. Kress : Practical cone-beam algorithm, J. Opt. Soc. Am. A, Vol.1, No.6, 612-619 (1984)
- (6) 片田和廣：ヘリカルCT：原理と歴史、呼吸Vol16、No.7、1025-1033 (1997)
- (7) 片田和廣：CTパラダイム CTとともに歩んだ四半世紀、新医療、10月号P65-72 (1997)
- (8) 信太泰雄：高速化が進むX線CTシステム、東芝レビューVol.57、No.2、9-12 (2002)
- (9) 森 一生：ヘリカルCTの開発経緯、価値、今後の展望、循環器専門医、Vol.7、No.1、137-145 (1999)
- (10) 館野之男：画像診断 病気を目で見ると、中公新書1676 (2002)、中央公論社
- (11) 馬場里香、久芳 明、植田 健、高木 博、河合浩之：3次元X線計測技術の開発、
- (12) 小川幸宏：ヘリカル再構成—シングルからマルチスライスまで—、メディカルレビュー、No.81 (2001)

10 | CT応用の広がり と 波紋

CT登場前、1970年前後は、医療面でのコンピュータ応用が叫ばれ、心電図の自動解析等の生体信号解析、核医学画像処理、健康保険点数計算等の会計事務処理、診療予約、病歴管理、自動化健診システム、等々、病院情報システム（Hospital Information System：HIS）や、これらをひっくるめた病院自動化（Hospital Automation：HA）が進められていた。CTはこれらと全く別次元でコンピュータの到来によって出現した時代の申し子であり、それまでの超音波画像や核医学画像とは質量共に比べ難く、CTとして単独に発展し続け、遅れて登場する類似画像を提供するMRIと共に、医療画像情報管理システムの発展に重要な役割を果たすことになる。医療画像管理システムや、特に3D技術の発達はX線CTからの臨床要求によって促されて、齎されたものとも言えよう。本章ではこれらを俯瞰すると共に、拡大する対象臓器、診療科、新しい応用、などについて概説する。

10.1 適用分野の広がり

1985年当時はMRIの台頭期で、新しい臨床応用が次々と発表されており、定評通り密度分解能がすばらしく、CTの活路を何処に求めるべきか、悲観的にならざるを得なかった。最もMRIは検査に時間を要し、装置も高額であったため、CTに置き代わるには限界が有るとは思えたが、MRIの進歩にともなって、種々の領域でCTを凌駕する良質な画像が提供されて、CTの独擅場の分野が漸減し、骨と空気ぐらいしか適用領域がないのではないかと悲観的雰囲気支配したこともあった。連続回転やヘリカルスキャンを境にCTの価値が一変したのは、投影データの時間的、空間的連続性が確保されたことによるものであった。例えば、時間的連続性では、CTによるファンクショナルイメージングの有効性が高まり、空間的連続性では、撮影対象が大きい肺や、四肢、などへの適用も可能となった。ヘリカルスキャンの応用が進むにつれてCTならではの特徴も顕著となりCTの臨床価値が再認識されるようになり、非適用であった心臓も視野に加えられ、相手にされなかった循環器領域でも可能性がでてきた。CTはMRIの成長に拮抗するように成長発展を続けており、互いの特長を活かして現在に至っている。

10-1-1 頭部専用から全身用

1970年代は死因第一位の脳血管疾患が減少傾向を示していたのに対し悪性新生物が顕著な増加傾向を示し、部位別では、特に肺、肝臓、大腸、乳房が急増していた。部位別にCTの適用を以下に概観してみる。

CTの初舞台は頭部であったが、撮影には分オーダーの時間を必要とし、一般の写真撮影と同様に、被写体が静止していることが前提で、ヘッドレストに固定バンドでしっかり頭を固定して撮影していた。T-R方式では、スキャン速度が速くなったと言っても、20秒程度は必要で、患者の呼吸停止中に撮影できるようにはなかったが、呼吸停止期間中で撮影できる撮影枚数は少なく、撮影効率は悪かった。CTが必要不可欠な医療装置として普及できたのは、R-R方式に負うところ大である。

R-R方式で10秒以下、さらに5秒前後とスキャン時間は短縮され、全身用として、消化器、呼吸器と徐々に対象を広げていった。R-R方式のコンベンショナルなCTでも、2秒スキャンが達成され、さらに電子ビーム走査式や連続回転CTにて1秒の壁も突破され、動体である心臓領域を含み全身隈なく対象となり、さらに、リアルタイム応用が芽生え、ヘリカルCTにて、3D応用が本格化することとなった。20世紀末直前にはマルチスライスCTによる本格的ボリュームCT時代が到来し、立体動画観察が窺える段階に至り、心臓領域への本格的適用が始まった。ヘリカル応用からMSCTへと成長する過程で、適用領域は格段に広がり、臨床価値も高まった。代表部位について概説する。

(1) 頭部・頭頸部：出血/梗塞の鑑別

初期のCT画像で、白質、灰白質が分離して見えただけでセンセーショナルであった。X線が透過し難い頭蓋骨で囲まれており、しかもその内側には、組織間のコントラストが付き難い脳実質と、微細構造の側頭骨、顔面骨のような空間分解能を有する部位が混在しており、特にX線吸収係数の変化量の大きいところではパーシャルボリューム効果等によるアーチファクトを発生しやすく、撮影手技（テクニック、手順、など）や装置改良によって多様な応用が可能となった。ファンクショナルイメージングの一種である、造影剤を用いたCTパフュージョン法（既術）による、交通障害、急性期の脳梗塞、脳出血、の鑑別や脳腫瘍診断、3D-CTAによる脳動脈瘤の早期発見、さらに耳鼻科等への高分解能応用が進んだ。

(2) 肺：肺がん検診・CT透視モード

肺は体軸方向に領域が広く、CTは肺全部をカバーするのが困難であったため、コンベンショナルな胸部単純撮影や断層撮影にはおよばないと、評価は低かった。CTで評価されたのは、コンベンショナルなX線装置では描出困難な縦隔部（両肺に挟まれた部分）程度であったが、高い空間分解能を活かして、特定断面の精密検査には重用されていた。連続回転CTと同じく日本生まれのCT透視撮影が肺のバイオプシー術に応用された。肺がん等の組織検査のために体外から穿刺して組織を採取する時に、穿刺針の位置をリアルタイムで監視しながら、針先を進めるのに、CT透視モードが使われた。連続回転やヘリカルスキャンで投影データの時間的、空間的連続性が確保されたことによって、肺はCTの有力なテリトリとなった。死因に占める悪性腫瘍は増加の一途で、特に肺がんが急増していた。密度分解能を要する縦隔部もあるが、空気との境界の弁別は空間分解能が中心で、CTの得意領域であったことから、肺がん検診の開発が目標となった。TCT-60A開発以来、NCCの装置改良要請に就いていたが、900Sも初期段階で導入され、連続回転スキャンの特徴を活かして、高速ラピッドシーケンシャルスキャン法、多断層のシネ送り表示による三次元観察等が実用化されていた。特に、肺がん診断では、スライス幅10mmでの撮影毎に天板を10mm移動させて、10スライス撮影すると肺を10cmの範囲で撮影できる。肺がん診断には血管の走行状況の把握が重要で、取得した10枚の画像を1枚ずつ表示すること（シネ表示する）で体軸方向の血管走行状況が観察でき、微小肺がんの検出能力が高いことから、X線照射中に天板を移動させるヘリカルスキャンの早期実現が度々要請された。ヘリカル搭載後、低線量で短時間に肺全域を撮影できること、切り出し再構成でZ軸方向の画像分解能を高くできること、さらに、診断にシネ送りを応用することで、検診も容易になること、などが明らかとなり、肺がん検診への有力な手段として現実味を帯びることになった。NCCでの、スキャン条件等の基礎検討が始まったが、検診としての有効性を認知させるには、疫学的裏付けが必要とのことで、膨大な臨床データが必要であった。NCCとの共同研究の進め方について、事務方とも相談したが、なかなか進展しなかった。1993年に「がん克服10ヶ年総合戦略」の一環として、“分野5.新しい診断技術の開発に関する研究”が、国立がんセンター東病院（National Cancer Center East : NCC）の森山紀之を総括研究者としてスタートすることとなり、「ヘリカルスキャンCTによる肺癌集検方法の確立」がNCC、NCC、

東芝、東京都予防医学協会、による共同研究が開始されることになった。東京都の予防医学協会は有料会員制の「東京から肺がんを無くす会」を設けて、ハイリスク者を対象に肺がん検診を実施しており、ヘリカル以前の豊富な臨床データを所有しており、ヘリカルスキャンの有効性評価にも最適であった。900Sを貸し出し、第一次共同研究計画が1993年9月1日から1996年8月31日の3ヶ年間実施された。1995年4月までに得られた1369件分の結果が1996年のRadiologyに報告され、肺がんCT検診の有効性が世界に発信された。撮影方法は被曝を考慮し120KVで低線量の50mA、20mmピッチで標準化され、読影および判定基準なども定められた。その後も自動診断や診断支援システム開発、多列検出器型CTによる肺がん検診、など、共同研究が継続している。車にCTを搭載した肺がん検診車による集団検診も実施されている。MSCTでは3断面の同時モニタが可能となり、針先を目的部位に到達させるのも容易になった。日本では肺検診へのCT応用は早くから着目されたのに対し、欧米においてはコンベンショナルX線フィルムの自動読影や自動診断の研究が主流であった。日本からの報告が一石を投じたことは確かで、その後の欧米からCTの肺がんへの適用と、有効性発表が多くなったが、一方で、被曝論議が話題となってきている。

(3) 肝臓・脾臓；腫瘍

胃がんについてほぼ横這い傾向であるのに対し、肝臓がんは肺に次いで顕著な増加傾向を示して来たが、1995年頃から増加傾向に歯止めがかかって来た。静脈内へ急速注入（ボラス・インジェクション：bolus injection）された造影剤は時間的経緯で3つの相に分けられる。肝臓には消化管等からの血液が流れ込む門脈、肝臓の栄養血管である肝動脈、これら血液が肝臓内の毛細血管網をへて肝静脈となる。静脈から注入された造影剤は心臓を通過して、冠動脈に至る流れと、消化管を経て門脈に至り、共に肝臓内の毛細血管網を経て肝静脈に出てくる。そこで、動脈優位相、門脈相、平衡相と、各相での造影剤の濃染状況変化が重要で、ラピッドシーケンススキャン、ダイナミックスキャン、ボラストラッキングなどの基本技術に応用し、撮影条件を含めて手技が大きく進歩した。静脈注入後肝臓には肝動脈経由で10から15秒程度で、門脈経由では1分前後でピークを迎える。その後も患部も含め色々な部位で造影剤の濃度は変化していく。肝臓全域でこの造影剤の濃度の変化が診断に極めて有益であり、肝臓全域を長時間撮影できることが望まれる。ラピッドシーケンススキャンは1スライス撮影するごとに天板を次の撮影位置まで動かして撮影することで、肝臓全域

をカバーするスキャン法である。連続回転スキャンによって、高速ラピットシーケンススキャンが可能となったが、スキャンは高速になっても、天板移動速度には限界があった。天板の高速移動では、駆動、停止の都度内臓が揺れてしまい、画質悪化要因となってしまうため、NCCの森山らから、スキャン中に天板を連続的に移動させる、すなわちヘリカルスキャンの早期開発要求が度々なされたが、諸般の事情から対応は遅くなった（既述）。

(4) 心臓

米国では全身用CTの主たる目標は心臓であり、バリアンのV-360-Sが小径スリッピングの連続回転型CTであったのも、心臓血管系が死因の約半数を占めていた米国の疾病構造からの市場要求であったと納得できる。スタンフォード大での心電同期スキャンの試みも評価できるが、時期尚早であった。心臓疾患には、X線アンギオグラフィがファーストチョイスとして定着し、電子ビームCTの登場までは、CTは心臓領域には不適とされた。心拍数60/分としても1秒間に心臓は拡張-収縮期が一サイクルしてしまうわけで、CTでは多数の心臓の拡張-収縮サイクルの投影データを集めて、心臓のサイクルの位相ごとに同じ位相での投影データを集めてやっと1枚の断層画像が得られることになる（レトロスペクティブ）。1976年の千葉大、スタンフォード大での心電同期スキャンを嚆矢とし、その後も試行されたが、1秒の高速連続スキャンまで実用域にはいたらず、MSCTの登場を待って、心臓領域へのCT適用が本格化することになる。CTが投影データの時間的、空間的連続性を確保できたことで対象として心臓も視野に入れるにはなったが、2次元の平面から、3次元の立体としてのデータ収集速度、すなわちボリュームデータ収集速度の高速化に向かうのは必然であった。

10-1-2 診断から治療・検診、複合システムの登場

放射線治療装置やコンベンショナルなX線装置、核医学装置などの組み合わせにて、それぞれのモダリティの特徴を補って診断・治療能力を向上させるような複合システムも登場した

(1) 治療計画（手術、放射線治療）

手術も放射線治療も、施術に先立って綿密な計画を作成してから実施される。手術は何時間にも及ぶが基本的に1回勝負であり、放射線治療は目的とする腫瘍を根治できるに足る放射線を照射し終わるまで、日をつけて実施される。共に、患部以外の正常組織への侵襲を最小に抑えるように計画される。

1) 手術：手術計画では三次元画像を利用して、どのように患部にアプローチするか、血管、神経等の走行状況が把握され、術前シミュレーションに利用される。術前に撮影したCT画像から三次元画像を作成し手術支援に活用されたが、頭の骨を開くと圧力が変化し患部が元の位置からずれてしまうため、これを考慮せねばならない。微妙な変化が手術の成否を左右することも少なくないため、手術室内でCT撮影を行う手術用CTシステムが開発され実用に供された。可動台車にCTを設置して可動台車毎に所定位置にセットしたり、退避させたりする脳神経外科手術用CTシステム（1990年信州大）や、設置されたレール上を自走するシステム（富山医科薬師大）などが開発された。

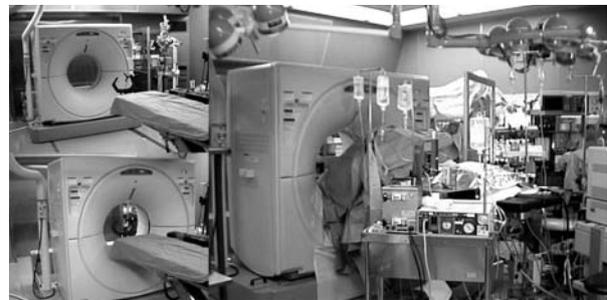


図10.1 自走式手術用CTシステム
（福井医科大学（1998年）：東芝）

2) 放射線治療：放射線治療計画では患部の治療に必要な放射線量の照射計画を作成する。色々な方向から放射線を照射して、患部の治療に必要な放射線を照射するが、患部だけに照射するのは不可能なので、正常組織の被曝も避けられない。CT登場以前から放射線治療装置とX線回転横断撮影装置（ATT）を組み合わせて、線量分布の作成や患者の位置決め用いられてきた。

ATTでは、原体撮影により体内患部の位置を把握でき、さらに放射線を患部に照射した時の体内各部の放射線分布も予測できた。ATT画像と、別に撮影したCT画像を光学的に重ね合わせて治療計画に応用する時代をへて、ATTに代わりCTを放射線治療装置に組み合わせた複合システムに発展していくことになった。

(2) 骨塩定量（BMS）、モデリング

整形領域での応用として、BMS（骨塩定量解析システム：Bone Mineral Study）、とモデリングが上げられる。BMSは骨組織を構成している骨蛋白と骨ミネラルがその構成比を保ったまま量的に減少する骨粗鬆症の診断用のアプリケーションで、CT値から骨塩量

を推定するが、シングルエネルギー法とデュアルエネルギー法があり、MRI画像を補正用を利用して精度向上する方法もある。患者と一緒に校正用の標準物質も撮影して、患者のCT値を校正して骨塩量を求めるアプリケーションである。

モデリングはCTの三次元画像から、事故や手術等での欠損部を補う目的で代替部を成型することで、三次元画像技術の発展で応用が拡大した。

(3) 車載

CTを車に載せたシステムも開発され、検診、救急災害等で利用されている。

10-1-3 他モダリティとの複合

(1) 放射線治療用CT

MRI台頭の1985年頃、CTの活路を模索していたが、MRIに無いCTの特長として幾何学的正確性があった。時としてビームハードニング、パーシャルボリューム等によるアーチファクトがこの正確性を損なうこともありえたが、この危険性は十分認識可能で、概ね信頼できた。放射線治療は人体内の腫瘍に放射線を照射して治療する装置で、患部にのみ放射線を照射して、正常組織には当てないように正確な照射が求められる。患部はそれぞれ、大きさ、形状マチマチで、治療に先立って、患部の治療に必要な線量を、どの角度から、どの程度、どの様に照射するか、等を計画する（前述、放射線治療計画）が、計画通り照射するには、人体を正しく治療装置に位置決めすることが必要である。CTを適用する前は、放射線治療装置と機械的（幾何学的）に同じ構造のX線位置決め装置を用いて透視像から、体表上に照射野形状をマーキングする方法であった。CTとX線位置決め装置との共通寝台を用いると、同一体位でX線透視およびCT撮影が行えるため、照射野にマッチした治療計画用CT画像が得られる。放射線治療計画装置にCT画像を転送し線量分布計算を行うことにより、より正確な治療計画も行える。CTでは深さ方向の位置情報も利用できる。治療装置とCT機能を一体化した装置（トモセラピー；2003年米国）が近年発表されている。

中村譲らは、Pfizer/AS&Eのモデル450に光学的位置決め装置（Optical Positioning Aparatus:OPA）を組み合わせて、ビームポインタシステム（patient Beam Positioning System:BPS）⁽⁴⁾ 成る治療計画用CTシステムを構築し運用し、以下に述べるSCT-10の開発に影響を与えた。

1) 島津製作所は、治療専用CTとして、1983年に東京大学付属病院に、1987年には北海道大学と京都大

学に納入している。前者は世界初の治療の位置決め直接CTを応用したものであった。後者はCT画像を利用して照射野形状を決定してマーキング行うもので⁽¹⁾、CTシミュレータCTS-10のプロトタイプとなった。

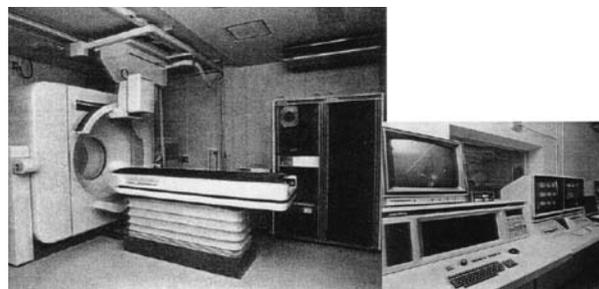


図10.2 世界初放射線治療専用システム⁽¹⁾
(SCT-10 (1987) : 島津)

CT本体はSCT-2500Tに、治療計画用に2台の大型モニター（20インチ、1024ライン）、治療用フラット天板、天井吊走行Cアームのレーザ投光器の構成に放射線治療計画装置とのオンライン接続など、放射線治療計画にリンクした患者体表への照射野マーキングを行う放射線治療専用システムであった。

2) YMSは1990年にR/Tマーカ（9800/PC9801RA）を国立がんセンターと神戸大に納入した。X線シミュレータを不要化し、ターゲットと照射野をフィルム化し、患者位置情報渡し方式であった。

3) 東芝は1994年ヘリカルCT（Xforce/SH）を用いた世界初の三次元放射線治療計画ソフトウェアを組み込んだCT-Portを国立がんセンター東、富山医科大学と共同で開発した。

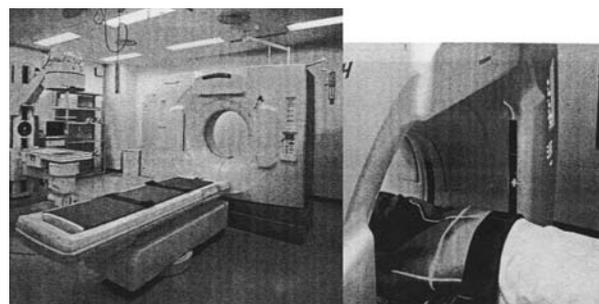


図10.3 世界初ヘリカルCTによる放射線治療専用システム⁽²⁾（国立がんセンター東病院（1994年）：CT-Port、東芝）

1994年にはコンパクトなヘリカルCT（Xvision）によるCT-Portが商品化された。同時に重粒子線治療の位置決め用の立位CTが放射線医学研究所に納入された。

治療用寝台との共有寝台に加えCT装置を移動可能な自走式とするシステムも開発された。自走方式

手術室用としてパレット台車に搭載し移動可能としたシステムから発展し、室内にレールを設置し、レール上を安定高精度に移動可能としたもので、複合システムに適用された。

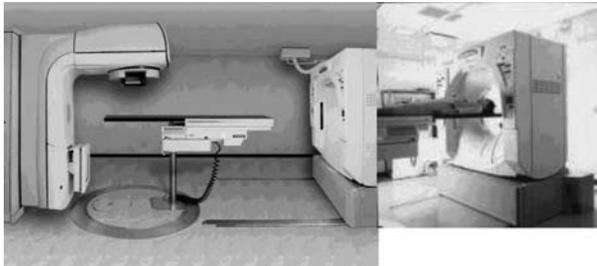


図10.4 治療寝台共用型位置決め自走CTシステム (福井医科大学 (1999年) : 東芝)

(2) IVR-CT

コンベンショナルなX線装置も技術革新が進み、造影剤を注入しつつ心臓血管をX線透視観察する技術が進歩している。事前に採取したマスク画像と、時時刻々変化する透視像をサブトラクションした画像を視聴できる技術 (DSA : digital subtraction angiography) も開発され、X線透視下で血管から針やカテーテル (ストロー状の管) などを用いて画像誘導下にて実施される診断および治療行為であるインターベンショナルラジオロジー (Interventional Radiology:IVR) が普及し、CTとの複合システムが求められた。肝腫瘍の治療を精度良く安全に実施することを目的にIVR-CT/Angioシステムが開発された (1992年)。マルチスライスCT (Aquilion) との組み合わせも自走式で1999年に実用化された。血管造影用のX線撮影装置とCT架台を直線的に配置し、X線とCTの共通寝台をスライドさせることで、数秒で両方の検査に移行することを可能としたものである。その後、X線撮影装置にCアーム (X線管とII管を搭載した、形状がC型の支持器) を採用し、CアームとCT架台の自走退避を可能としたシステムも開発され、多用途に検査を施行することが可能となった。

(3) PET-CT

PET (ペット) のPはポジトロン (陽電子)、Eはエミッション、Tはトモグラフである。陽電子は原子核から放射されると、すぐ近くの電子のどれかと合体して両者とも消滅し2本のガンマ線に変わる、このガンマ線は消滅放射線と呼ばれ、電子の質量に相当するエネルギー (511Kev) を持っている。この2本のガンマ線はお互い正反対の方向に飛び出すことで患者を挟んで検出器を対抗配置すれば、原子核の存在位置を割り出すことができる。がん患部に選択的に集まる放射線標識を人体に与えて、集まった放射線標識から放射さ

れるガンマ線をPETで計測し画像化することが出来るが、この画像だけだと人体のどこか判らない。そこで、マルチスライスCTと組み合わせ、PETとCTの画像を重ね合わせ (fusion) て、三次元的に標的が集中した場所を観察できるようにPET-CTを開発した。癌診断における有効性が大いに期待されている。

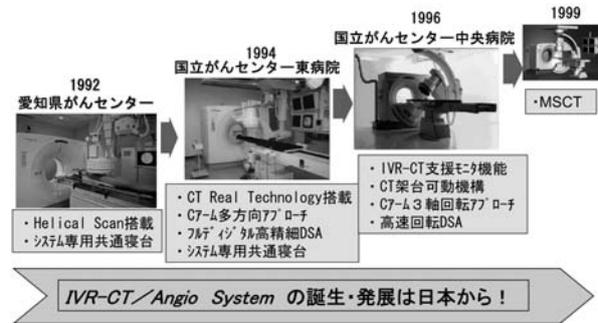


図10.5 IVR-CT/Angio Systemの変遷

(4) 一般X線撮影兼用CT

CTが医療現場において必要欠くべからざる装置として広範囲に普及したが、従来から使用されていた一般撮影装置を全廃するには至らず、CTを使用するに及ばず一般撮影で十分なケースや、むしろ一般撮影装置の方が有効であるケースも多い。そこで、診療所や規模の小さな医療施設では、スペース面での制約や経済性から、一般撮影にも対応できるCTが望まれていた。島津製作所は、この市場要求に応じて、世界初の一般撮影も可能な2管球対応型CTとしてSCT-4800T (愛称INTELLECTシリーズ) を1993年に開発した。

一般撮影用とCT撮影用のX線発生源として、CT用の30kHzの高周波インバータ式高電圧装置が共有され、CT用寝台にはX線フィルム用カセットが内蔵された。

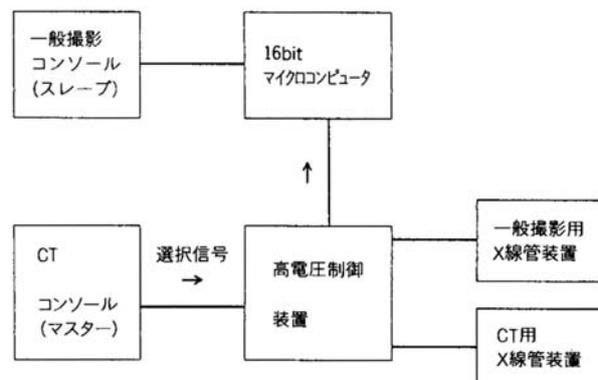


図10.6 一般X線撮影兼用CT-X線制御ブロック図^③ (SCT-4800T : 島津)

X線管球保持装置として、天井走行型、天井走行/床走行型、フィルム撮影台にブッキースタンド、ブッ

キーテーブルなど、一般撮影装置としての組み合わせが可能であった。CT室と一般撮影室間での患者の移動も不要となり、一般撮影の必要性の高い救急分野では特に評価された。また、設置面積25㎡以下、架台重量1000kg以下、高所階のビル診療所へ搬入、設置も考慮され、小型、軽量化がなされた。

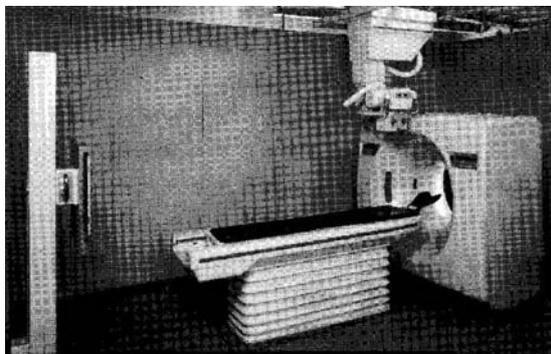


図10.7 一般X線撮影兼用CT[®] (SCT-4800T：島津)

10.2 X線CTに伴って拓かれた世界

既に述べたようにCTはコンピュータの登場によって実現したが、CT実現に要する科学技術は極めて多様であり（強電、弱電、機械、制御、物理・化学・数学・・・）、その後の驚異的發展はこれら多様な科学技術の発展成長によって齎されたものである。逆にCTの発展が関連技術の発展を促した面も大きい。CTが切り拓き、CTを越えて、成長発展した分野も存在する。

10-2-1 デジタル臨床画像（表示、フィルミング、管理）

CT以前にも、X線TV、サーモグラフィー、超音波、核医学、等々医療画像は結構多いが、デジタル画像としては、核医学画像程度であった。CTやMRIの普及にともなって、CTとMRIの画像のフィルミング、蓄積保管と再利用する技術が急速に進化し、デジタルの登場で、コンベンショナルなX線フィルム画像もデジタル化され医療画像情報システムに発展していった。EMIの最初の画像は80マトリックスであったが、これが、性能向上にともなって、160、320、512、1024マトリックスとなっていく、最初はポラロイドカメラでハードコピーされ、5インチの大きなFDで管理された。そのうち、テンポラルな保存は磁気ディスクカートリッジに、パーマネントファイルには大型磁気テープが使われた。磁気テープ時代は長く続いたが、12インチ光ディスクに、それからCD、MO、DVDと常に最新の記録媒体に変化してきている。当然この間でのテンポラルファイルは磁気ディスク装置が主流であっ

た。CTの普及と共に、撮影のオーダーリングから撮影データの依頼元への送付を含めて、運用システムも発展して行き、他のモダリティの医療情報も統括管理されるようになっていく。この時、医療画像を扱うPACS（Picture Archiving and Communication System for Medical Application）として標準化が進められ、X線フィルムにCT画像をハードコピーする装置であるマルチフォーマットカメラにデジタルデータを出力するためのフォーマットやプロトコルが標準化され、さらに、米国放射線学会（ACR）と北米電子機器工業会（NEMA）が開発したDICOM（Digital Imaging and COmmunication in Medicine）がCT、MR、などの医療画像情報の国際的コミュニケーションルールとして規定され、異なるメーカーの機種間でのデータ転送も可能となって来た。

10-2-2 3D計測と3D応用

脳外科医は手術に先立ち、患者の脳血管の走行状況を綿密に把握し、シェーマにし、患部にどのような経路でいかにして至り、その過程での処置などを、頭に叩き込んで、手術に臨むとのことで、沢山のCT断層画像によって作られた3次元画像は極めて有効であると評価された。

ヘリカルスキャンによってZ軸方向の連続性も得られ、3D技術も向上したが、X-Y平面の分解能とZ軸方向の分解能が、異なること、ヘリカル画像が補間データによる合成断面像であること、などから、3D画像構成単位であるボクセル品質には問題があり、円筒状の血管が扁平状になってしまう“きしめん現象”や、なめらかであるべき表面が“でこぼこ”、“ぎざぎざ”であったり、途切れたり、色々な不具合が示されたが、コンピュータグラフィックス技術も導入され、3Dはこんなものだけの風潮は日々解決された。900Sでは高速のIPを有しており、リアルタイムの高速断面変換（MPR）が可能であったが、3次元表示技術は未成熟で、昨今のバーチャルイメージングで見られる画質には程遠く、お遊び程度にしか受け取られていなかった。前述のシェーマ作成等、臨床応用面での有効性が示唆される局面に直面することによって、3Dの重要性が認識され、開発も促進された。3D画像は重要情報をそぎ落とす恐れもあり、断層画像の質的向上と3D技術の向上の2輪がバランス良く発達する必要性があり、CTは高速、高精度（マルチスライス）のボリュームスキャナとして、3D処理は専用のワークステーションとして発達していくことになった。3Dの詳細は専門書によらねたい。

10.3 CTと被曝

CT装置は放射線検査装置に比較して1検査あたりの患者被曝線量が非常に大きい。国際放射線防護委員会(ICRP) 勧告87によると、放射線検査の総数に占めるCT検査数の比率は高々5%だが、実効線量による比較だと34%に激増する。先進国における2003年時点での人口100万人あたりのCTの数は約10~30台(OECD "health Data2006")程度だが、日本では90台(OECD "health Data2006")を超えている。しかも、ヘリカルCT、マルチスライスCTなど、装置の高度化にともなう、1検査あたりの撮影範囲の広範化や、血流時相に応じての複数回撮影、さらに、かつては適用外であった心臓領域にも適用され、適用領域拡大、検査件数増加、など、CT検査の被曝は増加傾向にある。日本の医療被曝が先進諸国に比して数倍多いと言われているが、原因はCT検査であると言える。医療行為は特別な教育訓練を受け、国家試験に合格した有資格者のみに許された行為であり、CT装置の運用も有資格者(医師、放射線技師)に委ねられており、医師の判断と指示の下に実施されることになっており、患者ははじめ受診者が被曝について神経質になることはないが、その分、医師をはじめ医療従事者はCTの医学的効用と被曝に対する真摯な配慮が求められる。放射線被曝による障害に付いて、最小限の解説に留めるので、関心のある方は専門書を参照されたい。放射線被曝による障害は、閾値を超えて被曝すると障害が出現する(1)確定的影響、線量の大小に関わらず障害が出現する可能性のある(2)確率的影響の2つに分けられる。確率的影響は夫々以下のように評価単位が異なり、線量も様々の定義がある。

(1) 確定的影響：発ガンと遺伝的影響を意味し、放射線の種類やエネルギーに依存する。

- ・吸収線量(グレイ：Gy)で評価する。
- ・組織(1回照射：数Gy、分割照射：500mGy)
- ・生殖腺(一次不妊：150mGy、永久不妊：2.5~6Gy)
- ・水晶体(混濁：2~10Gy)
- ・骨髄(造血機能低下：500mGy)

(2) 確率的影響：吸収線量を二重に荷重した実効線量で評価する。これら線量の定義を以下に列記する。

①吸収線量(D_T)：一般的に各組織・臓器における線量は吸収線量で評価され、単位質量あたりに吸収されるエネルギーとして定義される(J/Kg)。特別単位はGy

②等価線量(H_T)：各組織・臓器における平均し

た吸収線量 $D_{T,R}$ と放射線荷重係数 W_R の積と定義されている。組織Tの等価線量は $H_T = \sum W_R \cdot D_{T,R}$ で与えられ、単位はJ/kg、特別単位はシーベルト(Sv)。光子における放射線荷重係数はエネルギーに拠らず1のため、CT領域では等価線量と吸収線量は等価となる。

③実効線量は相対的な放射線感受性を表す組織荷重係数 ω_T を重み付けし、全身全ての組織・臓器について合計した値。 $E = \sum (H_T \cdot \omega_T)$ で定義される。

引用・参考資料

- (1) T. Nishidai, Y. Nagata, M. Takahashi, M. Abe, N. Yamaoka, H. Iashihara, Y. Kubo, N. Ohta, C. Kazusa, CT Simulaor : A New 3-D Planning Simulating System for Radiotherapy: Part 1. Description of System, I. J. Radiation Oncology Biology Physics, Vol. 18, No. 3, 499-504 (1990)
- (2) 荻野 尚、森山紀之：CT Port (ヘリカルCT放射線治療計画システム)の有用性、メディカルレビュー、Vol.9、No.2、32-38 (1995)
- (3) 奥村義孝、佐藤行雄、桑原 博：全身用X線コンピュータ断層装置 SCT-4800シリーズ、島津評論 Vol.51、No.1・2、41-44 (1994.9)
- (4) 中村 譲、飯沼 武：放射線治療計画用CT。(In) 松田忠義編著：放射線治療とCT、p55-63、秀潤社 (1982)
- (5) Kutsutani-Nakamura Y, Endo M, Murakami Y, Shishido F, Iinuma TA, Tsunemoto H, Ohshima M, Inoue m: Patient beam positioning system. (In) Umegaki Y edited: Computers in Radiation Therapy (Proceedings of '7th International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Kawasaki and Tokyo, Sep. 22-26, 1980), p357-361, Japan Radiological Society, Tokyo, 1981.
- (6) Endo M, Nakamura Y, Shishido F, Iinuma TA, Murakami Y, Inoue M, Ohshima M: Field positioning system using CT-images. Proceedings of 3rd Symposium and Technical Aspects of Transmission and Emission Computed Tomography jointed with 7th ICCR, p20-21, Sep. 26-28, (1980), Tokyo.
- (7) 中村 譲、遠藤真広、飯沼 武：放射線治療計画専用CT。映像情報、13 (3) :130-134、(1981)
- (8) Tsunemoto H, Murakami Y, Nakamura Y, Endo S, Maruyama T: Treatment planning system for Fast neutron therapy at NIRS Hospital. (In) Burger G edited: Treatment Planning for External Beam

- Therapy with Neutrons p208-212, Urban & Schwarzenburger, Munchen- Wien- Baltimore, (1981)
- (9) 中村 譲、飯沼 武、恒元 博: 放射線治療とCT. 第13回放医研シンポジウム「医療のための画像工学-最近の進歩と将来展望」報文集、p171-183、(1981) 11.5-6、放医研
- (10) Kutsutani-Nakamura Y, Endo M, Iinuma TA, Tsunemoto H: Radiotherapy treatment planning and patient beam positioning system using CT images. Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, p27.28, (1982) Hamburg.
- (11) Endo M, Kutsutani-Nakamura Y, Murakami Y, Shishido F, Iinuma TA, Tsunemoto H, Inoue M, Oshima M: Patient beam positioning system using CT images. Phys. Med.Biol. 27 (2) : 301-305, (1982)
- (12) 中村 譲、遠藤真広、飯沼 武: CTを用いた放射線治療計画用ビームポインタシステム. 医用電子と生体工学、21 (3) : 22-29、(1983)
- (13) 青木芳朗、中村 譲、古川重夫: 放医研beam pointer system (BPS) を利用した脳腫瘍の放射線治療経験. 放射線治療システム研究、1 (2) : 137-144、(1984)

11 | 系統化とまとめ

誕生前夜から現在に至るCTの変遷について、史実を中心に装置と技術の視点で、折に触れ技術の系統化をまじえて述べてきたが、本章では技術の系統化として総括すると共に、将来に向けての課題やビジョンについて述べる。

11.1 ニーズとシーズ

人体の解剖時に臓器を目の当たりにするように、人体内部を観察したいという、願望が昔からあったが、レントゲン装置と言えども、人体を透過したX線がフィルムに感光して現れる画像は、言わば影絵であった。切り刻まねばわからなかった人体を損なうことなく、生体のままで内部構造を正確に知る方法であったということでCTは画期的であった。頭骨で覆われた脳実質が生きたまま観察されたことによる驚愕が、医療技術の一大革新の引き金となったわけである。医学会にあってはレントゲンの発見以来の革命的出来事であったと言っても過言ではない。

CTはシーズ先行商品と言われることが多いが、ニーズが早すぎて、シーズの揃うのが遅すぎた、あるいはシーズが揃っているのに気付かなかった、というのが本当のように思う。ラドンの定理とコンピュータがキーワードであるが、高橋信次もハンスフィールドも共にラドンの定理を知らなかったとのことである。高橋信次は古くからのニーズを満たす努力をして、頂上直下に到達して足踏みしたが、ハンスフィールドは本来のニーズとは別にコンピュータで画像復元をやり遂げてしまった。CTがシーズ主導と言われる由縁もこの辺りにありそうである。

頭の中の画像だけで脳神経外科医にはショックを与えたにもかかわらず、放射線のプロの関心と呼ばなかったが、治療と診断の立場の違いによる一寸したニーズの差によって、感度に差が出たのであろうか。

昔からあった願望は大きすぎて、その一角が叶えられても、その実現に気づかなかったとも言えよう。

ニーズは物事のはじめではあるが、ニーズの受け止め方、理解の重要性をつくづく感じると共に、受け止める感性と環境の重要性も感じる。

社会の発展にはシーズとニーズの関係が言及されることが多いが、ニーズは単なる必要性だけではなく、願望、夢、欲、と人間本来の本性から湧き出た、滲み出た、埋もれていた、など、具体性の乏しい、実現性

の薄い、あるいは、はるか将来の物語、ともいえる、得体の知れない物事でもある。直近でいえば、携帯電話、人工衛星、が最たるものであろうが、これらも、われわれが生まれたばかりの頃は夢物語であった。

CTはこれに相当する夢物語であったが、突然、実現されてしまった。この願望を叶えるべく努力していた幾多の専門家を差し置いて、それまでは縁も所縁も無い、門外漢によって、この夢は叶えられてしまった。新しいシーズに熟知し、シーズの活用方法を探索していた、シーズの専門家であった。すなわち、CT発明者のハンスフィールドは医療には全く無関係であったが、コンピュータ応用の専門家であった。高橋信次は人体の断層画像どころか人体各部の放射線分布という三次元情報取得まで到達していながら、CTには到らなかった。

その道の専門家（プロ）が抱く願望や夢は、叶えられていくものであること、但し、プロであるが故に、その実現に必要なシーズに疎く、達成のために茨の道を歩んでしまうのではないだろうか。

追従してCT開発した初期の企業はコンピュータ応用を得意とする企業も多く、ジョージタウン大のレドレイもコンピュータのエキスパートであった。ところが、得意分野のシーズの応用先を見つけて新規事業として参画した多くの企業は、徐々に消えて行き、ニーズに最も近い立場にあって、長く医療用X線装置を造ってきた大手の医療機器企業が生き残っている。現在のCTのメインプレイヤーは、GE（アメリカ）、シーメンス（ドイツ）、フィリップス（オランダ）、東芝（日本）であるが、すべて医療用X線装置の老舗であった。CTの突破口が一旦見つかり、市場に近く、より広く、より深く、ニーズを知る立場にいる企業が本領を発揮して事業的成功を納めることになった。医療装置には、造るのにも、使うのにも、法的制限があり、人に用いることができるのは、医師とか診療放射線技師などの有資格者だけである。装置の評価や改良には顧客でもある医療機関との連携が必須であるから、古くから顧客と交流のある大手医療機器企業が俄然有利になるのは当たり前であろう。そして、これら大手企業にとって医用機器事業は領分のほんの一部に過ぎず、保有している幅広い、最先端のシーズをCTに振り向けるのも容易であるように思われるが、実際には、CTで必要とされるシーズと技術水準は、半端でなく、各社で事情は異なるが自前で賄いきれず社外に依存せ

ねばならないシーズも多かった。

医療装置と言えば、昨今ではMRI、PETなど大型装置も多いが、CT登場以前は大型装置と言えば、核医学装置やX線診断装置を含む放射線装置で、大手電気メーカーが主役で、医療現場からのニーズに応じてX線断層撮影装置の研究開発に勤しんでいたが、門外漢のトンビであるEMIに油揚げを掻っ攫われてしまったことになる。市場を熟知しているつもり大手企業はEMI程度の装置では市場には受け入れられないであろうと考え、市場からの予想外の反響に困惑したことであろう。専門領域であるが故に、CTの偉大さに気づかなかったか、誤判断していたのかもしれない。撮影に4分30秒も患者を静止させねばならなかったことも、当時の大型医療装置の価格常識（1千万どまり）を覆す破格の値段（億円単位）であったことも、常識はずれではあった。

第二世代CTまでは巷のシーズをかき集めて商品化は可能であったが、それ以降は、ニーズを満たすために、前代未聞の熾烈な開発競争が展開され、競合各社を出し抜くために、いろいろなアイデアに基づく多様なCT装置が出現した。初期に登場したアイデアの中には現在にも通じるものが多く存在しているが、必要なシーズが揃わずに日の目を見なかったり、シーズが未成熟で、実用域に及ばず受け入れられなかったりしたものも多く、シーズの成熟、発展に伴って、後年に再び脚光を浴びる例も多かった。今日のCTの隆盛に関するエピソードメーカーなシーズ、ニーズについて、散漫とはなるが、系統化の視点で簡単に触れたい。

T-R方式とR-R方式などCT成長の立役者

CTが日の目を見たのは、コンピュータの存在と、この活用方法を探索していたコンピュータ応用の専門家によるものであるが、コンピュータ以外の必要なシーズが揃っていたことも支えとなった。特に核医学分野で発達してきた、シンチレータと検出器技術の存在価値は大きかった。第二世代から先に進むには、シーズの発掘と育成が必要とされ、前代未聞の開発競争が演じられ、R-R方式の成功によって、現在のCTの隆盛がもたらされたと言えるが、これはXeガス検出器で多チャンネル検出器が実現できたおかげであると考えられる。

R-R方式が世界標準として定着するまでに、幾多のアイデアが生まれ試され、消えていったが、「より速く」「より綺麗に」「より簡単に」「より安全に」のニーズは留まること無く、更なるCTの成長と発展を促し、一時は消えていったスリッピングや、シンチレータ、電子ビーム、などが見直され、新しいCTを生み出してきた。これらはCT成長の立役者と言えよう。

CTの登場は放射線診断学の革命と、ヘリカルの登場はCTルネッサンスと言われた。それぞれ、コンピュータとスリッピングの存在によって実現された。

このように、立役者であるシーズの誕生と進化がCTを飛躍させて、ニーズ達成に寄与しており、見方を変えると、飽くなきニーズの追求がシーズを育てて来たとも言える。

願望から実現したCTではあったが、登場するや、具体的ニーズが形成された市場から市場ニーズとして表面化し、当初の人体の断層画像追及のニーズは3次元、リアルタイム、動画と、時代と共に、際限なくそのレベルを高め、今なお更なる進化するCTを求めている。

これから登場する立役者に期待している。

コンピュータ、ほか科学技術の恩恵

CT固有のシーズに着目しがちであるが、現代社会に様々な恩恵を齎した、コンピュータや半導体に代表されるエレクトロニクスや情報処理技術の目覚ましい発展の恩恵にCTは直接浴しており、CTの更なる発展もこれらの継続的発展を前提としている。

CTが登場した当時、やっと研究室用の小型コンピュータからミニコンが普及し始めた頃で、高橋信次が回転断層撮影装置の研究に没頭していた当時は、コンピュータそのものが夢物語で、デジタル化はもちろん、コンピュータの概念が存在していなかったはずである。繰り返すが、CTの登場に決定的役割を演じたのはコンピュータであったことは事実だが、その後のCTの成長発展も、コンピュータを中心とする情報処理技術、これを支えるエレクトロニクス技術、半導体技術、さらに、化学技術を含む材料技術、加工技術、製造技術、等々の進歩、などによって齎されたものといえる。

電子ビーム

今現在医療被曝も話題になっているが、日本電子のJXVは最初から低被曝を標榜していたが、X線をピンホールで絞る方式のため、線量不足の感を否めず、パワーアップできればその後も変わったかも知れない。日本電子の社内事情で継続開発を断念したが、提唱されたUCTはCVCTとして実現された。また、JXVのX線マイクロビーム発生器はEBTを経てフライイングフォーカススポットに繋がっていると考えるのは、考えすぎであろうか？マルチX線ソース時代には電子線走査方式が再脚光を浴びることもありえるのでは無いだろうか。マルチエネルギー応用など、夢物語であろうが、X線そのものが立役者になる時代が待ち遠しい。

ボリューム、3D

MSCT登場以前は1スキャンで1スライスが普通であ

ったが、最初の装置では1スキャンで2スライス撮影されていた。DSRはMSCTを超えたボリュームCTであって、拍動する心臓を三次元で捉えることを狙って、リアルタイムのボリューム撮影、動態観察など、当時としては、途方も無い願望を叶える努力であった様に思える。ボリューム、マルチX線ソース、マルチディテクタ、エリアディテクタ、など、ありとあらゆるシーズをかき集めてのチャレンジであった。その後のCTの開発の歩みはDSRの願望を叶える努力であったと言えるほど、DSRに込められた願望は大きかった。

頭部の2次元断層画像を得ることから始まったCTも、今や3次元画像を扱うボリュームCTとなり、しかもリアルタイムで動画観察まで可能になりつつあり、DSRの夢もやっと叶えられつつある。

放射線治療の分野では、CT登場以前から3次元情報のニーズとそれに応える努力がされており、高橋信次は廻転横断撮影法の応用として原体撮影法を完成させているが、積層フィルムには断層画像がボリューム情報として、各フィルムには対応する断層画像が記録され、MSCT、ボリュームCTの原点ともいえる。放射線治療分野ではCT登場後もしばらくATTが用いられた。

これを発展させた放射線治療における原体照射法は、2003年に米国で開発されたCTと放射線治療装置の機能を併せもつ装置であるトモセラピーのルーツともいえる。DSRでのボリュームの概念は有名だが、原体撮影と原体照射はもっと知られて良さそうだし、トモセラピーがもっと早く実現されても良さそうに思うが、一時、対癌療法として薬物療法が脚光を浴び、放射線治療が斜陽化してしまったのが一因であろう。

願望か目的か、少なくともこれらを何とか叶えるための行為によって、シーズが活かされる、あるいは役に立つシーズが集められる。

「より綺麗に」「より速く」「より簡単に」「より安全に」はCT登場直後と変わりは無いが、対象が2次元断層画像ではなく、3次元の立体画像の、しかもリアルタイムの動画像に変わっている。夢が叶えられ、次なる夢が膨らんで来たわけであり、実現も時間の問題のレベルに迄到達している。すでに新たな夢が描かれているはずであり、ひたすら夢を叶えるのに必要なシーズの、種蒔き、育成、収穫、評価のサイクルが回っていることであろう。

スキャン速度が速くなればなるほど、単位時間あたりのX線出力を増やす必要があるとともに、データ収集系の高速化、高性能化が必要である。単位時間当たりの情報量もますます増えるため、前述のようにコンピュータを中心とした情報処理技術、半導体を中心と

する電子技術、材料技術、等々の更なる進歩が同期していることが前提になろう。

11.2 医療用装置としてのCT

脳血管疾患が最大死因であった本邦にあっては、脳外科に於ける強いニーズに応え、損害保険の余剰金によって、一気に脳外科を有する国公立大学医学部に大量導入された。先進諸外国から見ても驚嘆すべき、迅速な大量導入によって、CTの優れた効用が一般社会に速く認識され、市場の急成長が齎された。輸入で始まったCT産業だが、独自開発で国産化も進められ、CTの発展に重要な役割を果たしてきている。

CTも普及し技術的閉塞感の出始めた1980年代に2匹目のドジョウとも言えるMRI装置の有効性への期待から、市場も企業もMRIに向かった時、日本で生まれた連続回転CTは二次元の断層画像から時間的、空間的に連続する投影データに基き、ボリュームCTと言う新時代の扉を開き、ひたすら三次元透視CTの夢に向かって鎬が削られている状況にあった。

繰り返すが、EMI-CTの登場と共に勃発した、20社以上に及ぶ、熾烈な世界的開発競争も、1980年前後には収束に向かい、今現在もCTを供給しているのは、GE（アメリカ）、シーメンス（ドイツ）、フィリップス（オランダ）、Neusoft医療（中国）、これに日本の東芝、日立、島津の7社だけであり、日本企業の健闘ぶりが窺える。CTは医療用診断装置であり、かけがえの無い人間の健康と福祉に関わる装置であり、家庭電器、一般産業機器とは趣を異とし、国家の医療行政などに深く関わるため、各国での装置普及と市場形成は異なってくる。

本邦に於いては、前述のようにCTの効用に対する迅速で広範な認識により、早期に医療保険制度（昭和53年）に組み込まれ、医療従事者、国民共にその効用を早い時期から享受できた。これにともなって、早い時期から、日本企業の得意技である小型・軽量化・低価格化が進められ、世界に先立って普及機が開発され、なお一層、普及が促進された。日本は据付台数ベースでは世界最大の特異な市場ではあるが、本邦の疾病構造にともなう市場デマンドを受け止められる有力な国産企業が存在し、医療従事者、患者は勿論、国民はその恩恵に浴しているといえる。諸外国によっては医療費抑制策として、高額医療機器の導入制限が行われ、CTの普及速度は遅く、企業の存続も阻害された。各国の疾病構造は国状で大きく異なり、例えば1975年当時は日本での最大死因は脳血管疾患であったが、米国

での死因の約半分は冠動脈疾患であった。米国ではCTよりも、冠動脈撮影装置や、ペースメーカーなど、循環器方面に投資が向かい、心臓用の超高速CTが生まれたのも当然である。

CT導入当時のわが国の死因別死亡率第1位は脳血管疾患（食生活の改善指導等の様々な努力の効果もありすでに、減少傾向を示してはいたが）であったが、現在では悪性新生物、心疾患について第3位にまで下がっている。この減少にはCTも寄与していると考えても良いであろう。例えば、脳梗塞と脳出血の早期鑑別診断、脳動脈瘤の早期発見等々、CTの貢献が考えられる。日本では、脳血管疾患が減少に転じ、悪性腫瘍の増加に対して、CTの活躍が期待され、さらに生活習慣の変化によって、今や、循環器疾患も増加傾向にあり、ボリュームCTの活躍が期待できる状況にある。

11.3 課題と新たなビジョン

マルチスライスCT時代の到来によって、従来心臓疾患に対する診断に多用されて来た冠動脈造影装置に代わってCTがファーストチョイスされる傾向にある。

心疾患攻略に向けての技術開発に各社鎬を削っているが、更なる高速データ収集を可能にするスキャン方式、利用X線スペクトルの多様化等々心疾患対応に向けた努力が継続されよう。三次元立体透視に向かって努力が続けられているが、次なる夢はCT値精度の向上であろう。水を0、空気を-1000とするCT値は、目安に過ぎず、腫瘍と正常組織の弁別、血管壁とプラーク（血管壁に付着したコレステロール類）の性状等、CT値の精度向上が齎す効用は甚大であろう。このた

めにはX線エネルギーのスペクトルの活用に踏み込む必要があり、造影剤も含めシーズの画期的進歩を期待したい。まだまだ願望であろうが、思い描くことが進歩発展の第一歩と信ずる。

3次元立体透視の実現に続けて、バーチャル手術の実現化など、ほかの医療装置との組み合わせによる診療行為の革新も期待でき、夢は夢を呼ぶので、誇大妄想の誇りを受けかねない夢は、心に中に留めて置くのも良識であろう。

忘れてはならない重要な課題として、診断支援と放射線被曝があげられる。ヘリカルスキャン、MSCT、と装置革新が齎される度に情報量が激増し、人間の処理能力の限界が叫ばれたが、医師の診断や治療を支援して、リスクを減らす方向に技術開発が向うことになる。究極は自動診断であろうが、最終意思決定が医師に委ねられた診断の支援の域であって欲しいと願うのは、技術者らしからぬ感傷であろうか。

コンベンショナルなX線撮影が一瞬であったのに比較してCTの検査時間は長く、照射X線量も比較にならない位多くなっており、医療被曝が問題視されているが、CTによって齎される効用は極めて大きく、盲目的に被曝を忌避せず効用とのバランスにて適正な活用が図られるべきと考える。一方、日々の努力を要する永劫のテーマでもあるが、医療被曝の低減に向けての一層の技術的進歩を期待したい。

引用・参考資料

- (1) 松田忠義編著: 放射線治療とCT、原体照射法、P72-76、(1982) 秀潤社

12 | あとがき・謝辞

CTルネッサンスとも言われるヘリカルに焦点を当てて登場以来現在までのCTの成長を追った。

技術史的には、CT登場直後の1970年代は競合各社の熾烈な生存競争と豊富なアイデアの登場の時代、1980年代は他モダリティー（MRI）の台頭によるCTの生き残りを掛けて、複合システムを含む活路探索の時代、1990年代はヘリカル登場によるトンネル脱出と将来に向けての明確なビジョンに向かった時代、2000年代はMSCTの時代、と大きく4つに区分できるが、本書ではヘリカル以前を6章に分けて、史実を中心に技術の系統化をまじえ概説した。但し、各章で共通する技術については分断されるのを防ぐため主要な章で取り上げた。工業用CTや、コンベンショナルなX線装置から進化してきているコーンビームCT、この系列で急成長中の歯科用CTなどは触れなかったが、今後はこれらを含め注目していくべきであろう。

本調査では、力量不足を痛感させられたが、調査するチャンスを得たことに感謝している。

今回、系統化調査、所在調査を進めるにあたり、工業会、メーカー各社、ユーザー、など各方面の関係各位から多大のご協力を賜った。所在調査票の作成・提出や多くの貴重な資料のご提供などで下記の方々に、特

にご面倒をお掛けしご協力を頂いた。心から感謝申し上げる。紙数の都合で施設名、ご芳名のみとし敬称を略させて頂いた。なお、ご提供頂いた資料は膨大で、今回取りまとめた報告書には紙数の関係でごく一部しかご紹介できず、ご提供頂いた方々には、折角の資料を活かせなかったことをお詫びし、お許しを乞いたい。

放射線医学総合研究所（舘野之男、飯沼 武、小池 功一）、弘前大学（阿部由直、西澤一治）、日本放射線技師会（西條比呂明）、藤田保健衛生大学（片田和廣、安野泰史、辻岡勝美）、自治医科大学（田中 修）、埼玉医科大学（中村 謙）、(株)日立メディコ（高木 博）、(株)株式会社島津製作所（井上 清）、GE横河メディカル(株)（八幡 満）、(社)日本画像医療システム工業会（牧野純夫、栗原重泰、芋川康史）、シー・エム・エス・ジャパン(株) 芦野靖夫、東芝電子管デバイス(株)（山田大介）、東芝医療用品(株)（石井泰則）、Varian Medical System,Inc（ゲリーN.岡本）、東芝メディカルシステムズ(株)（斉藤清人、東木裕介、佐多信吾、内蔵啓幸、本庄康二、大久保優、廣瀬雅一、山田信雄、山田和彦、林原 良、中村聖司、坂根定明、阿部 武、松林孝之）、古川健彦、渋川秀三、阿部勝英、

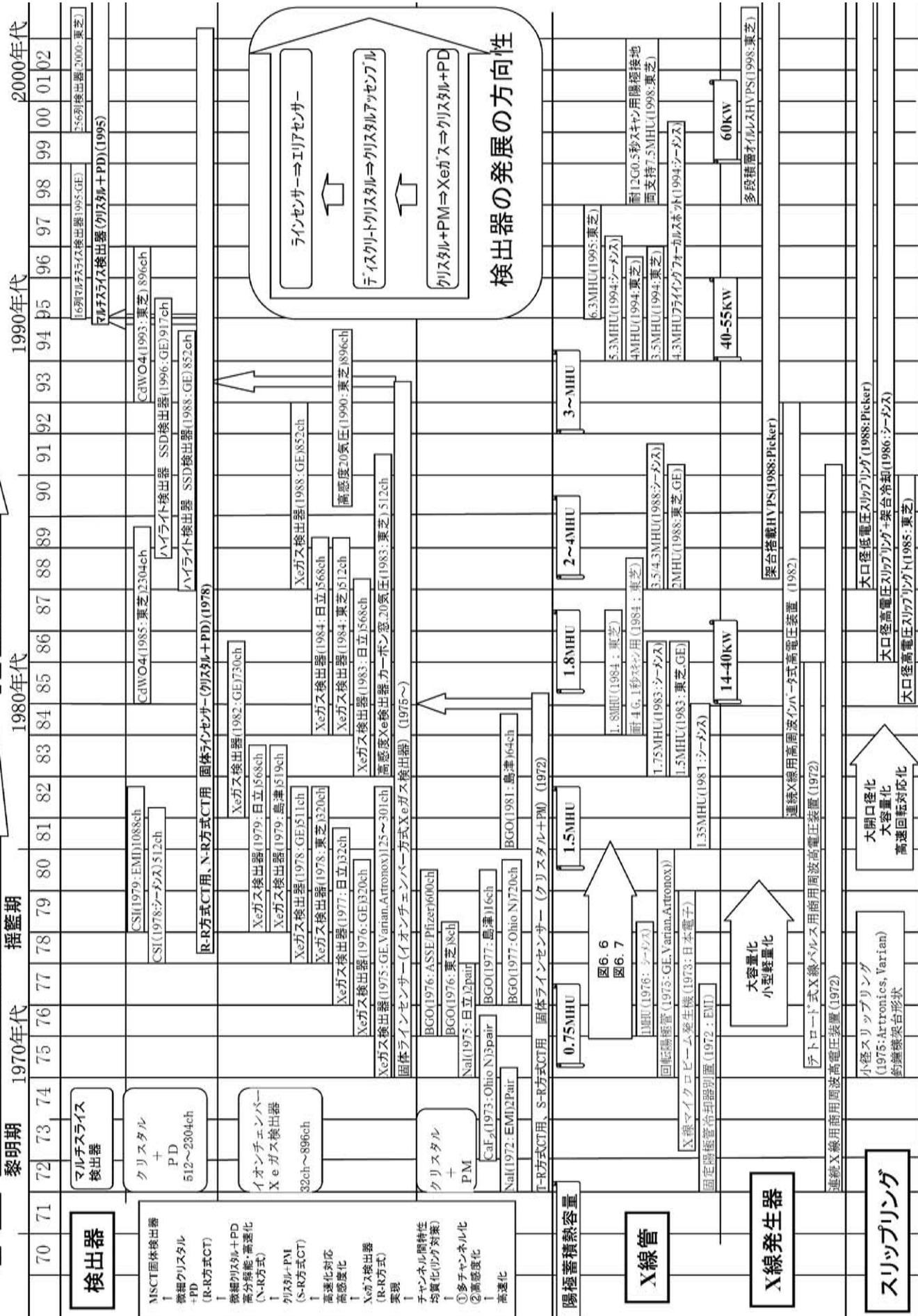
X線CT装置技術の変遷と系統化(1)

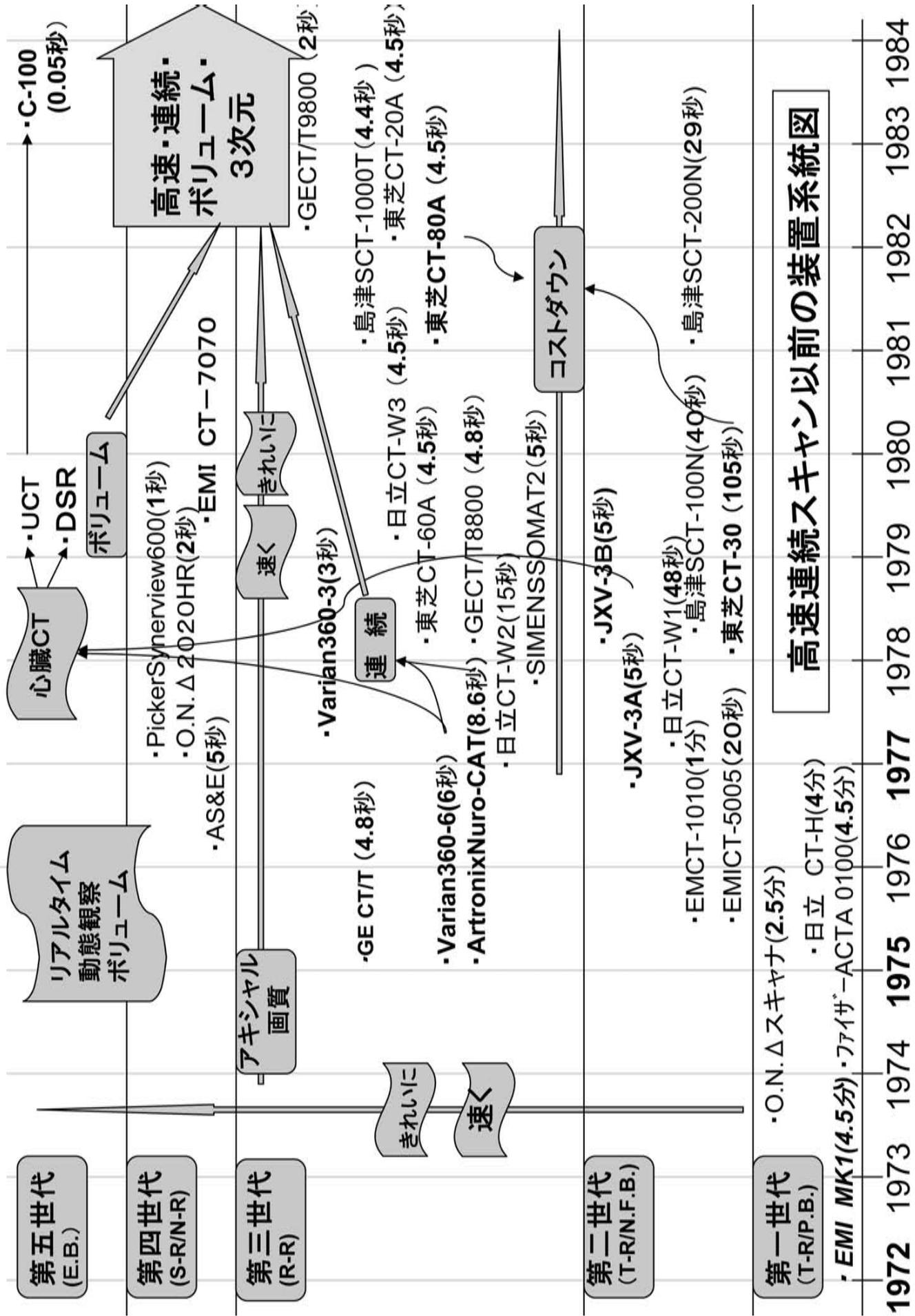
マルチスライズ

ヘリカルCT

連続回転CT

コンベンショナルCT





No.	名称	資料形態	所在地	製作者	製作年	コメント
1	エックス線回転横断撮影装置 (立・座位)	実物	弘前大学	(株)島津製作所	1952年 以前	TAKAHASHI TOMOGRAPHYと世界的に評価されており、CTの先駆けとして日本が生んだ装置。立位・座位式の試作機で長年臨床の場で用いられた。
2	エックス線回転横断撮影装置 (臥位)	模型	弘前大学	石澤工業株式会社	1996年	(株)島津製作所製の同上の臥位式の試作装置の模型。保管スペース大きい ため実機保管を断念し、後世に伝えるため作成した模型で、展示中。
3	CT-H	実物	(株)日立メテコ	(株)日立メテコ	1975年	藤田保健衛生大学で稼動した国産第一号機と入れ替えられた同型の量産装置。国産現存CTの最古の装置。
4	TCT-30	実物	日本放射線技師会教育センター	東芝メディカルシステムズ(株)	1978年	世界初の普及型CT。日本が得意とする小型化、軽量化、低価格化を駆使、 一般医療機関でも導入可能とし、CT普及に貢献、貴重な残存機。TCT-35 として国産初輸出した装置。
5	TCT-900S	実物	自治医科大学さいたま医療セン ター	東芝メディカルシステムズ(株)	1991年	世界初の高速連続回転スキヤナ、ヘリカルスキヤナを実現し、現在のポリユ ームスキヤン時代到来を導いた。ヘリカル搭載モデルの量産機。残存機少なく 貴重な1台
6	ImageMax	実物	GE横河メディカル(株)	GE横河メディカル(株)	1985年	第三世代方式の一般医家向け普及機で、国内市場に大インパクトを与え、各 社の普及機開発競争のきっかけとなった。市場に残存しているが急速に廃却 されている。
7	ヘリカルスキヤン試行実験天板	実物	藤田保健衛生大学	藤田保健衛生大学	1988年	藤田保健衛生大学で、900Sでの世界初のヘリカル試行時に用いられた手作 りの滑車つき天板。
8	TCT-300	実物	日本放射線技師会教育センター	東芝メディカルシステムズ(株)	1986年	YMS社製普及機ImageMaxの登場に対抗して市場投入された装置であるが、 1986年初生産以来15年間約2900台弱生産されたヒット製品である。一般 医へのCT普及に貢献した。市場に残存多いが、急速に廃業に向かっている
9	液体動圧軸受採用採用4MH UCT用ローターノード(GSRX- 7713D-H)	実物	東芝電子管デバイス(株)	東芝電子管デバイス(株)	1994年	国産初の動圧軸受けX線管、
10	液体動圧軸受採用(高速 回転)陽極接地CTローターノード (CXB-750S)	実物	東芝電子管デバイス(株)	東芝電子管デバイス(株)	2005年	国産初の動圧軸受け両支持構造X線管
11	イオンチェンバーX線検出器	実物	(株)日立メテコ	(株)日立メテコ	1980年	CT装置普及に貢献したイオンチェンバー式X線検出器の初期モデル。本方式 検出器の実用化によりR-R方式CTが世界標準となりえた。
12	高速らせんCT検診車	設計資料	(株)日立メテコ	(株)日立メテコ	1994年	世界初の肺がん集団検診を対象としたらせんCT(ヘリカルCT)搭載車の設計 資料。本装置は阪神・淡路大震災時に被災地で活躍した。

医療用X線CT技術の系統化調査報告 正誤表

ページ	段落	行	技術の系統化調査報告 第12集 2008年3月 (誤)	全文PDF版 2018年11月 (正)
要旨		下から1	進化を続けて行くであろう	進化を続けて行くであろう
85	左	11	(1895年8月)	(1895年11月)
	左	30	螺旋状スキャン	螺旋状スキャン
	右	13	1980年代全般	1980年代前半
	右	28	治療面、検診	治療面、検診面
90	左	1	ややむずかしいので	ややむずかしいので
91	図2.13		896チャンネル	896チャンネル(例)
92	左	32	図に示す	図2.15に示す
95	左	15	TOMOGRAPHY	TOMOGRAPHY
	右	7	体軸に直行	体軸に直交
96	右	4	1962年に実施した	1960年以前に実施した
97	右	19	Vol.51、plaNo.1	Vol.58、No.1
106	左	10	(UFCT)	(UCT)
108	図5.16		小口径スリプリングT	小口径スリプリングCT
109	右	1	REeconstructor	Reconstructor
113	左	11	Kzuhiro	Kazuhiro
113	左	22	:2.JEOLスキャナ	:JEOLスキャナ
115	左	4	なっていたが、	なっていた。
115	左	29	安定してきたため、	安定してきたため、
121	右	30	TCT-80(普及機)	TCT-80A(普及機)
125	図7.6		TCT-900S架台背面	TCT-900S架台正面
127	図7.10		(スリプリング接続)	(スリプリング方式)
136	右	1	陽極設置	陽極接地
144	左	13	他モダリティー	他モダリティー
147	左	下から8	(造影機能低下)	(造血機能低下)
147	左	下から1	②等価線量:等価線量 (H_T) :	②等価線量 (H_T) :
147	右	1	$D_{T, R}$	$D_{T, R}$
147	右	1	ωR	W_R
147	右	3	$\Sigma \omega R \cdot D_{T, R}$	$\Sigma W_R \cdot D_{T, R}$
149	左	14	方法であったとい	方法であったと