

高速コーンビーム 3次元 X線 CT

周辺動向調査

平成 14 年 9 月

株式会社テクノリサーチ研究所

目 次

1. 医用画像診断装置の概要	1
1.1 X線診断装置	8
1.2 超音波画像診断装置	11
1.3 ラジオアイソトープ (RI) 画像診断装置	12
1.4 MR イメージング装置 (MRI: 磁気共鳴断層撮影装置)	13
1.5 サーモグラフィー (赤外線画像診断装置)	13
1.6 その他	14
2. X線 CT 装置	15
2.1 X線 CT 装置の歴史	15
2.2 X線 CT 装置の原理	18
2.3 全国メーカー別稼働台数と設置台数累計	19
2.4 マルチスライス CT の現状	21
2.5 超高速 X 線 CT (電子ビーム方式)	23
3. 国内外の主な関連研究の動向	24
3.1 国内	25
3.2 海外	29
4. 関連特許・文献の推移	32
4.1 関連特許の推移	32
4.2 関連文献の推移	35
付帯資料 1 コーンビーム型 X 線 CT 撮影装置	37
付帯資料 2 欧米特許タイトル語	47
付帯資料 3 参考文献	65

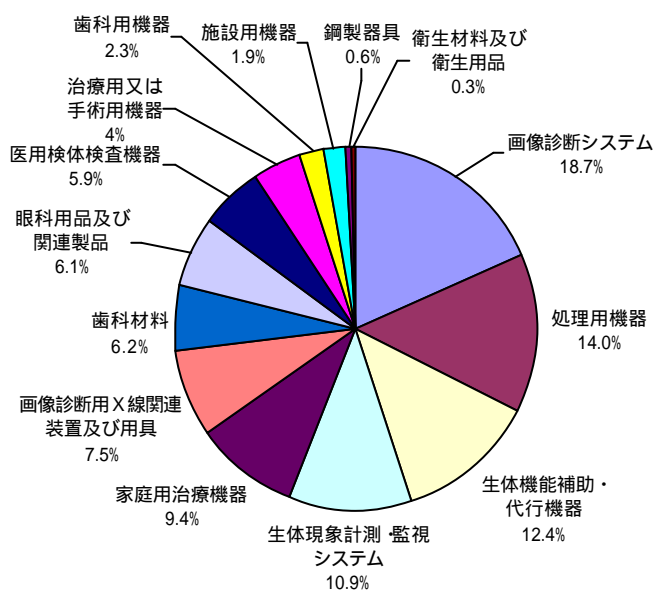
1. 医用画像診断装置の概要

2000年におけるわが国の医療用具の国内生産金額は1兆4,863億円であった（薬事工業生産動態統計年報：平成12年）。

国内生産金額における画像診断システムの構成比は18.7%で2,776億円となっている。その内、医用X線CT装置は647億円で画像診断システム国内生産金額の23%を占める。

図表1 医療用具の国内生産金額の内訳

分類	生産金額	構成比
画像診断システム	277,637,813	18.7%
処理用機器	207,546,755	14.0%
生体現象計測・監視システム	161,275,794	10.9%
生体機能補助・代行機器	183,717,460	12.4%
家庭用治療機器	139,706,704	9.4%
画像診断用X線関連装置及び用具	111,031,314	7.5%
歯科材料	92,738,987	6.2%
眼科用品及び関連製品	90,262,899	6.1%
医用検体検査機器	88,409,822	5.9%
治療用又は手術用機器	59,296,880	4.0%
歯科用機器	33,647,751	2.3%
施設用機器	28,382,764	1.9%
鋼製器具	8,370,891	0.6%
衛生材料及び衛生用品	4,240,028	0.3%
総数	1,486,265,862	100.0%

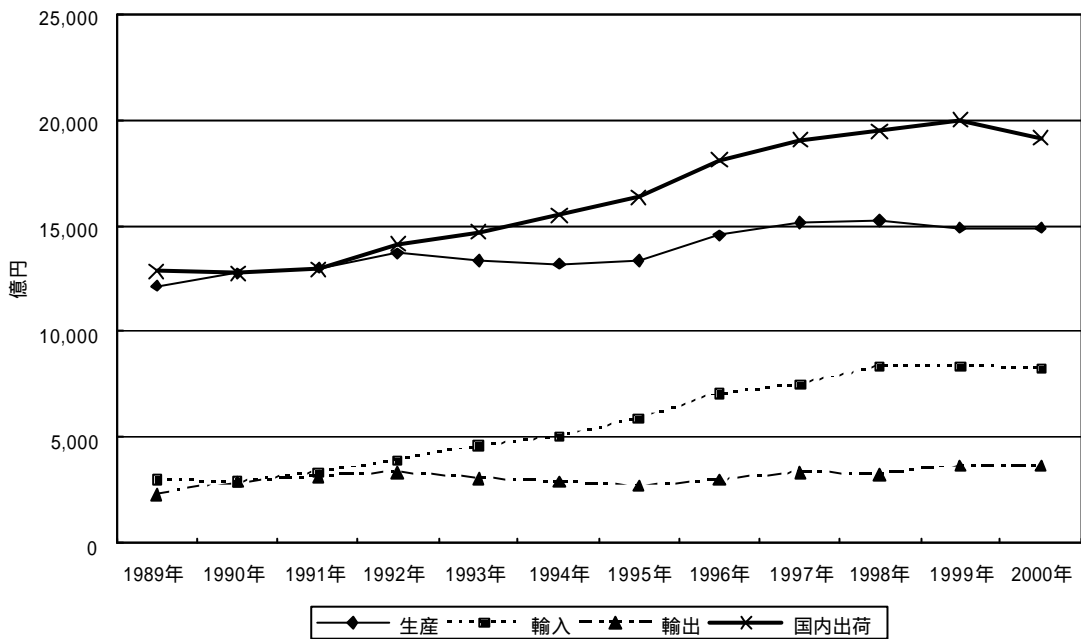


資料) 薬事工業生産動態統計年報：平成12年

1989年以降2000年までの医療用具の生産・出荷・輸出・輸入の推移をみると、生産、国内出荷、輸入は近年頭打ち傾向を示しているものの増加傾向を示し、輸出はほぼ横ばいである。

最近10年間は、輸入が輸出を上回る入超の傾向を示している。

図表2 医療用具の生産・出荷・輸出・輸入の推移



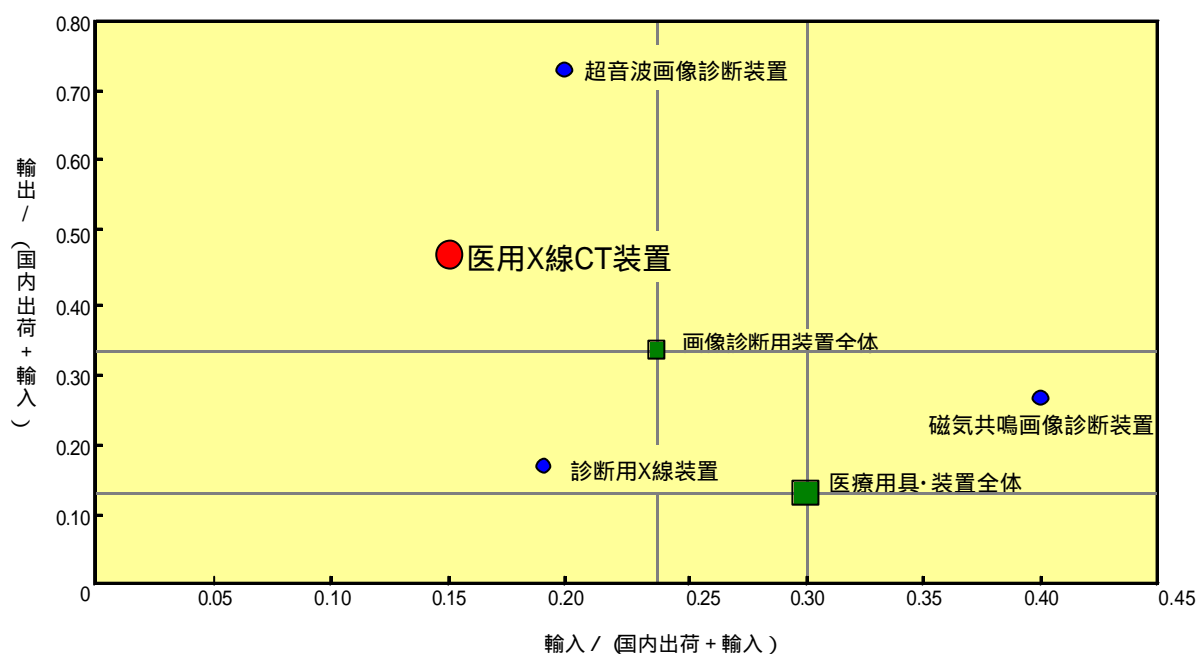
資料) 薬事工業生産動態統計年報

医療用具・装置全体の輸出入構造は、前述のように入超となっているが、画像診断装置全体ではやや出超となっている。

代表的な画像診断装置の輸出入構造をみると、医用 X 線 CT 装置は出超で、超音波画像診断装置はさらに入超の傾向が強い。

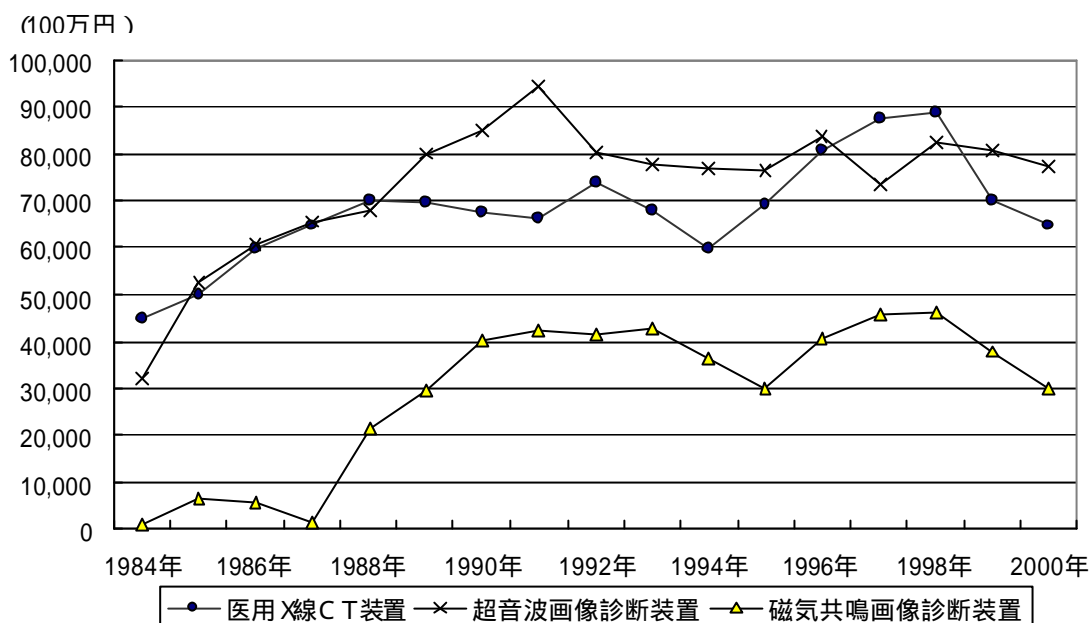
一方、診断用 X 線装置は輸出入がバランスしており、磁気共鳴画像診断装置は入超の傾向が強い。

図表 3 画像診断機器の輸出入構造

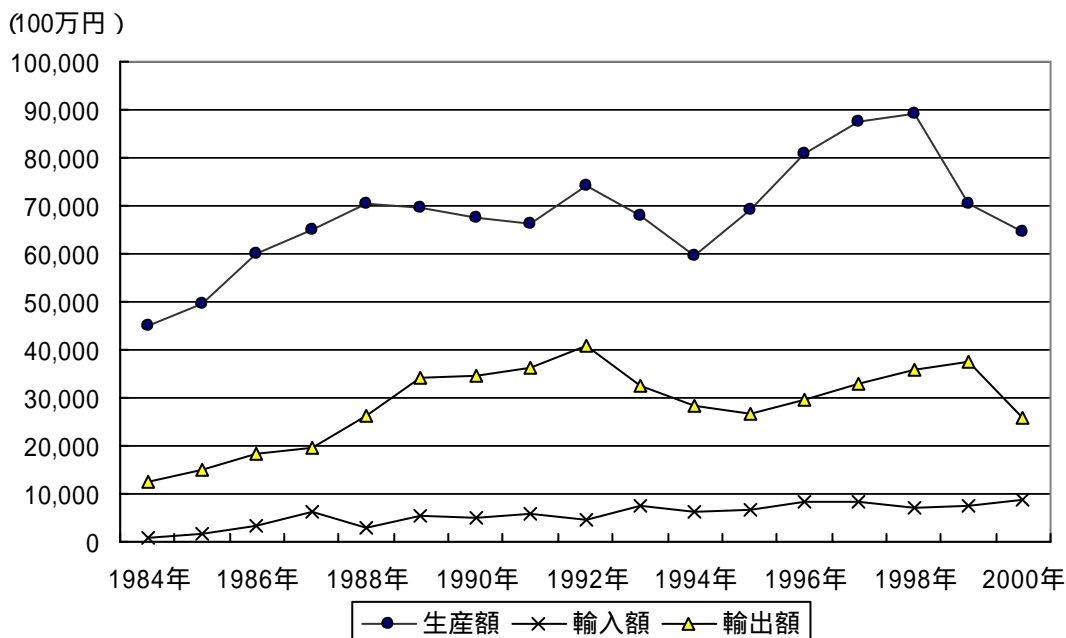


資料) 薬事工業生産動態統計年報をもとに作成

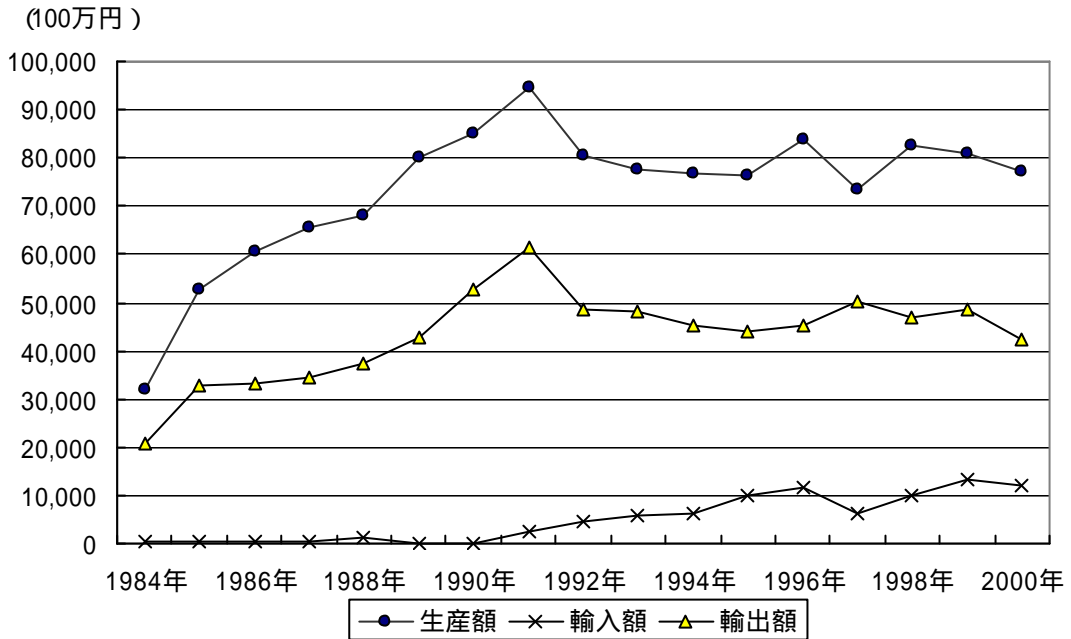
図表4 主要画像診断装置の生産額の推移



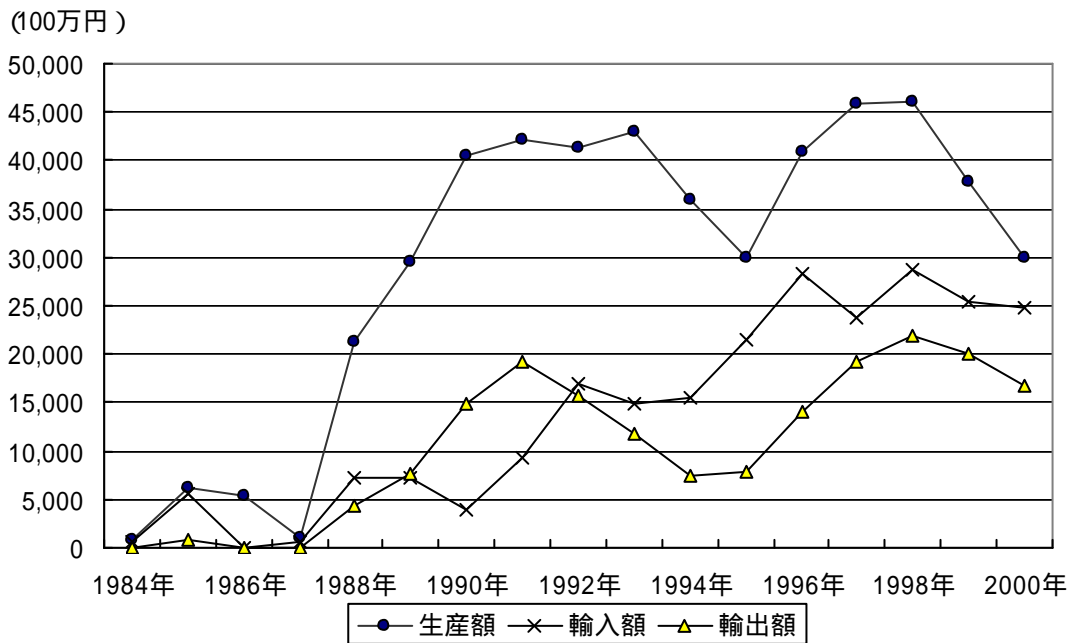
図表5 医用X線CT装置の輸出額・輸入額の推移



図表 6 超音波画像診断装置の輸出額・輸入額の推移



図表 7 磁気共鳴画像診断装置の輸出額・輸入額の推移



現在、医用画像診断装置に使われている線種は、X線、γ線、超音波、磁気、電磁波、赤外線である。

医用画像診断装置は1960年代に入って急激な発展を見た。これは、エレクトロニクス技術、特にIC技術の進歩に負うところが大きい。IC技術はセンサにも大きな影響を与え、更にコンピュータを飛躍的に発展させ、画像処理技術などの新技術が生まれた。これらが相まって画像検査装置の進歩をもたらした。

医用機器は、工業機器の医用への応用という形がとられて発展してきたが、医用ニーズが高まって開発が行われた結果、逆に工業機器に影響を与えるようなものも現れるようになった。X線コンピュータ断層撮影装置（CT：Computed Tomography）などはその一例である。

医用画像診断装置の進歩を年代的に眺めると、1960年前後には、生体に投与されたラジオアイソトープ（RI）から放出されるγ線を検出し、電子的に信号処理して臓器や機能を画像とするガンマカメラや、超音波エコー法により無侵襲で生体内断層像が得られる超音波診断装置が相次いで商品化された。1965年頃には、人体が放射する赤外線を検出して体表面の温度分布を描くサーモグラフィーが開発された。

1970年代前半には、コンピュータ技術を駆使して断層像を描出したCTが実用化された。この方式の成功に影響されて、超音波や電磁波など色々な線種を用いて様々なCTが研究されたが、実用化されたのは核磁気共鳴を利用したMRイメージング装置（MRI）であり、1980年代に商品化された。更に、近年、光を利用したものが研究されている。

同じく1980年代に、X線投影像をデジタル演算処理し、映像の必要部分だけを強調したりするデジタルラジオグラフィー（DR）が開発された。

このように医用画像診断装置は様々なものが開発されてきたが、万能の装置というものはなく、それぞれが補完しあって使われている。例えば、MRIは自由な断層方向の画像構築が可能であるが、骨組織に対する情報は全く得られず、磁化率効果の故に肺や消化管のような含気性臓器に対しては十分な情報が得られないため、CTが重要な役割を果たしている。

医用画像診断装置は大きく2種類に分けることができる。一つは、X線装置のように、外部からある線種を照射し、それが体内を透過した、あるいは表皮や体内で反射したデータを用いて画像を構築している。もう一つは、体内から発生する信号をセンサで捕らえて画像処理することによって画像を得ているものがある（サーモグラフィーなど）。

新しい機器として期待が持たれているものに、脳磁・心磁を計測するSQUID（超伝導量子干渉計）応用装置がある。また、検査だけでなく治療用としても使えるように装置を多目的化していく傾向が見られる。

図表 8 医用画像診断装置の特徴比較

線 種	装 置	画像の種類	使用薬剤	得られる情報	エネルギーによる 侵襲
X 線	X 線 CT	断層像	造影剤	形態	放射線被曝
	在来 X 線	投影像	不要	形態	
	デジタルラジオグラフィ ー (DR)	投影像	造影剤	形態	
線 (RI)	ガンマカメラ	RI 分布像	標識薬剤	形態機能	放射線被曝
	ECT (SPECT、PET)	断層像	標識薬剤	形態機能	
超音波	エコーB モード装置	断層像	不要	形態	無 (高出力を除く)
	カラーフローマッピング	血流断層像	不要	形態機能	
磁気・電磁波	MRI	断層像	造影剤	形態機能	無 (ペースメーカー など不可)
赤外線	サーモグラフィー	表面像	不要	温度分布	無

資料) (社) 日本電子機械工業会編、改訂 ME 機器ハンドブック

用語) **RI** : ラジオアイソトープ

デジタルラジオグラフィー (DR : digital radiography) : X 線映像をデジタル化した装置

ECT : emission computed tomograph : 生体内の RI 医薬品の分布を断層像として描出する装置

SPECT : シングルフォトン ECT

PET : ポジトロン ECT

エコーB モード装置 : 反射超音波 (エコー) の振幅を輝度に変えて測定する装置

カラーフローマッピング : 2次元断層上で血流をリアルタイムに描出する演算部

MRI : 核磁気共鳴を応用した断層撮影装置

サーモグラフィー : 物体から放出される赤外線エネルギーを検知し温度分布を測定する装置

形態機能 : 形態的な病態診断にとどまらず機能面から種々の異常を解析できること。例えば、PET 検査では CT や MRI 検査のように断層画像を形態で捉えるのではなく、ポジトロンという陽電子を放出する薬剤を投与することによって画像化する装置で、投与されたポジトロンが体の中を移動する状態を PET カメラでスキャンするため、形態機能的な情報となる。

1.1 X 線診断装置

X 線診断装置は X 線を利用して体内の透過陰影線を得る画像診断装置であり、その歴史は、1985 年のレントゲンによる X 線発見の直後から、その利用が医用分野で始まったことに端を発する。

体内を透過した X 線像を可視化する手段は、大きく分けて、撮影（radiography）と透視（fluoroscopy）の 2 つの方法がある。

前者は X 線像をフィルムに写しこむ方法であり、空間分解能と鮮鋭度に優れた画像が得られるが、現像が必要なため即時性に欠ける。

一方后者は、イメージンテンシファイア（I.I.）と呼ばれる光電子増倍管でとらえた X 線像をテレビカメラで写してモニタに表示するものであり、X 線像をリアルタイムに動画として観察することができる。

（1）X 線 CT 装置

X 線 CT 装置に関しては、2 節以降に詳しく触れる。

図表 9 X 線 CT 装置



資料) http://www.toshiba.co.jp/company/ms_j.htm

(2) 在来の X 線診断装置

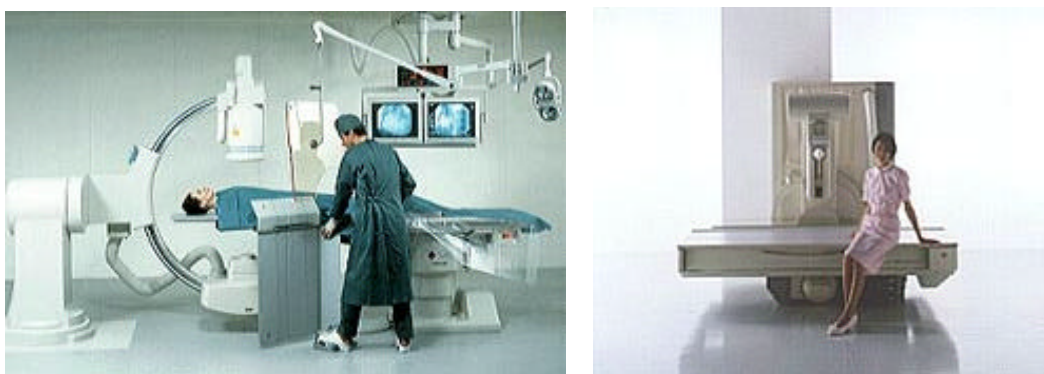
現在使用されている在来の X 線診断装置を診断用途で分けると、一般診断用、消化器診断用、循環器診断用の 3 つに分類される。

一般診断用は、患者に造影剤を注入するといった特別な処置をせずに単純な撮影を行うシステムで、胸腹部や骨格系の診断に広く用いられている。患者の位置決め、X 線の照射範囲・位置の決定、X 線曝射で撮影像を得るといった最も基本的な機能のみを備えた装置が多い。

消化器診断用は、食道、胃、十二指腸、大腸などの消化管を診断するもので、胃の検査に硫酸バリウム製剤などの陽性造影剤と空気、炭酸ガスなどの陰性造影剤を同時に用いる二重造影法が普及している。患者の体の位置や傾きを迅速に変える透視撮影台、バリウムの流れを観察するイメージインテンシファイア (I.I.) および映像機器、描出された病変部をタイミングを逃がさずフィルム撮影する速射撮影装置などで構成される。

循環器診断用は、血管内に挿入したカテーテルから造影剤を注入して血管の走行状態や血管壁の形態を描出する装置である。カテーテルの先で風船を膨らませて血管の狭窄部分を広げたり、ステントと呼ばれる狭窄部を広げる金属を留置するなどの治療手技 (interventional radiology: IVR) の適用が広がってきており、このシステムの重要性はますます高くなってきている。

図表 10 循環器用 (左) と消化器用 (右) システム



資料) <http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/products/x>

(3) デジタルラジオグラフィー (DR)

X 線投影像をデジタル演算処理し、映像の必要部分だけを強調したりする装置で 1980 年代に開発され、IVR の進歩、普及、医用画像のデジタル保管、通信 (PACS) 技術の発展などにより、各種 DR 装置に対する要求は、近年急速に変化しつつある。

最近のある病院の事例では、X 線画像は高解像度 (2000×2000 matrix 程度) および階調 (12 bit) をもったデジタルデータとして保管しており、ネットワークによる画像転送、様々な媒体形式による保管、テレビモニタ上への表示や自在な画像処理が可能になっている。

図表 11 デジタルラジオグラフィー (DR)



資料) http://www.hitachi-medical.hbi.ne.jp/seihin/xsen/tv/tv_5/clavis_top.html

(4) 骨塩量測定装置

人体の骨中に含まれるカルシウムなどのミネラル成分 (骨塩) を非侵襲的に測定する装置で、骨粗しょう症などの診断に広く用いられている。骨中を放射線が透過する際の減弱を論拠としており、放射線源によって SXA (single X-ray absorptiometry)、DXA (dual X-ray absorptiometry)、QCT (quantitative computed tomography) の 3 つに分類され、DXA が最も普及している。

図表 12 骨塩量測定装置



資料) <http://www.aloka.com/japanese/products/osteoporosis/dcs900.html>

1.2 超音波画像診断装置

超音波画像診断装置の主流となっているパルス反射法（エコー法）の研究は1950年に米国 J.J.Wild らによって始められ、1960年に商品化され、1970年にリアルタイムで断層画像が表示できる装置が、1980年代には血流を映像化する装置が開発された。今日では、病院において広い用途を持つ基本的な検査装置の一つとなっている。

特に、リアルタイムで表示できる点は、X線 CT、MRI など他の断層映像法にも見られない特徴であり、また、軟部組織に対する表示能力も X 線より優れている。さらに、ドプラ一法により反射体の運動速度が計測できるのも特徴の一つとなっている。

図表 13 超音波画像診断装置



資料) <http://www.siemens-us.co.jp/>

1.3 ラジオアイソトープ (RI) 画像診断装置

(1) ガンマカメラ

シンチレーションカメラとも呼ばれ、被検体に投与された放射性核種から放出される線を2次元的に検出し、体内の放射線核種の分布を作成する装置で1960年前後に商品化された。心疾患、脳疾患、癌等あらゆる核医学検査に対応でき、高い精度の核医学検査データを得ることができる。シングルフォトン ECT 装置 (SPECT) を兼ねる場合もある。

図表 14 三検出器型ガンマカメラ



資料) http://www.med.shimadzu.co.jp/journal/j16_07-2.html

(2) ECT (emission computed tomograph)

生体内の RI 医薬品の分布を断層像として描出する装置。X 線 CT 装置の成功に刺激され、断層像の再構成に必要なデータ処理装置の普及を背景として、1970 年代から実用化が始まった。

XY 平面像では、Z 方向の奥行分布が反映されない為、被写体の断層面で放射される線を多方面(検出器を回転) から捕え、3 次元データを断層面へ逆投影し断層像を再構成する。演算法は CT と同様である。尚、被写体全周検出の為、線の吸収量の補正が必要で、外部線源を回転させ、被写体の吸収係数分布を求め補正する。

ECT 装置は、通常のガンマカメラの検査で用いられる線放射核種(Tc, TI, I 等)に対応するシングルフォトン ECT (SPECT) (Single Photon ECT) と、陽電子を放出する核種に対応するポジトロン ECT (PET) (Positron ECT) に大別される。従来は核種の取り扱いの簡便さから SPECT が広く普及していたが、最近 PET が急速に普及しつつある。

1.4 MR イメージング装置（MRI：磁気共鳴断層撮影装置）

核磁気共鳴(nuclear magnetic resonance：NMR)現象を応用した断層撮影装置で、他の機器で得られる画像とは異なり、単に形態の一次的な物理量を映像化するのではなく、生体内の代謝過程に関わる情報を知ることができるなど生化学的な化学情報を画像に反映できるという特徴を持つ。

図表 15 MRI



資料) <http://www.gemedical.co.jp/rad/mri/>

1.5 サーモグラフィー（赤外線画像診断装置）

温度が絶対零度（ -273 ）以上の全ての物体は、赤外線を放射しており、その放射される赤外線の強度は、ステファン - ボルツマンの法則により、温度の4乗に比例することが知られている。

サーモグラフィーは、対象物から放射された赤外線を2次元に走査し、レンズによって集光し、検出器の上で決像した上で電気信号に変換して、温度分布画像を表示する装置である。

図表 16 サーモグラフィー



資料) <http://www.avio.co.jp/products/tvs/tvs700me.htm>

1.6 その他

(1) 医用画像処理装置

医用画像処理装置のコンピュータへの応用として、X線フィルムからデジタル化した画像データによって臓器の輪郭の自動抽出や、抽出されたデータからの3次元表示、また顕微鏡画像データからの細胞や血球などのパターン認識などがあり、種々のアルゴリズムや画像処理の研究が行われてきた。

X線CTの出現後、人体を連続の断層像として収集・表示することができ、画像をデジタルデータとして扱うことが一般的になった。

また、複数のモダリティの画像を合成することによって、それぞれが持つ特徴を合わせることができる。例えば、MRIがよく示す器官の機能と、X線CTがよく描写する骨や臓器の形態を重ね合わせることにより、器官の機能と位置関係を明らかにすることができる。

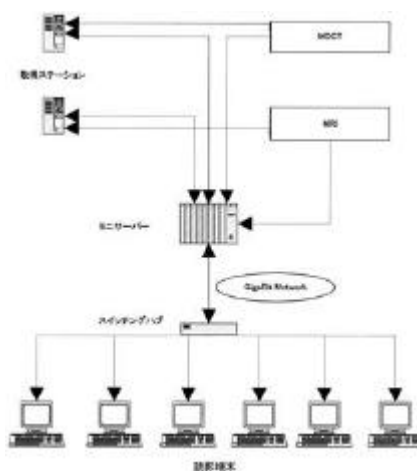
(2) 医用画像管理システム

1981年カンザス大学のS.J.Dwyerは、大学病院内で発生するデジタル画像の管理とコストを分析し、デジタル保管がフィルム保管に比べて有利であることから、PACS(Picture Archiving and Communication Systems:医用画像管理システム)を提唱した。

近年、コンピュータの分散化やダウンサイジング、高速ネットワークの実用化、光ディスクなどの記録装置の大容量化など、ハードウェアとソフトウェアの技術が急速に進み、画像診断部門などにおいてPACSが導入されつつある。PACSの形態も、小規模なモダリティPACSや、画像診断部門全体をシステム化した部門PACS、病院全体で画像を利用できるようにした大規模PACSがあり、段階的に導入されている。

さらに、HIS(病院情報システム)との共有も計られている。

図表 17 診断部門 PACS 接続図



資料) http://www.jcr.or.jp/news125/125_3.html

2. X線 CT 装置

2.1 X線 CT 装置の歴史

X線 CT 装置（以下 CT）は、1972 年に英国放射線学会で G. Hounsfield 博士によって発表され、その後臨床の場に急激な勢いで導入された。G. Hounsfield 博士は EMI 社の技術者で、外部から測定したデータから物体の内部構造を知るという研究（画像再構成）を基礎に CT を開発した。

1970 年代後半には Mayo Clinic の Ritman らがコーンビームの先駆的研究（Dynamic Spatial Reconstructor）を実施した。

CT が臨床に使用された当初は、一つのアキシャル断面の撮影に約 4 分程度のスキャン時間を要し（シングルスライス）たため、頭部専用であった。撮影が完了する前に被験者が動いたり、呼吸・拍動を伴う胸部、腸管の旋動のある腹部ではアーチファクト（画像がぼけたり鮮明でなくなる）が発生するため、スキャン時間は短くしなければならない。

その後、スキャン時間が 20 秒以下という全身用 CT が EMI 社により開発された。現在主流となっているマルチスライス CT（MDCT）では、最短の装置でスキャン時間が 0.5 秒前後となっている（2002 国際医用画像総合展では東芝が世界最速の 0.4 秒フルスキャンシステムをパネル展示）。

1985 年にはスリッピングを搭載した高速連続回転方式の CT が開発され、1 回転 1 秒の高速連続スキャンが可能となり、CT の基本性能とも言える撮影時間、空間分解能などを著しく向上させた。これによって、患者の乗った寝台を連続的にスライドさせながら高速に連続スキャンをするヘリカル CT（患者に対して X 線管球がらせん状の軌道を描く）が開発され、癌の早期発見の精度が向上し、大動脈疾患などの循環器系の病気に対しても患者の負担が軽減された。

1998 年には 4 列のマルチスライス CT（MDCT）が開発された。4 列の検出器からのデータを同時に収集することで、同時 4 断面のスキャンを可能にするものである。従来のヘリカル CT に比較して最大約 10 倍もの高速撮影ができ、広範囲を薄いスライス厚で撮影できるなど臨床的有用性が高いことから瞬く間に普及した。

1998 年にはソニーがコーンビーム CT の先駆けとなる、大視野 3 次元 X 線 CT の開発に成功した。その後この試作機は臨床研究が進められている。

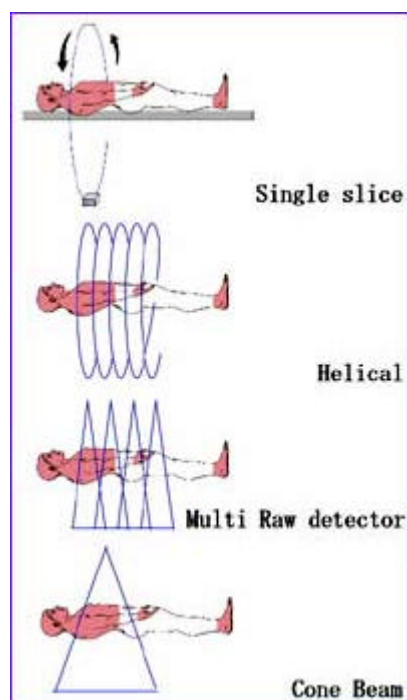
その後、8 列、16 列と更なる多列化の開発も急速に進んでいる。4 列システムと比較し、同じスキャン時間と画質であれば、撮影範囲を 2 倍あるいは 4 倍にできる。但し、8 列以上のシステムではコーンビームによるアーチファクトを低減する再構成法が必要となり、各社が独自の開発を行っている。

今後は、コーンビームによる 1 回転で対象臓器をカバーする CT（面検出器）へ発展すると考えられている。

図表 18 X線CT装置の歴史

年	内 容
1972年	X線CT装置が英国放射線学会でG. Hounsfield博士によって発表
1973年	EMIより世界初の商品化（スキャン時間4分で頭部専用）
1975年 春	東京女子医大にEMIスキャナがわが国で初めて設置
秋	名古屋保健衛生大学（現藤田保健衛生大学）に国産1号機（日立メディコ）導入
1970年 台後半	Mayo ClinicのRitmanらがコーンビームCTの先駆的研究であるDSR(Dynamic Spatial Reconstructor)を実施
1978年	全身用CTを発売（東芝）
1985年	スリッピングを搭載した高速連続回転方式のCTを開発（東芝）
1988年	現在主流のセラミック検出器を発表（GE）
1989年	ヘリカルCT（患者に対してX線管球がらせん状の軌道を描く）を開発（東芝）
1993年	リアルタイムCTを開発（東芝）
1995年	16列のマルチスライス検出器を完成（GE）
1998年	4列のマルチスライスCT（MDCT）を開発（GE、シーメンス） 大視野3次元X線CT（コーンビーム）を開発（ソニー）
2000年	RSNA（北米放射線学会）で256スライス検出器を発表（東芝）
2001年	RSNAで16スライスCTを発表（シーメンス、フィリップス）、 256スライス4D画像を発表（東芝）
2002年 4月	歯・顎顔面用コーンビームCTを発売（日立メディコ）
4月	日本医学放射線学会にて高速コーンビーム3次元X線CTの開発を発表（渡辺ら）

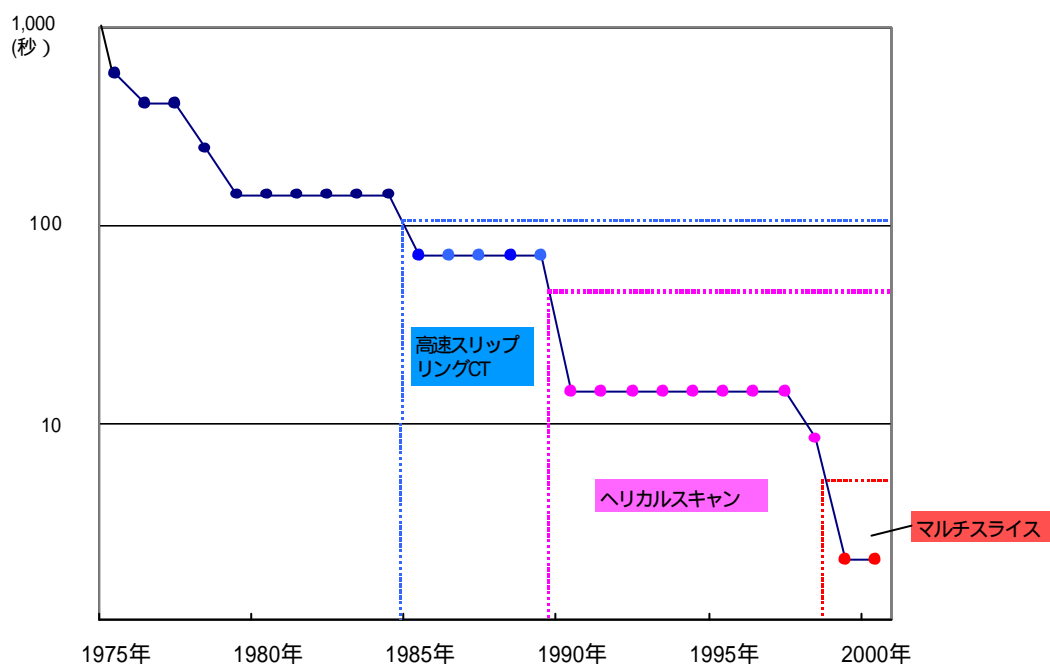
図表 19 X線CT装置の撮影方法の歴史



資料) 放医研ニュース No.64

次図に示すように、腹部 15 断面をその時点での世界最速の CT でスキャンする時間を時間軸にプロットすると、1975 年頃に 1000 秒以上であったものが、高速スリップリングが開発された 1985 年には 100 秒を切り、マルチスライスが導入された 1998 年以降には 10 秒をきるレベルに達している。

図表 20 多断面スキャンの高速化の歴史



資料) CT 開発の方向性 医療上の意義を主題に技術開発を推進 東芝、新医療 2001 年 11 月号をもとに作成

注) 縦軸は腹部 15 断面をスキャンする時間を示す

2.2 X線 CT 装置の原理

「2次元あるいは3次元の物体は、その投影データの無限集合から一意的に再生できる」という「ラドンの画像再構成則」に立脚している。従来のX線撮影では3次元の形状を2次元の感光体に焼き付けるもので、いわゆる影絵である。CTでは、選択された位置での2次元断層像を2次元に再構成するが、この画像化する位置を連続的に選択すれば、3次元構造を3次元として取り込むことができる。

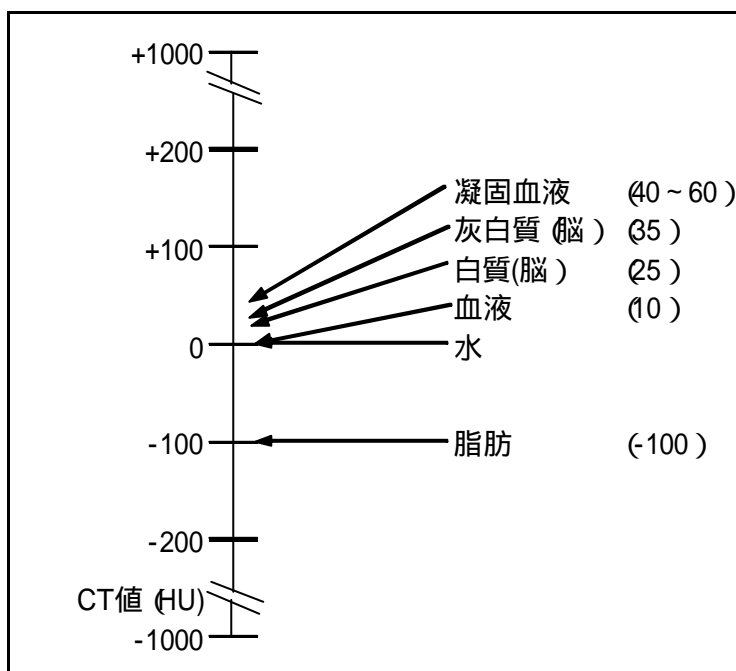
装置の原理としては、X線が被写体を透過する性質を利用し、多方面からX線を照射し、被写体の反対側に対向配置させた検出器で投影データを測定し、断面像に画像再構成する。

各組織のX線吸収率の違いを基に、水を0、空気を-1000、骨を1000として人体の各組織、臓器をCT値で表現する。

広く割り当てられたCT値の範囲に対し、人体内組織は狭い範囲に分布しており、CT画像ではわずかなCT値差をコントラスト良く表現する必要がある。

本プロジェクトのコーンビームCTは、この-100~+100の狭い範囲を20~30段階で識別できるようになっており、従来研究されていたコーンビームCTの2~3段階に比べ、約10倍のコントラスト分解能を有するレベルに達している。

図表 21 人体内組織のCT値



資料) 市川勝弘、CTイメージング(その2)、INNERVISION 2002.3

2.3 全国メーカー別稼働台数と設置台数累計

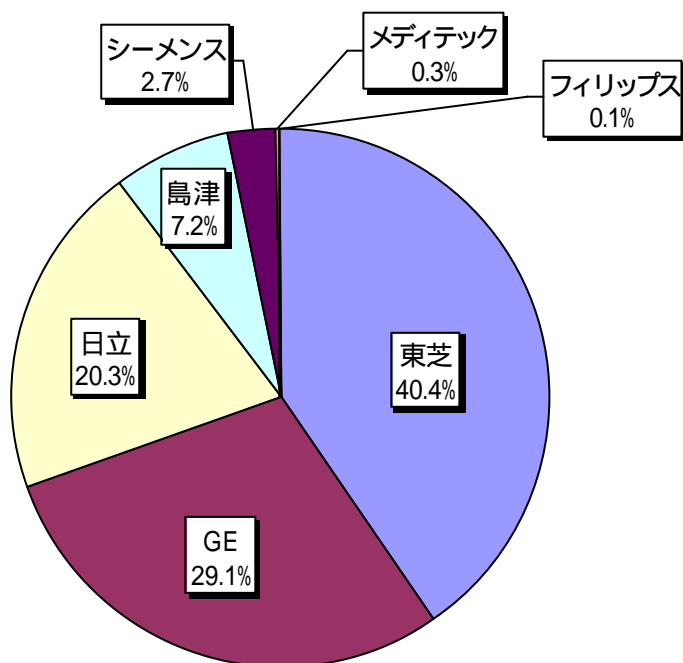
2001年8月現在のわが国のCT稼働台数は11,389台で、メーカー別のシェアは東芝メディカルが40.4%で第1位を占め、以下GE横河メディカル29.1%、日立メディコ20.3%、島津製作所7.2%、シーメンス旭メディテック2.7%、メディテック0.3%、フィリップスメディカル0.1%となっている。

医用X線CT装置の2000年の国内出荷額は約462億円、輸入額は約87億円で合計約549億円（薬事工業生産動態統計年報：平成12年）、2000年9月から2001年8月の国内設置台数は1215台（月刊新医療2001.10）であるから、期間はずれているがおおよその1台当たり平均単価を計算すると約4520万円となる。

X線CT装置の価格は性能によって大きな開きがあり、2000万円～10億円弱である。

図表 22 全国メーカー別X線CT稼働台数

東芝メディカル	4,596
GE横河メディカル	3,311
日立メディコ	2,314
島津製作所	817
シーメンス旭メディテック	313
メディテック	31
フィリップスメディカル	7
計	11,389

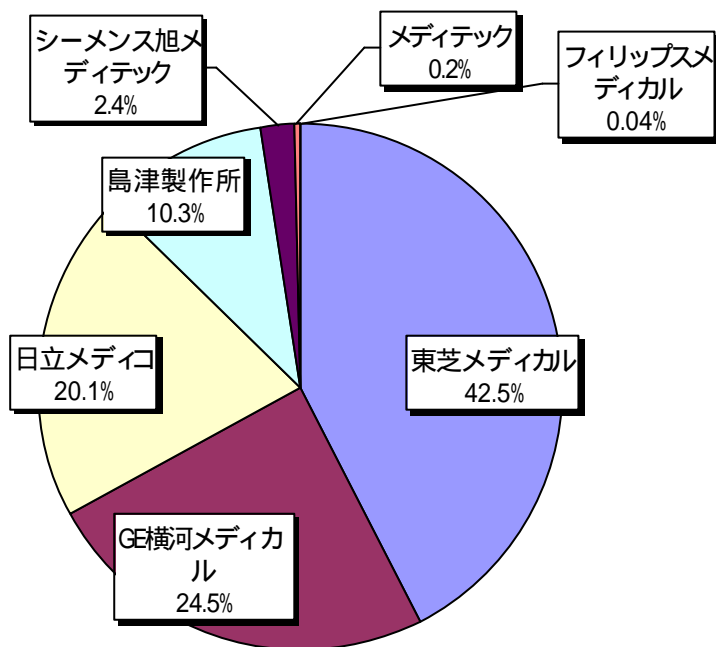


資料) 月刊新医療 2001.10 (2001.8 現在)

2001年8月現在のわが国のCT設置台数累計は19,002台で、メーカー別のシェアは東芝メディカルが42.5%で第1位を占め、以下GE横河メディカル24.5%、日立メディコ20.1%、島津製作所10.3%、シーメンス旭メディテック2.4%、メディテック0.2%、フィリップスメディカル0.04%となっている。

図表 23 全国メーカー別 X 線 CT 設置台数累計

東芝メディカル	8,078
GE横河メディカル	4,647
日立メディコ	3,825
島津製作所	1,957
シーメンス旭メディテック	455
メディテック	33
フィリップスメディカル	7
計	19,002



資料) 月刊新医療 2001.10 (2001.8 現在)

2.4 マルチスライス CT の現状

マルチスライス CT の登場によって、高分解能スキャンが容易に施行され、従来不可能であった広範囲・高分解能のヘリカルボリュームデータを収集できるようになった。

マルチスライス CT による 3 次元画像の臨床上の有用性をまとめると以下ようになる。

- ・ 目的部位（臓器）を立体的な画像として把握できる
- ・ 観察に不必要なものを画像から除去し目的部位のみを観察できる
- ・ 必要に応じて観察視野を変えることで外科的手術シミュレーションに対応できる
- ・ 数種類の部位を抽出しパーツとして扱い臓器間の関係を分かりやすく表示できる

また、CT 各社の動向をみると、マルチスライス 8/16 製品ラインアップが中心であるが、FPD 搭載の Volume-CT 開発（GE）といった次世代 CT への動きも活発化しつつある。

図表 24 CT 各社の動向

社名	新製品動向	開発動向
東芝メディカル	Aquilion Advanced Multislice System : 1 回転 0.5 秒スキャン、コリメーション幅 0.5mm、8/16 スライス、SSMD 方式のマトリクス検出器（チャンネル方向と体軸方向に合計約 36000 個の検出素子を 2 次元に配列）、TCOT（3 次元的画像再構成法）	ジョーンズホプキンス大と X 線循環器診断装置（直接変換型 X 線 FPD）と CT（位置精度向上、治療効果判定）を用いた低侵襲治療分野で共同研究開発（2001.6） 耳鼻咽喉科麻生病院と X 線 CT 装置の分解能を 0.35mm から世界最高の 0.25mm まで高めた S-first を開発（2001.9）
GE 横河メディカルシステム	Light Speed Ultra : 1 回転 0.5 秒スキャン、コリメーション幅 1.25mm、8 スライス（16 スライス・0.625 コリメーション幅は臨床評価中、臨床上のメリットを確認しつつ 16 スライスへ）	コーンビーム再構成法の研究開発（GHR） 時間分解能と空間分解能を大幅に向上させた FPD 搭載 Volume-CT の開発（心臓イメージングをターゲット）、低被曝化（高効率ディテクタ材料、mA 制御など）
日立メディコ	CB MercuRay(シービーマーキュレイ) : 歯・顎顔面用コーンビーム X 線 CT、最小画素サイズ 0.1mm、合計 1 億 3000 万画素	FPD の開発、ネットワーク環境に対応した新しい発想の CT（画像は PC で診る）
島津製作所	被曝を低減するため、被検者の体型や検査部位に応じて最適な管電流を高速・高精度に制御する Flex mA を開発	動画対応の直接変換型 FPD の開発、産業用に力点
シーメンス旭メディテック	Sensation16 : 1 回転 0.5 秒スキャン、コリメーション幅 0.75mm、16 スライス、回転速度オプション 0.42 秒（心臓対応）、AMPR Cone-Beam アルゴリズム（アーチファクト除去）	心機能解析ソフトウェア Argus、血管評価ソフトウェア Vessel View、肺野結節評価 Lung CARE などの 3 次元画像処理技術を応用して計測や評価を行う 3 D Evaluation 機能の開発など
ソニー	産業用 3 D-X 線 CT 用画像処理装置	コーンビームより得られた 2 次元プロジェクション像からフェルドカンブ法により 3 次元ボクセルボリュームを高速に再構成するシステムを開発、コーンビーム用 FPD の開発

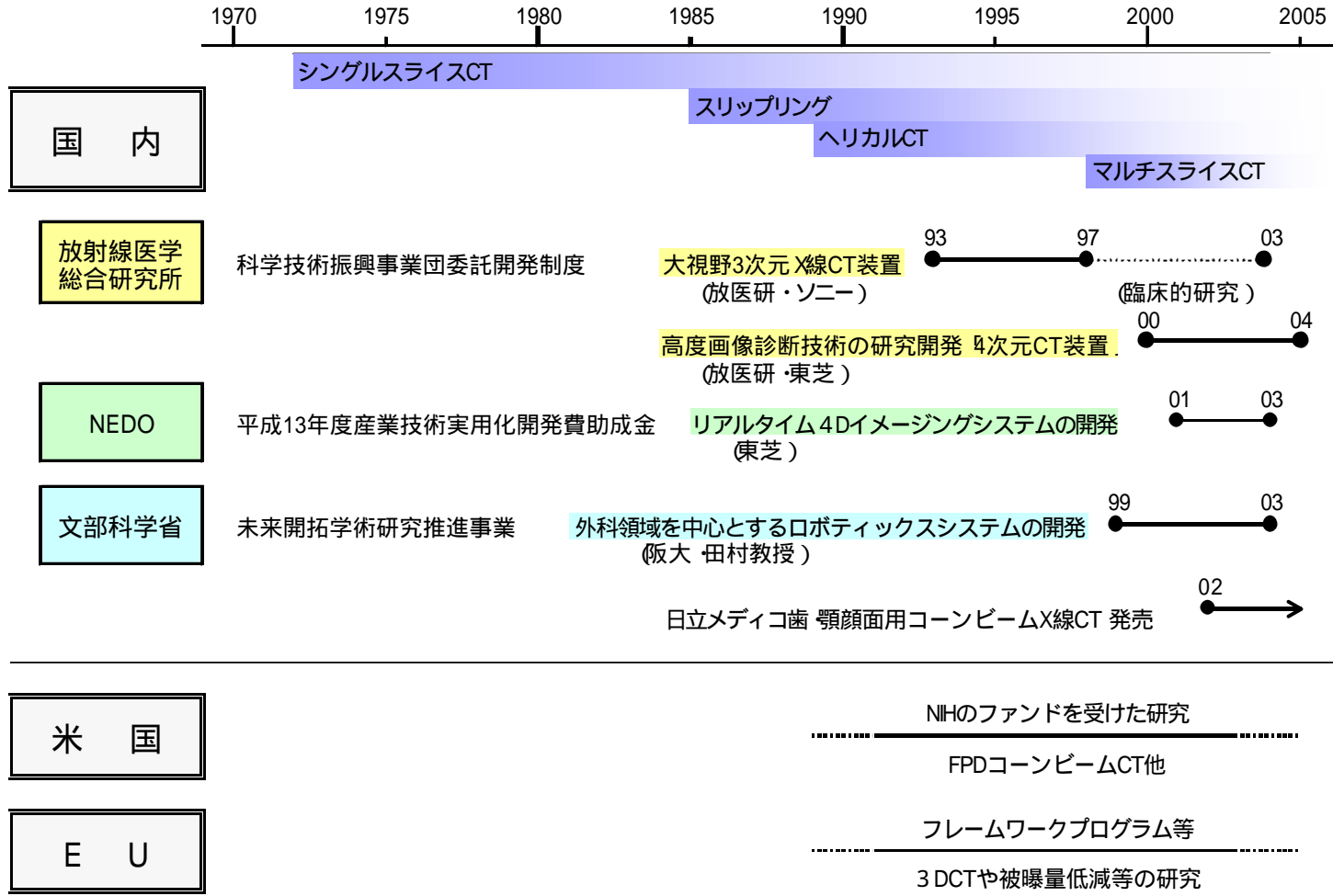
2.5 超高速 X 線 CT (電子ビーム方式)

UCLA のフルース・フランデー博士等は、米国 7 ヶ所で超高速 X 線 CT (電子ビーム方式) の研究を行い、710 人の患者に行った検査の結果、冠動脈疾患が正確に検出されることを 1996 年 3 月 AHA (American Heart Association) 発行の科学雑誌に発表した。

0.1 秒のスキャン時間によって、1 回の呼吸停止から全てのスライス画像が鮮明に記録でき、それらを集めて 3D 画像に再構成できる。したがって、従来では難しかった動きの早い臓器、例えば心臓や大動脈の CT 検査により威力を発揮する。

同装置は米国イマトロン社で製造販売され、わが国にも 2001 年 1 月現在約 30 台導入されている。

3.国内外の主な関連研究の動向






3.1 国内

国内では放射線医学総合研究所、NEDO を中心にコーンビーム CT 関連のプロジェクトが実施されている。日立メディコは歯・顎顔面用コーンビーム X 線 CT の開発を行い 2002 年 5 月より発売している。また、日本放射線技術学会などの学会では、マルチスライス CT の臨床応用に関連した研究が行われている。以下にその概要を示す。

(1) 放射線医学総合研究所

大視野 3 次元 X 線 CT 装置

(科学技術振興事業団委託開発制度)

実施期間	1993-1997
実施者	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理部、ソニー
概要	<p>本新技術は、胸部や頭頸部などの広い領域に円錐状の X 線を照射して蛍光板と CCD カメラからなる検出器より多数の 2 次元 X 線投影像を撮影し、計算処理により 3 次元画像を構築する大視野 3 次元 X 線 CT に関するもの。</p> <p>装置は、X 線源と検出器(蛍光板と CCD カメラ)が一体となって被写体の周囲を一回転しながら、蛍光板に映し出された 2 次元投影像を CCD カメラで 360 枚連続撮影し、これより 3 次元画像を構築する。構築された 3 次元画像は臓器などを含む広い領域を表示可能であり、高い空間分解能を有し、また不連続部を含まない。投影の重なりによる像のボケ、X 線源や検出器の特性によるノイズなども補正し、歪みのない画像を得ることができる。</p> <p>さらに撮影に要する時間は 12 秒(一回転)と、被検者の拘束時間が短かく 1 回の息止めで撮影が完了する。このため、肺、骨、循環器等の広い範囲の診断、治療計画の支援等への利用が期待される。特に 2 次元投影像から 3 次元画像構築においては、画像処理を高速に行う数値演算プロセッサを複数用い並列処理させることによって、計算時間の大幅な短縮が可能となっている(制御・演算部：検出部、駆動部の制御を行う制御系と、投影像の A/D 変換、3 次元再構成及び表示を行う演算系より構成される)。</p> <p>また、3 次元画像を用いた観察、診断においては専門医が装置と対話的に操作することで、視覚的にわかりやすい画像として表示することが可能である。</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="text-align: center;">  <p>観察断面</p> </div> <div style="text-align: center;">  </div> <div style="text-align: center;">  </div> </div> <p style="font-size: small;">X線を横断面で複数回の走査により作成したものと異なり、体軸方向に不連続部を含まない高解像度のX線CT像は世界初 写真1 本装置で得た頭部の矢状断面像(縦断面像) 写真2 大視野3次元X線CT装置の外観</p> <p style="text-align: center;">資料) 科学技術振興事業団</p>

高度画像診断技術の研究開発「4次元CT装置」

実施期間	2000-2004
実施者	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理部、東芝
概要	<p>「高度画像診断技術の研究開発」には、4次元CT装置のプロジェクト以外に、次世代PET装置というプロジェクトも並行して走っている。いずれも従来よりもはるかに高性能の装置を2004年度までに完成し、2005年度には臨床研究に入ることを目標としている。</p> <p>「4次元CT装置」はより高画質で高速な3次元再構成を狙っており、とくに時間分解能を高めることをめざす。10cm厚×50cm径のボリュームを1mm程度の解像力で0.5秒(一回転)の時間間隔で連続撮影する装置を2004年度に完成し、2005年度には改良と人を対象とした試験を実施する。</p> <p>これにより、心動態機能解析、管腔臓器の診断、臓器の血流観察などが可能になるものと考えられる。</p> <p>2002年度には以下を実施。</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 512x512x128の再構成ボリュームを900ビュー(フレーム)の投影データから1秒以内に再構成する超高速再構成装置を試作 ・ 上記の再構成装置にFDKアルゴリズムを実装し、その性能を確認 ・ 4次元CTの制御システムについて設計を行い、再構成装置の関連部分の製作を行う ・ 機能試験機の取得データをもとに再構成アルゴリズムの研究、散乱線の除去などを行い4次元CTの製作に反映 <p>また、以下を独法成果活用事業として実施する。</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 4次元ビューアに対する要求仕様をとりまとめ、その基本設計および詳細設計を行う ・ 機能試験機の取得データをもとに3次元・4次元画像処理の研究を行い、上記の設計に反映

コーンビームCTの臨床的有効性の評価及び新型装置の基礎研究

実施期間	2000-2001
実施者	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理部、ソニー
概要	大視野3次元X線CTの臨床的な評価と改良を実施。

高速コーンビームCT装置により得られる3次元・4次元画像の基礎的および臨床的研究

実施期間	2002-2003
実施者	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理部、ソニー
概要	3次元・4次元画像の基礎的および臨床的研究。

(2) その他

NEDO：リアルタイム4D イメージングシステムの開発

(平成13年度産業技術実用化開発費助成金)

(がん、心疾患等に対応した医療機器の応用・実用化開発)

実施期間	2001-2003
実施者	東芝
概要	3次元(立体)の動態観察を可能とし、バイオプシ、内視鏡、カテーテル手技において、3次元的なガイドを可能とするイメージングシステムの実現を最終目標としている。 人体の4次元データ(3次元の動態データ)を収集再構成する4D-CTスキャナ本体と、4D-CTスキャナで生成されたデータを保存、画像処理、表示するための高速・大容量データ通信ネットワーク、4Dポリウムサーバーシステム、4Dイメージングワークステーション&ビューワなどを統合したリアルタイムイメージングシステムに必要な要素技術を開発する。

文部科学省：外科領域を中心とするロボティクスシステムの開発

(未来開拓学術研究推進事業)

実施期間	1999-2003
実施者	大阪大学大学院医学系研究科田村教授他
概要	コンピュータによる画像解析および画像合成技術を駆使し、術者に超視野(スーパービジョン)を提供するシステムの開発。 刻一刻と変化する術中の患者体内の状態、および手術器具との3次元的关系を実時間で再構築する、つまり時間軸を含めた手術空間の4次元再構築の方法を確立することが目的。 手術前に撮影されたCTやMR画像などの術前画像に加え、術中の超音波画像および幹部や手術器具の3次元運動情報をコンピュータによって統合する。

日立メディコ

歯・顎顔面用コーンビームX線CTであるCB MercuRay(シービーマーキュレイ)を開発し、2002年5月より発売。最小画素サイズ0.1mm、合計1億3000万画素で、標準システムの価格は4180万円。

日本放射線技術学会での発表テーマ例

最近の日本放射線技術学会での CT 関連発表テーマをみると、マルチスライス CT 関連がその中心となっている。低コントラスト識別能やアーチファクトに関する検討、被曝線量の測定や低減方法に関する検討などが行われている。

図表 25 日本放射線技術学会での発表テーマ例

テーマ	発表者
MSCT における画像特性の基礎的検討	北海道大学医学部附属病院放射線部 山下道明他
マルチスライス CT における X 線管球焦点サイズが及ぼす影響について	広島大学医学部附属病院放射線部 穠山雄次他、 広島大学歯学部附属病院放射線部 相田雅道他、 呉共済病院放射線部 山口功
機種間の CT 値差と低コントラスト識別能の研究	奈良県立医科大学附属病院中央放射線部 和田直樹他
マルチスライス CT によるアーチファクトの基礎的検討 - 第 2 報	国立がんセンター東病院放射線部 石原敏裕他
腹部 CT における US 断面 CT 画像の有用性	虎の門病院放射線部 渋谷清和他
MDCT におけるガントリ傾斜が MPR 画像に及ぼす影響	兵庫医科大学病院中央放射線部 名定敏也他
MPR 画像における low contrast sensitivity の検討	総合病院中津川市民病院放射線技術科 加藤秀記他
胸部 CT(肺野条件)における最大値投影法の有用性	三田市民病院放射線科 西村信也他
マルチスライス CT における被曝線量測定	岡山大学医学部附属病院中央放射線部 赤木憲明他
CT 透視における被曝線量の軽減について	群馬大学医学部附属病院放射線部 松村直樹他
被曝線量における dual slice CT の有用性	東海大学医学部附属病院 成田紗織他
Multi slice-row CT(MSCT)の被曝低減ソフト (Care Dose)を用いた臨床評価について	東京慈恵会医科大学附属病院放射線部 吉野美津子他、 シーメンス旭メテック(株) 小松加奈子

資料) 日本放射線技術学会雑誌 第 29 回秋季学術大会一般研究発表予稿集 2001.9

3.2 海外

SPIE(International Society for Optical Engineering)のウェブサイトでコーンビームCTに関連する文献を検索した結果、最近では FPD (Flat-panel detector) を使用したコーンビーム CT や、再構成法やノイズ対策に関するものが多く報告されている。

図表 26 SPIE のコーンビーム関連文献の動向

表題・発行年月	著者
Flat-panel cone-beam CT on a mobile isocentric C-arm for image-guided brachytherapy 5/2002	Jaffray, David 他 ウイリアムバーモント病院
Flat-panel detector-based cone-beam volume CT breast imaging: phantom and specimen study 5/2002	Ning, Ruola; 他 ロチェスター大
Cone-beam volume CT breast imaging: wavelet analysis-based multi-resolution reconstruction and de-noising technique 5/2002	Chen, Biao; Ning, Ruola ロチェスター大他
Unified iso-SNR approach to task-directed imaging in flat-panel cone-beam CT 5/2002	Siewerdsen, Jeffrey H.; Jaffray, David A. ウイリアムバーモント病院
Monte Carlo analysis of relation between patient dose and noise characteristic of a flat-panel detector for cone-beam CT 5/2002	中森、ヤング、角尾、吉田、遠藤、佐藤 京都工芸繊維大、放射線医学総合研究所、ソニー（本プロジェクト関係者）
X-ray scatter suppression algorithm for cone-beam volume CT 5/2002	Ning, Ruola; Tang, Xiangyang; Conover, David L. ロチェスター大
Simulation of x-ray projections for 3D cone-beam tomography 4/2002	Qin, Zhongyuan 他 Xi'an Jiaotong Univ.
Comparison of fan-beam, cone-beam , and spiral scan reconstruction in x-ray micro-CT 1/2002	Sasov, Alexander SkyScan
Cone-beam image reconstruction for detectors with nonsquare detector elements 1/2002	Tam, Kwok C. シーメンス
Novel approximate approach for high-quality image reconstruction in helical cone-beam CT at arbitrary pitch 7/2001	Schaller, Stefan 他 シーメンス、フリードリッヒアレキサンダー大、
Cone-beam image reconstruction from equiangular sampling using spherical harmonics 7/2001	Taguchi, Katsuyuki 他 東芝、ウタ大
Performance evaluation of oblique surface reconstruction algorithm in multislice cone-beam CT 7/2001	Chen, Laigao M.; Liang, Yun; Heuscher, Dominic J. Purdue 大他

米国においては NIH において以下のようなコーンビーム CT 関連の研究が実施されている。

図表 27 NIH におけるコーンビーム CT 関連の研究

タイトル	期間	実施者
Application of Breast Imaging Techn to Molecular Imaging	1996-2004	University of Virginia Charlottesville
3D Low Contrast Resolution Phantom for CT	2001-2002	BIOMECH, INC.
Flat Panel Detector based Cone Beam Volume CT	2001-2004	University of Sussex
Flat Panel Detector based Cone Beam Volume CT	2001-2004	University of Rochester
Flat Panel Cone Beam CT for Image Guided Radiotherapy	2001-2005	William Beaumont Hospital
Update of Duke Research SPECT System	2002-2003	Duke University

一方、欧州においては EU で第 2 次～5 次のフレームワークプログラムにおいて、以下のような CT 関連研究が実施されている。ただし、コーンビームに関する目だった研究はない。

図表 28 EU における CT 関連研究

タイトル	期間	実施者
Dose reduction and quality criteria in computed tomography	1991-1992	Aarhus Kommunehospital (デンマーク) 他
Quality assurance parameters and image quality criteria for computed tomography in adult and paediatric radiology	1992-1995	Aarhus Kommunehospital (デンマーク) 他
Automatic Procedure to Manufacture Individual Implants-Custom Made Prosthesis-Operation Stencils Based on Computed Tomography Data	1996-1998	CIP Konstruktion GmbH & Co KG (ドイツ) 他
Research and Development of Advanced 3D X-Ray Tomography (theory, algorithms, software, concept of application) using Maximum-Entropy Method and Statistical Approach to a Priori Knowledge Consideration	1997-2000	Federal Institute for Materials Research and Testing BAM (ドイツ) 他
Improved photocathodes using absorbing cone topology	1998-1999	University of Sussex (英国)
Real Time Motion Compensated Reconstruction and Visualisation for Dynamic Computed Tomography	2000-2002	Sema Group, S.a.e. (スペイン) Philips Semiconductors (ドイツ) 他
Computed tomography - techniques, image quality and patient dose	2000-2003	Universiteit Leiden (オランダ) 他

4.関連特許・文献の推移

4.1 関連特許の推移

(1) 日本

日本における最近 10 年間の関連特許の推移を調査した。

X 線 CT に関連するものは最近 10 年間で 2,041 件出願されており、ほぼ年間 200 件程度で横ばいに推移している。

コーンビームに関連するものは最近 10 年間で 55 件出願されており、90 年代後半に増加する傾向を示している。この 55 件の要約などの概要を付帯資料 1 に示す。

4 次元 X 線 CT に関するものは 1 件であった。検索条件と結果を以下に示す。

期間 PATOLIS 特許・出願 :1991 年 1 月 1 日 ~ 2000 年 12 月 31 日まで
(公開日 2002 年 5 月 31 日まで)

検索式

A FK=(X線*CT)

B FK=((コーン+円錐)*ビーム)+AB=(コーンWビーム)

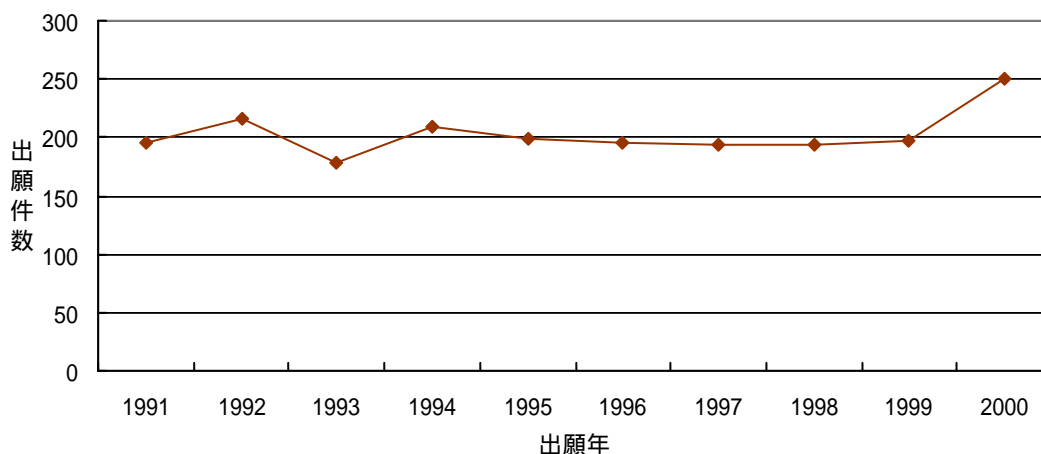
C FK=(4次元)

検索式 :A 特許 2041 件

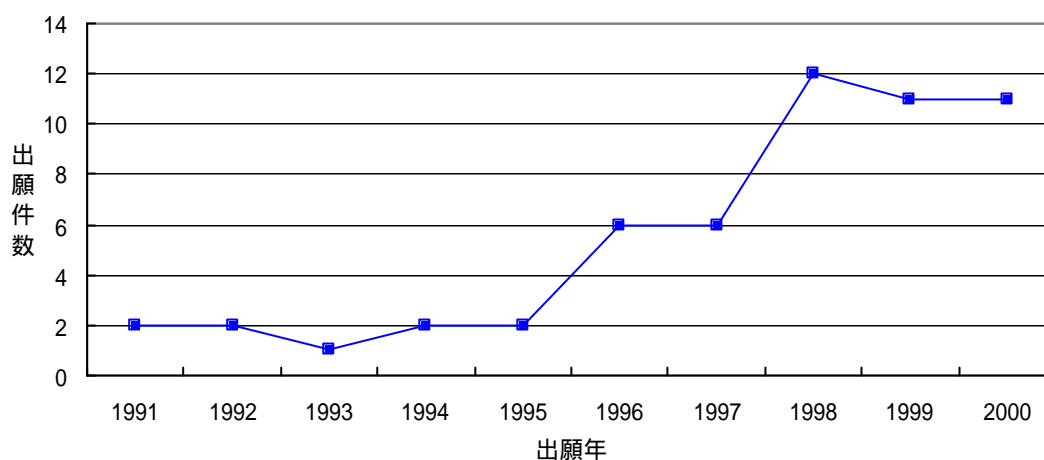
検索式 :A*B 特許 55 件

検索式 :A*C 特許 1 件

図表 29 X 線 CT 撮影装置関連特許の出願件数推移



図表 30 コーンビーム型 X 線 CT 撮影装置関連特許の出願件数推移



(2) 米国・欧州

米国および欧州（英独仏）における最近 10 年間の関連特許の推移を調査した。

X 線 CT に関連するものは最近 10 年間で米国 723 件、欧州（英独仏）462 件出願されており、最近 10 年間ほぼ一貫して増加傾向を示している。

コーンビームに関連するものは最近 10 年間で米国 32 件、欧州（英独仏）24 件出願されており、最近 10 年間やや増加傾向を示している。

4 次元 X 線 CT に関するものは米国・欧州合わせて 2 件であった。これらの特許の概要（タイトル語）を付帯資料 2 に示す。

検索条件と結果を以下に示す。

期間 WPI 特許・出願（優先権主張）：1991 年 1 月 1 日～2000 年 12 月 31 日

検索式

D X(W)RAY AND (CT OR COMPUTED(W)TOMOGRAPHY OR COMPUTERIZED(W)TOMOGRAPHY)

E CONE(W)BEAM

F FOURTH(W)DIMENSION? OR FOUR(W)DIMENSION? OR 4D(W)CT

G AC(出願国)=US+AC=WO(国際出願)*DS(指定国)=US

H AC=(DE(ドイツ)+FR(フランス)+GB(イギリス))+AC=(EP(欧州特許庁出願)+WO)*DS=(DE+FR+GB)

I AY>=1991/PR(優先権主張年)

検索式 :D*G*I 特許 723 件 (米国 :X線 CT 撮影装置)

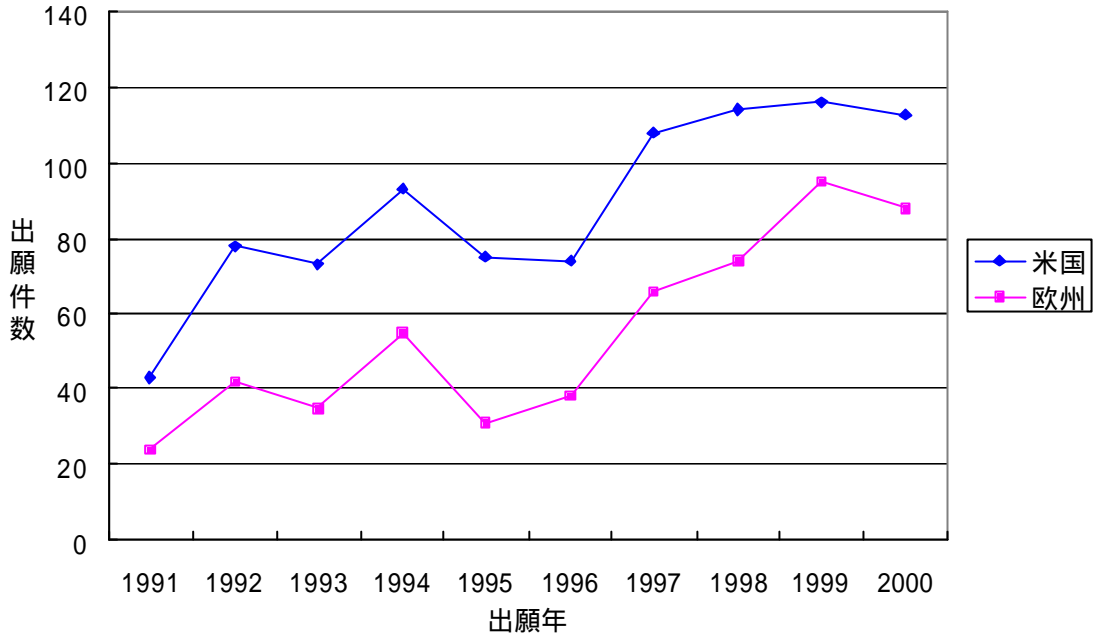
検索式 :D*E*G*I 特許 32 件 (タイトルリスト入手) (米国 :コーンビーム型 X線 CT 撮影装置)

検索式 :D*H*I 特許 462 件 (欧州 :X線 CT 撮影装置)

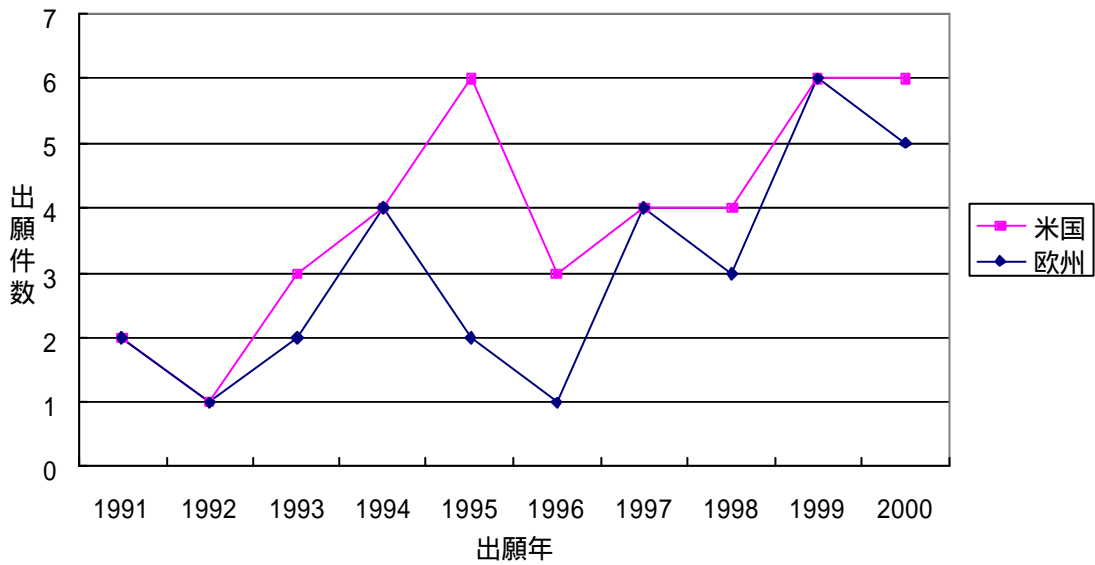
検索式 :D*E*H*I 特許 24 件 (タイトルリスト入手) (欧州 :コーンビーム型 X線 CT 撮影装置)

検索式 :D*F 特許 2 件 (タイトルリスト入手) (世界 :4次元 X線 CT 撮影装置)

図表 31 X線CT撮影装置関連特許の出願件数推移



図表 32 コーンビーム型X線CT撮影装置関連特許の出願件数推移



4.2 関連文献の推移

日本および米国における 1990～2001 年の関連文献の推移を調査した。

日本では、X 線 CT に関連するものは 6533 件、コーンビームに関連するものは 64 件発表されており、増減はあるが全体的に増加傾向を示している。

米国では、X 線 CT に関連するものは 969 件、コーンビームに関連するものは 105 件発表されており、日本と同様に増減はあるが全体的に増加傾向を示している。

但し、日米で使用したデータベースは異なるため、日米の件数を比較評価することはできない。検索条件と結果を以下に示す。

【日本】データベース：JOIS

```

JOIS X線CT
コ - ン状ビ - ム+コ - ンビ - ム&+円錐状ビ - ム&+円錐ビ - ム&+CONE[W]BEAM
四次元+ 4次元
NA=JPN
( x + x )x
x

```

コーンビーム
X線CT

【米国】データベース：DIALOG(INSPEC)

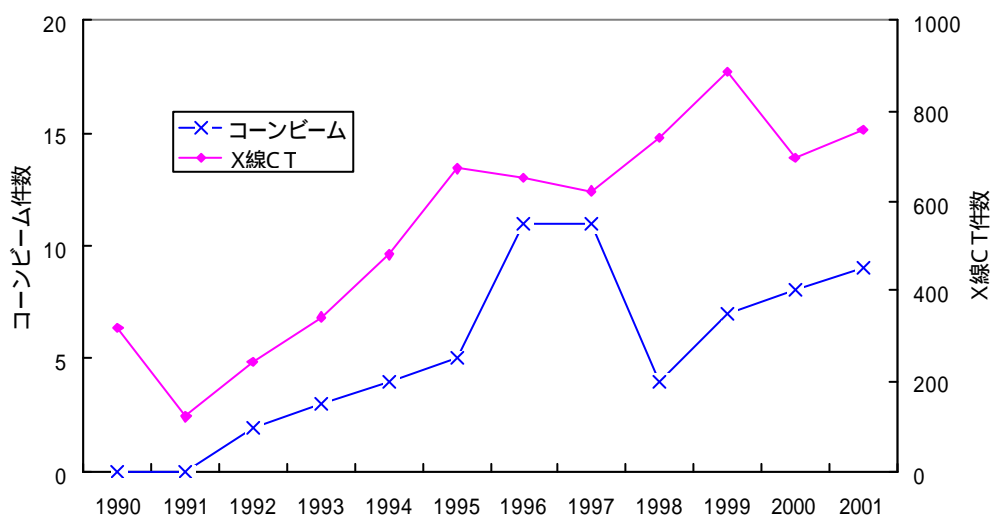
```

DIAL(X(W)RAY AND (CT OR COMPUTED(W)TOMOGRAPH? OR
COMPUTERIZED(W)TOMOGRAPH?)
CONE(W)BEAM
FOURTH(W)DIMENSION? OR FOUR(W)DIMENSION? OR 4D
CP=USA
( x + x )x
x

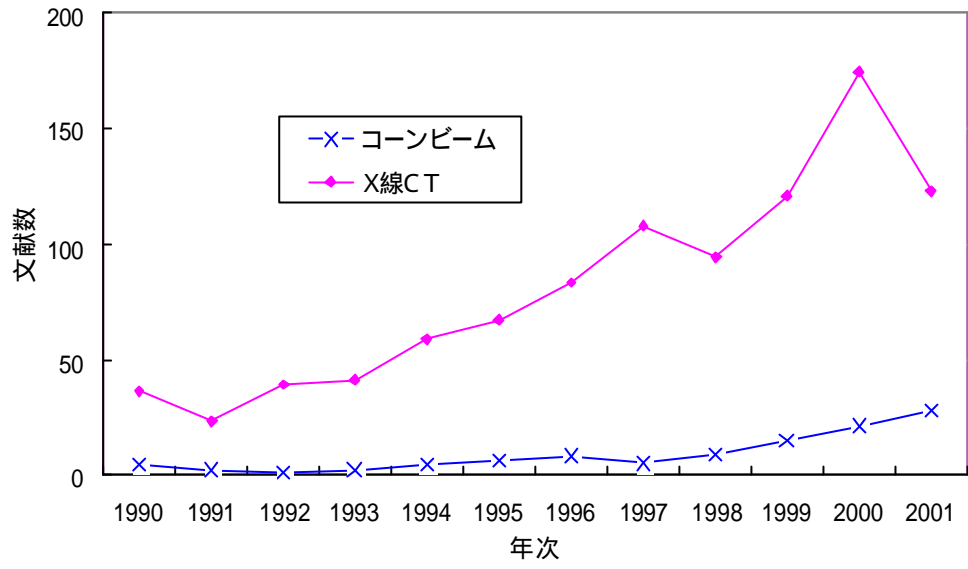
```

コーンビーム
X線CT

図表 33 日本発行文献数



図表 34 米国発行文献数



付帯資料 1. コーンビーム型 X 線 CT 撮影装置関連特許 (日本) の概要

No.	出願番号	発明 (考案) の名称	要約 (抄録文)	出願人
1	特願平07-336452	3次元動態デ-タの表示方法	【目的】3次元ポリゴ-ムデ-タの可視化処理を繰返し行うことにより、対話性を損うことなく3次元動態表示を可能にする。£ X線CT装置、光CT、MRI超音波診断装置、リアルタイム【構成】時間軸を加えた4次元デ-タを保管する記憶装置2と、4次元デ-タの可視化処理を行う計算機3と、ディスプレイ6と、ディスプレイの座標を入力する装置5とを備えている。さらに、周期的な4次元デ-タの1周期分の動態3次元表示を行う際、設定された表示間隔の間に可視化計算が終了しない場合、可視化パラメ-タの変化の無い間は、他の時相を計算中であるか否かに関わらず、既に計算済みの時相の3次元画像を設定された表示間隔で決定される表示タイミングで表示する処理を行う。	13-000510 日立製作所:(株)13-420143 日立メデイコ:(株)
2	特願平03-117633	X線コンピ-タ断層撮影装置	【目的】本発明は、多数枚のスライスを短時間に撮影することができる簡単な構成のX線CT装置を提供することを目的とする。£ X線ビ-ム、断層像、スキヤン速度、錐状X線【構成】コンピ-ムを用いてヘリカルスキヤンを行ない、X線投影デ-タを2次元X線検出器で検出する。コンピ-ムをスライス厚方向に平行なビ-ムと見ない、投影デ-タの中からあるスライス位置とその隣接位置の360度の投影デ-タを選択し、選択デ-タに基づいて通常のコンポリゴ-シヨン/バックプロジェクション方式の再構成を行い、スライスを再構成する。	13-000307 東芝:(株)
3	特願平03-348602	円錐ビ-ム投射デ-タから物体の三次元計算機断層撮影映像を生成する方法および装置	【目的】逆ラドン変換により3D映像を再構成するために、ラドン空間内の任意の1組の平面上における面積分を表す値へX線円錐状ビ-ムデ-タを変換する方法と装置を得る。£ X線源位置、2Dデ-タセット【構成】逆ラドン変換により3D CT映像を再構成するために、X線円錐状ビ-ムデ-タ(物体20を通る線積分)をラドンデ-タ(面積分)へ変換する手順を開示する。正規化された検出器面上の1対の線のおおのにおよび沿う重みづけられた線積分を決定するために、各面積分の半径方向微分が積分と、次に重みづけられた線積分の間の差を回転角で除すことにより決定される。それらの線は、回転軸26を共有し、回転角だけ相対的に回転させられる対応する1対の積分面の正規化された検出器面との交差として定められる。円錐状ビ-ムデ-タを、ランダム空間内の、1組の同軸垂直面のような任意の1組の平面上の面積分を表す値へ変換するためにこの手順を採用できる。	US-000732 ジェネラルエレクトリックCO
4	特願平04-233795	放射線CTと放射線CTの撮影デ-タ収集方法	【目的】ヘリカル・スキヤンに基づいて生ずるPVE等による偽像を完全に無くした高画質のイメ-ジを得ることのできる放射線CTと、この放射線CTを用いて行う撮影デ-タ収集方法を実現する。£ コリメ-タ、円錐ビ-ム、集団検診、高速撮影【構成】ガントリGを移動させながら、ガントリGの移動軸に平行な線状のX線発生源XSから蔓巻き螺旋状にファン状のX線を放射する。X線発生源XSと一体になつて被検体Bの周囲を回転する検出器DETは、被検体Bを透過したX線と透過しないX線とを検出して画像再構成の後、画像表示する。	13-485515 横河メデイカルシステム(株)
5	特願平04-281192	コンピ-ムCT用管球	【目的】装置全体を従来のもと同じ程度の大きさに抑えるとともに、360度分の投影デ-タを得る場合でも、撮影領域の両端付近でア-チファクトがほとんど生じないようにする。£ 真空、コンソ-ル、高電圧制御装置、X線CT装置【構成】外囲器2内に軸方向に沿つて所定間隔で複数のフィラメント8と複数のタ-ゲット5とを交互に配置して、各フィラメント8と、各タ-ゲット5によつて複数のX線源を構成し、これらの各X線源のいずれかを選択してX線を発生させることにより、X線の出射点を切り替えて撮像領域の両端付近での撮影デ-タ不足を無くす。	13-000307 東芝:(株)13-東芝医用システムエンジニアリング(株)
6	特願平06-163836	X線撮影装置	【目的】コンピ-ムCT装置等のX線撮影装置における幾何学的歪補正を高精度かつ高効率に行なう。£ 高解像度、3次元画像、X線源、平板、正方格子【構成】X線テレビカメラ5の信号読出方向に平行および垂直な基準線13aと、X線の吸収度合いの相違を示すマ-カ-を直交格子状に配列した歪計測用チャ-トと、マ-カ-配列を基準線とほぼ一致させてチャ-トをカメラのX線入力面に固定する手段とを設ける。さらに、チャ-トの各マ-カ-の実際の画像座標と歪が無い場合の各マ-カ-の理想的な画像座標との比較結果に基づき、実際の画像の各座標を理想的な画像の各画素単位で整数値の各座標に対応付ける位置対応デ-ブル14aを回転角度別に作成する事前処理部14、被検体12の撮影時に、当該する回転角度の位置対応デ-ブルを参照して、被検体から得られる画像の補正を行なう本処理部15を設ける。	13-420143 日立メデイコ:(株)
7	特願平06-187035	X線撮影装置	【目的】関心領域の解像度を低下させずに幾何学的歪を補正でき、大視野デジタルX線像の画像周辺部における診断能を向上させる。£ マ-カ-、チャ-ト、コンピ-ムCT装置【構成】X線管2とX線テレビカメラ4、5と画像収集・処理装置6とから構成され、被検体7の撮影画像について歪の補正を行うX線撮影装置において、画像収集・処理装置6に、歪を補正した後の画像のX線テレビカメラ入力面における画素サイズを、歪補正前の画像のX線入力面における画素サイズの、別に指定した関心領域における最小値より小さくなるように設定し、歪の補正を行う手段(伸長部6a)を設ける。	13-420143 日立メデイコ:(株)

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
8	特願平07-15001	X線画像計測装置	【目的】(J)被検体画像のブランク領域補正をシエ-デング画像との差分に基づく非飽和ブランク領域の差分値対応で行うことにより、飽和ブランク領域のハレ-シヨンを補正する。εコ-ンビ-ムCT装置、X線CT装置、バイアスノイズ補正、対数差分画像【構成】X線管2出射のX線が被検体13を透過し、X線イメ-ジインテンシファイア4で可視光像に変換されてテレビカメラ5に結像する。これをビデオ信号に変換して画像収集・処理装置6に入力し、任意の回転板7角度で撮影した各投影像に対し幾何学的歪と感度むらを補正して3次元再構成する。そして、ハレ-シヨンを補正処理時、まず、被検体画像を計測し、画素値が飽和レベルに達した飽和領域と、達しない非飽和領域を識別する。更に、飽和領域中で被検体のない飽和ブランク画素領域と、被検体の在る飽和被検体画素領域に分割する。被検体画素領域で、被検体のX線吸収量を推定し、各画素値を補正し、3次元再構成時はブランク領域で各画素値補正する。	13-420143 日立メデイコ:(株)
9	特願平07-98263	X線装置	【目的】X線透視画像もしくはX線撮影画像またはX線CT画像の視野を拡大する。εコ-ンビ-ムX線CT装置、高画質、立体画像、診断能、CTスキヤン【構成】複数方向から被検体14のX線透視画像もしくはX線撮影画像またはX線CT計測値を得るX線透視・撮影方法及びX線装置において、X線管2とX線画像X線検出器を同一回転中心の円軌道上を移動させると同時に、被検体14を円軌道面に平行に移動させながら被検体14のX線透視画像もしくはX線撮影画像またはX線CT計測値を得る。	13-420143 日立メデイコ:(株)
10	特願平07-513180	多重列検出器配列体を有する螺旋走査計算機断層撮影装置用の再構成法	【目的】X線計算機断層撮影装置(CTスキヤナ)において、並進方向に沿って変位した横列を持つ検出器配列体を配置して患者を螺旋走査することにより、スライス分布の改善を可能とする。【構成】CTスキヤナにおいて、X線源10からX線の扇形ビ-ム40をビ-ム軸線41に沿い、患者42を介して検出器配列体44に投射する。ガントリ-20が回転して、デカント座標系のX-Y平面を定めるガントリ平面38内で、ビ-ム軸線41を振らせる。患者42と共にテ-ブル46をデカント座標系Z軸と整合した並進軸線48に沿って動かす。また、ビ-ム軸線と並進軸線48に直交する横軸線50に沿ってビ-ム軸線41からも発散する。患者42を通過した後の扇形ビ-ム40のX線を受取る検出器配列体44は検出器素子18を横列と縦列に配置している。Z軸方向に於ける扇形ビ-ム40の発散が小さいことにより、コ-ンビ-ム再構成の精度を改善する。	US-000732 ジェネラル エレクトリック CO
11	特願平08-1213	画像再構成処理装置	【目的】(J)X線検出デ-タを断面の厚さに関係する列方向に束ねて、3次元的に空間配置された画素であるボクセルへ逆投影して、対象物の断面画像を再構成することにより、コ-ンビ-ムを使用して撮影された画像の正確な再構成処理にかかる時間の短縮化を図る。εコンポリコ-シヨンを交換、オ-パ-ラツプ重み付け、画質改善、投影点関数【構成】コ-ンビ-ムを使用したヘリカルスキヤン方式のX線CT装置では、X線検出器5の出力信号がチャンネル毎にデ-タ収集部11で増幅され、A/D変換された後、投影デ-タとして再構成処理部12に送られ、ここで投影デ-タに基づいてボクセル毎にX線吸収率を反映した逆投影デ-タを求めている。この際、有効視野(撮影領域)は、ヘリカルスキヤンの回転中心軸を中心として円筒形状となり、再構成処理部12は、この有効視野に複数のボクセルを想定し、投影デ-タから各ボクセルの逆投影デ-タを求めている。そして、逆投影デ-タに基づく3次元画像デ-タを表示装置14に表示させている。	13-000307 東芝:(株)
12	特願平08-10218	画像再構成処理装置	【目的】(J)断面画像を再構成するファンビ-ム再構成を行うファンビ-ム再構成手段と、断面立体画像を再構成するコ-ンビ-ム再構成を行うコ-ンビ-ム再構成手段を設けることにより、操作性を向上できるようにする。εX線CT装置、高画質、高速、連続、円錐【構成】X線検出器からの出力信号をデジタル信号に変換し再構成処理部12に取り込み、再構成法指定部21-1でコ-ンビ-ム再構成が指定されている時は、投影曲線計算部21-2でボクセル列を検出器面に投影した投影曲線を発生し、再構成処理制御部21が投影曲線に対応する逆投影デ-タを求め(コ-ンビ-ム再構成処理)画像メモリ27に加算して画像を記憶す。また、再構成法指定部21-1でファンビ-ム再構成が指定された時は、投影曲線計算部21-2で検出器列の中心を通る検出器列に平行な投影直線を発生し、投影直線に対応する逆投影デ-タを求め(ファンビ-ム再構成処理)、画像メモリ27に加算して画像を記憶する。	13-000307 東芝:(株)
13	特願平08-30242	物体の像を構成するのに用いられる1組のラドン導関数に投影デ-タを変換する方法、並びに物体の計算機断層写真像を形成する方法及び装置	【目的】(J)コ-ンビ-ム源から物体の像を検出器面に投影して物体の像を構成する場合に、投影デ-タを1組のラドン導関数に変換することにより、要求するCTコ-ンビ-ム源による作像のための構成において精度向上を図る。ε像表示装置、走査経路、重心、イメ-ジ値【構成】コ-ンビ-ムX線源12により、物体10の像を表すデ-タを、平坦な検出器表面16を有している検出器配列14に投影させ、投影されたX線光子の形態をなすデ-タを、検出器配列14でのX線検出器によつて検知させる。この検知信号からデ-タ取得システム(DAS)18において、平面16に投影された像20を表している線積分の形態のコ-ンビ-ム投影デ-タを求め、次にプロセッサ22にて、投影デ-タを1組のラドン導関数に変換し、ラドン導関数から1組の面積分の値を算出している。またこのような面積分の値を入力デ-タとして用いて逆ラドン変換を行つて、物体の像を再構成している。	US-000732 ジェネラル エレクトリック CO

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
14	特願平08-161853	X線CT装置及びその ミスアライメント補正 方法	【目的】コ-ンビ-ムまたはマルチスライスX線CT装置において、X線源の焦点移動を補正しア-テイファクトのない再構成画像を得る。£ X線検出素子、焦点位置検出手段、X線ビ-ム、チャネル、断層像【構成】X線管球3の主X線検出器7に対する相対的な複数の焦点位置に対応する再構成パラメ-タ31a, 31b, ...及びまたはビ-ム位置情報33a, 33b, ...を予め記憶装置17に記憶させておく。スキヤン前あるいはスキヤン中に、プロファイル検出器9により検出されたプロファイル検出用ビ-ムからデ-タ処理装置15により主X線検出器7に対するX線管球3の相対的な焦点位置を計算する。この検出計算された相対的な焦点位置に最も近い焦点位置に対応する再構成パラメ-タ31及びまたはビ-ム位置情報33が記憶装置17より読み出されて、再構成装置25による再構成に供される。	13-000307 東芝(株)
15	特願平08-162003	X線コンピュ-タ断層 撮影装置	【目的】コ-ンビ-ムが適用される比較的大型サイズの二次元検出器に対する散乱線の影響を適切に除去し得るようにする。£ 位置調整可能、位置合わせ、断層像、X線CT、撮影領域【構成】このX線コンピュ-タ断層撮影装置の検出器システム10は、コリメ-タ板11がスライス方向に複数配列されてなるスライス方向コリメ-タ12と、コリメ-タ板13がチャネル方向に複数配列されてなるチャネル方向コリメ-タ14と、複数の検出素子が二次元方向に配列されてなる検出素子アレイ16と、から構成されている。チャネル方向及びスライス方向に関するアライメントは独立して行えるように構成されている。また比較的高精度なアライメントが要求される二つの構成要素のアライメントを先に行い、しかる後に、残る構成要素とのアライメントを行うことが可能な構造とする。	13-000307 東芝(株)
16	特願平08-234266	マルチスライスCT装 置	【目的】(J)X線検出器のX線検出素子列の周回軸の方向のピッチを均等としない構成とすることにより、ヘリカルピッチを小さくすることなく、実効スライス厚を薄くして画像の品質の向上を図る。£断層画像、束ね処理、補間処理【構成】X線CT装置の二次元X線検出器5は、コ-ンビ-ムのアキシヤル面に近い上下2列は1mmの狭い厚さの検出素子が配列されており、最も遠い上下両端の2列は2mmである。このように、アキシヤル面近傍のセグメントの厚さを小さく(1mm)し、アキシヤル面から遠ざかるほどセグメントの厚さを大きく(2mm)して、セグメントの厚さを不均等にしたことにより、対向ビ-ムにより構成される同位相のビ-ムの移動線を、セグメントのビ-ムの移動線と重ならせずに行うことができ、サンプリング密度を確実に高くし、実効スライス厚を薄くすることが可能となる。	13-000307 東芝(株)
17	特願平09-165837	X線コンピュ-タ断層 撮影装置	【目的】(J)ボクセルごとに最適となる焦点角度のデ-タを3次元逆投影すべく、焦点角度とボクセルの座標に対応して3次元逆投影する領域を決定することにより、再構成可能な領域を拡大し、画質劣化を低減し、かつノイズを低減する。£CT、コ-ン角、ハ-フ再構成、スム-ジング、重みづけ加算【構成】コ-ンビ-ム形状のX線を照射するX線管21とX線管21に対し被検体を挟んで対向配置される面検出器23とを一体で回転可能に架台25に取り付ける。架台-寝台制御部13はX線管21と面検出器23を回転駆動する一方、寝台15aをZ軸方向に移動させる。デ-タ収集部27は面検出器23の検出器出力に基づいて被検体の多方向からの投影デ-タを得、投影デ-タは画像再構成部31に送る。画像再構成部31の逆投影演算装置はボクセルごとに最適なデ-タとなる焦点角度のデ-タを逆投影して3次元再構成すべく、3次元逆投影する領域を焦点角度とボクセルの座標に対応して決定する。	13-000307 東芝(株)
18	特願平09-258752	X線CT装置	【目的】(J)設定した螺旋走査範囲内でベッド移動、X線源回転をしてX線照射をし、スライス位置の投影デ-タを求め、これから断層デ-タを再構成することにより、螺旋スキヤン計測を可能にする。£医用機器、デジタル画像処理、X線CT計測、患者ベッド制御手段【構成】X線発生装置1とX線検出装置2を予め定めた平面上で連続的に回転させる。被検体を載せたベッド3を一定速度で前進させ、その過程でX線発生装置1からX線を照射し、螺旋状走査による曝射を行う。得られる透過X線をX線検出器2で検出する。得られた螺旋デ-タから所望断層面の投影デ-タを得る。その投影デ-タをフィルタ補正回路による補正処理、逆投影演算回路での逆投影処理を行うて、所望位置の断層像を得る。この方法で、コ-ンビ-ムを利用して螺旋スキヤンや電子走査形等種々の方法が適用でき、効果的に螺旋スキヤン計測ができる。	13-420143 日立メディコ(株)
19	特願平09-266148	対象物の関心ある領 域の3次元コンピュ- タトモグラフィ撮影の ための走査及びデ-タ 取得方法および装置	【目的】(J)余分なスパイラルタ-ン上のビ-ム源位置から取得されたデ-タを、それに隣接する主スパイラルスキヤンのタ-ンから得られたデ-タを用いて補間することにより、スキヤンの円形部分に相当するビ-ム源位置に関する円錐ビ-ムデ-タを取得可能とする。£エリア検出器、サンプルアンドホ-ルド回路、2次元アレ-、マニピュレ-タ、数値制御器【構成】円錐ビ-ム線源10から、被撮影対象物12の関心領域の付近を通過する円錐ビ-ムエネルギーを発生させ、撮影用エネルギーを検出器14にて検出する。そして感知されたX線エネルギーに相当する信号をデ-タ取得装置16を介してプロセッサ18のプロック19に入力させてビ-ムデ-タ補間を行わせる。次にプロック20において、円錐ビ-ムデ-タをラドン誘導デ-タに変換し、プロック22で極デ-タに変換後、プロック24で3D逆ラドン変換する。その後、プロック26において、再構成されたイメ-ジデ-タを得てディスプレイ28に供給し、対象物12の関心領域の3DCTイメ-ジを表示する。	US- シ-メンスコ-ボレイト リサ-チ INC

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
20	特願平09-317021	X線CT装置	【目的】CT撮影だけでなく関心部位全体の透視撮影が行えるようにする。£扇形状ビーム、回転駆動手段、CT画像、X線透視画像、X線断層撮影【構成】このX線CT装置は、コリメータ6の調整によりファン状X線ビームだけでなくコン状X線ビームも被検体Mに照射でき、フィルムカセット4やパネル型X線センサ5をX線管2と対向する位置へ離脱可能にセットできる構成であるので、ファン状X線ビームを用いるCT撮影に加え、フィルムカセット4やパネル型X線センサ5をセットしてコン状X線ビームを被検体Mに照射し関心部位全体の透視像を撮影する。これにより、透視撮影専用のX線管がなくても透視撮影が可能である。また、透視撮影専用のX線管が無いので、装置の設置も容易となる。	26-000199 島津製作所：(株)
21	特願平09-317022	X線診断装置	【目的】CT撮影と関心部位全体の透視撮影の両方が出来るのに加え、透視撮影の際に撮影方向の選択ができるようにする。£X線照射制御手段、X線検出手段、X線断層撮影、データ処理手段、X線透視撮影【構成】このX線診断装置は、ファン状・コン状の両X線ビームの選択設定用のコリメータ4付きのX線管2とパネル型X線センサ3が被検体Mを挟んで対抗配置したまま回転可能となっており、CT撮影ではファン状X線ビームFBが照射されると共にX線センサ3からの検出データに基づき画像再構成処理が行われてCT画像が得られる。透視撮影ではコン状X線ビームCBが照射されると共にX線センサ3からの検出データに基づき画像データ処理が行われてX線透視画像が得られる。又、透視撮影の場合、X線管2を回転移動させるとビーム照射方向が変わり、撮影方向が変化するので、撮影方向の選択ができる。	26-000199 島津製作所：(株)
22	特願平10-55969	コンビーム型X線CT装置	【目的】断層像に加えて任意の1方向から見た透視像をリアルタイムで表示できるようにする。£画像再構成手段、コン状、X線ビーム、回転手段【構成】X線管11、イメージンテンシファイア13、TVカメラ14等を被写体10の周囲に連続回転させ、データ収集装置15を経て、各角度方向からの2次元データを収集する。ついで、これより画像再構成装置16において、各スライスでの断層像を再構成して、その画像のデータを画像メモリ17に格納するとともに、回転角度検出器21で検出した角度が設定角度に一致したときに、2次元データを2次元透視像処理装置23に取り込ませ、その角度方向の透視像のデータを画像メモリ17に格納し、画像表示装置18において、その透視像を断層像とともに表示する。	26-000199 島津製作所：(株)
23	特願平10-144138	X線CT装置	【目的】被検体での減弱が大きな領域で十分なX線量を確保することができ、且つ被検体での減弱が少ない領域等で検出素子が飽和することを防ぐことができ、これにより高画質の再構成像を得ることができるようになる。£断層像、イメージンテンシファイア、平面センサ、半導体検出器【構成】X線管11から被検体14での減弱が大きな領域でも十分なX線量が得られるようなファンビーム、又はコンビームX線を照射する。一方、1次元又は2次元の検出器12の入射側の一部にポストフィルタ17を設け、ポストフィルタ17によつて透過X線を減弱し、これにより被検体14による透過X線の減弱の少ない領域や、被検体14を透過しない領域の検出素子が飽和しないようにする。	13-420143 日立メデイコ：(株)
24	特願平10-156002	X線コンピュタ断層撮影装置	【目的】(J)平面検出器を有し、コンビームデータを収集しているものにおいて、焦点軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿つて投影データをフィルタ処理し、フィルタ処理後の投影データを3次元逆投影させることにより、コンビームアチファクト等の抑制を図る。£2次元フィルタ処理手段、1次元コンポリュシヨン、コンポリュシヨン関数、ライノグラム法、高速フーリエ変換法【構成】コンビームCT10は、コンビーム形状のX線を照射するX線管21と、X線管21に対し被検体を挟んで対向配置される面検出器23とが一体回転可能に取り付けられた架台25を有する。X線管21には、X線制御装置17による制御下で高電圧発生装置19にて発生された高電圧が供給されている。そして面検出器23の出力に基づいて被検体の多方向からの投影データをデータ収集部27で得、これら投影データから画像再構成部31にて画像再構成するが、この際、焦点軌跡に対応する所定の傾斜方向に沿つて投影データをフィルタ処理し、フィルタ処理後の投影データを3次元逆投影させて再構成画像を得る。	13-000307 東芝：(株)
25	特願平10-226206	放射線CT装置	【目的】円錐状又は多角錐状の放射線を用いたCT装置であつて、コン角に関わらず放射線被曝量等が均一なコンビームCT装置を提供する。£X線ビーム、透過放射線、ファンビーム、被曝量【構成】円錐状又は多角錐状のコンビーム52を被検体60に向けて曝射する放射線ビーム発生源12と、被検体60を透過したコンビーム52を検出する少なくとも2つの検出器列を有する検出器72と、コンビーム52を減弱させるために放射線ビーム発生源12と被検体60との間に配置され、透過した放射線ビームの線量がコン角にかかわらず一定となるように性状を変化させたウエッジ24とからなる。	13-000307 東芝：(株)

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
26	特願平10-229046	放射線撮像装置	【目的】コ-ン状の放射線により撮像を行う放射線撮像装置において、X線ビ-ムの検出位置や検出面積を変更可能とすることによって、複雑なデ-タ収集を可能にし、多様な放射線撮像を実現する。£放射線発生源、電気信号、回転軸、X線CT装置【構成】放射線撮像装置1は、被検体2を中心に回転しながら被検体2にX線ビ-ムを曝射する線源3と、被検体2を挟んで線源3と対向配置されて線源3と共に回転し、線源3からのX線ビ-ムを検出する検出器4とを有するものであり、検出器4は、線源3からのX線ビ-ムを電荷として検出しデ-タ処理手段(図示せず)に検出器出力を出力する検出素子が、回転方向(ch方向)及び回転軸方向の2方向に格子状に配置されて構成されている。	13-000307 東芝:(株)
27	特願平10-276064	X線CTスキヤナ	【目的】連続X線を用いてコ-ンビ-ムでスキヤンを行うときに、デ-タ収集装置(DAS)の実用的な回路規模を維持しつつ、スキヤン時間を格別長期化させないで、投影デ-タの収集タイミングのずれに起因した実効パスのずれの影響を排除して、歪みの少ない、高分解能な投影デ-タを確実に収集する。£マトリクス配置、フルチャンネル、オ-バ-スキヤン【構成】X線を連続的に曝射するX線管と2次元検出器11を有する。X線はコ-ンビ-ム状に整形される。検出器11が検出した透過X線の強度を投影デ-タとして収集するデ-タ収集装置(DAS)24を有する。DAS24は列方向またはチャンネル方向の一方を優先して投影デ-タを読み出す。再構成ユニットは、複数のX線検出素子の収集に関わるX線実効パスに拠るX線管の仮想実効焦点位置を求めて投影デ-タと仮想実効焦点位置とに基づき画像デ-タを再構成する。	13-000307 東芝:(株)
28	特願平10-277293	3次元CTイメ-ジング装置の操作方法ならびにスキヤニングおよびデ-タ収集装置	【目的】(J)イメ-ジング装置によるイメ-ジング操作の間に測定デ-タを収集する前に、最終的な画像再構成を展開するのに必要な収集測定デ-タを処理するに当つての画像再構成処理情報を予計算することにより、測定デ-タ処理の速度及び効率を改善する。£ジオメトリパラメ-タ、マスキング、ラドンデ-タ変換手段【構成】コ-ンビ-ム3次元CTイメ-ジング装置では、マニピュレ-タ6、コンピュータ8、ソ-ス10及び検出器12が共働して被検体のスキヤニングを行っており、X線エネルギーがイメ-ジング装置の視野を通過した後、検出器12中に入射した際の測定信号をデ-タ収集システム17を介してプロセスサ18に送り、ここで画像を再構成している。この際、測定デ-タの収集に先立ち、最終的な画像再構成への寄与を展開するのに必要な収集測定デ-タを処理するに当つての画像再構成処理情報を予計算する。また測定デ-タの相応する複数の集合を収集するため複数位置でソ-ス10及び検出器12を操作する。	US- シ-メンスコ-ボレイト リサーチ INC
29	特願平10-291416	局所照射X線CT撮影方法及びその装置	【目的】被写体の局所部位の断層面画像を得るのに、X線の被曝線量が抑制され、撮影時間の短縮化された局所照射X線CT撮影方法とその装置を提供する。£旋回方向、ビ-ム幅、条件式【構成】旋回ア-ムの回転中心3aを撮影すべき局所部位Pの中心位置Paに固定した状態で、X線発生器1からは被写体の一部である撮影すべき局所部位Pのみを包含するX線コ-ンビ-ム1aを局所照射しながら、旋回ア-ムを撮影条件に応じた角度範囲で旋回させることによつて、局所部位PのX線投影画像を2次元X線イメ-ジセンサ2上に生成し、このようにして生成されたX線投影画像を演算処理して、局所部位の3次元的なX線吸収係数分布情報を画像情報として取り出して、その局所部位Pの任意の断層面画像を生成する。	26-422564 モリタ製作所:(株)13- 日本大学:(学)
30	特願平10-329813	放射線画像形成装置	【目的】コ-ンビ-ムCTにおいて、ダイナミックレンジの狭い放射線検出器を使用しても、エネルギー-吸収差の大きい被写体のポリユ-ムデ-タを生成することができるようにする。£放射線源、撮影画像、断層画像、走査ビ-ム、X線フィルム【構成】撮影系制御手段13により検出感度レンジを切り換えて、互いに異なる検出感度レンジで撮影し検出を行わせる。投影画像デ-タ生成手段20が各検出感度レンジにおける投影画像デ-タD21、D22を生成する。投影画像デ-タ合成手段41が、両投影画像デ-タD21、D22を各画素毎に加算平均して合成済投影画像デ-タD20を求める。ポリユ-ムデ-タ生成手段42が、この加算平均によりダイナミックレンジの拡大された合成済投影画像デ-タD20に基づいてポリユ-ムデ-タD3を生成する。	14-000520 富士写真フィルム(株)
31	特願平10-337000	コ-ンビ-ムCTの散乱線除去装置	【目的】コ-ンビ-ムCTの散乱線除去装置において、画像の干渉縞を防止する。£放射線、円筒状グリッド、放射線撮影、モアレ【構成】コ-ンビ-ムCTの散乱線除去装置1は、被写体4にX線を照射するX線源F'と、被写体4を透過したX線を受けて画像信号に変換する検出器12'と、被写体4'と検出器12'の間を通つて回転する散乱線除去の為の円筒状のグリッド30を有する。グリッド30は所定の回転数で回転されるので検出器12'にグリッド30の影が固定して投影されることかない。従つて、影と検出器12'の光検出素子との位置関係の相互作用による干渉縞が生じず、得られる画像にむらを生じて品質を低下させることかない。	14-000520 富士写真フィルム(株)

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
32	特願平10-503429	円及び線の走査経路によるCTコ-ンピ-ム画像再構成	【目的】コ-ンピ-ム線源と物体との間に円形成分と線形成分とを含む走査経路に沿って相対的な移動を実施し、その移動の間にコ-ンピ-ム線源を動作してコ-ンピ-ムデータを投影することにより、物体の画像の再構成を容易にする。【構成】コ-ンピ-ム線源12は物体10を照射するように配置し、独立した検出器素子のマトリックス配列を含んでいる付設された平面検出器配列16に、物体10の画像14を表すコ-ンピ-ムデータを投影する。コ-ンピ-ム投影データは、物体10に入射すると共に検出器配列16の夫々の検出器素子によって検知されるX線光子の形態を有し、平面検出器16はアナログ形態のコ-ンピ-ム投影データを形成する。このデータはデータ収集システム(DAS)20に結合され、DAS20は夫々の検出素子からアナログデータをサンプリングすると共に、データを後続処理のためにデジタル形態に変換する。	US-000732 ジエネラル エレクトリック CO
33	特願平10-543061	回転運動をするスライスのCT画像の再構成	【目的】検出器のアレイで領域を走査して、走査データを発生し、縦軸に沿って対応する画像データスライスを定義し、画像データスライスが互いに平行でないようにし、画像データスライスに対する画像データを発生することにより、画像の品質低下を防止する。【構成】システムは二次元のX線検出器アレイ112に向かってX線を放射するX線源110を有する。検出器アレイ112は座標z及びqを有するフラットなアレイである。オブジェクト116で減衰するX線をアレイ112の中の検出器118で検出する。検出器のアレイ112はz軸に沿う検出器の口ウ120と、q軸に沿うカラム124を含む。コ-ンピ-ム114をq軸に沿って拡散し、z軸に沿って隣接するファンビ-ムから構成する。ディスクをガントリサポ-トの内部に回転可能にマウントし、ソ-ス110および検出器アレイ112がz軸の回りに、従って走査するオブジェクト116の回りに同時に回転する。	US-196016 アナロジック CORP
34	特願平11-21647	コ-ンピ-ムCT装置	【目的】(J)透過X線像を互いに相異なる複数組に分け、組毎に再構成した透過X線像の中でX線分布像毎の鮮鋭度が最大の組の透過X線像に基づいてX線断層像又は三次元X線像を生成することにより、被写体の動きを除去する。E再構成手段、鮮鋭度演算手段、ミッドブレ-ン、差分画像、画質【構成】制御収集装置109からの制御信号で透過X線像の計測が開始し、回転装置108が回転する。その回転角が所定角度に達するとX線発生装置101がX線を照射し、二次元透過X線検出装置102で透過X線を計測して画像を形成する。制御収集装置109がこの透過X線を回転装置108の回転角すなわち投影角と共に収集し、格納装置に格納する。次いで処理表示装置110でガンマ補正、画像歪み補正、対数変換、二次元検出器の感度むら補正等を行った後、三次元X線分布像を形成して表示する。こうして撮影中の被写体111の動きを除去できる。	13-420143 日立メデコ:(株)
35	特願平11-76037	放射線画像撮影方法及び装置	【目的】コ-ンピ-ムを用いた放射線画像形成装置において、散乱線を除去し、被写体の撮影を効率的に行うようにする。E放射線検出器、放射線画像、ファンビ-ム状、コ-ンピ-ムCTシステム【構成】放射線画像形成装置1において、被写体2の上方に放射線源10を、下方に検出器16を設け、放射線源10と被写体2の間に遮蔽板14、被写体2と検出器16の間に遮蔽板8を設ける。遮蔽板8、14には夫々スリット6、12が設けられ、これらのスリット6、12は、放射線源10から放射されたX線4が各スリット6、12を直線的に通過するように直線状に整列される。検出器16には、被写体2の一部を透過したX線投影像22が形成される。撮影部30を被写体2の周りに1回転させ、次に遮蔽板8、14をずらして、放射線4の位置を変えて1回転させる。このステップを繰り返して被写体2の全体を撮像した後、投影像を合成し、更に3次元画像を再構成する。	14-000520 富士写真フイルム(株)
36	特願平11-84870	医用X線装置	【目的】(J)水平軸回りで旋回される回転部材内にX線管と検出装置を対向配置し、この回転部材を被検体の体軸に対し任意角度に傾斜可能に支持させることにより、被検体の多方向からの二次元画像と三次元画像を同一の装置で得られるようにする。Eイメージングシステム【構成】透視時は、直径方向に対向する位置にX線管2と受像装置3が設けられたリング1を回転板駆動部12により、リング状の回転板支持枠6内で回転板4を介して回転させると共に、リング部駆動部9を駆動することによって、リング1を被検体の体軸と垂直或いは任意の傾斜角度に設定させる。そして設定した方向から透視して被検体の透過X線を受像装置3で検出し、この検出信号を画像処理装置で処理して二次元画像を生成する。またコ-ンピ-ムCT撮影時には、リング1を傾斜させた状態で回転板4を被検体の周囲に回転させ、このときの検出信号を処理して三次元画像を生成する。	13-420143 日立メデコ:(株)

37	特願平11-118178	X線コンピュ - タ断層撮影装置	【目的】多数枚のスライスを短時間に撮影することができる簡単な構成のX線CT装置を提供する。£ X線ビ - ム、スキヤン時間、画質、ピッチ、制御手段、ファンビ - ム【構成】コ - ンビ - ムを用いてヘリカルスキヤンを行い、X線投影デ - タを2次元X線検出器で検出する。コ - ンビ - ムをスライス厚方向に平行なビ - ムと見なして、投影デ - タの中からあるスライス位置とその隣接位置の360度の投影デ - タを選択し、選択デ - タに基づいて通常のコンポリュ - ション - バックプロジェクション方式の再構成を行い、スライスを再構成する。	13-000307 東芝(株)
38	特願平11-128704	X線CT装置	【目的】X線CT撮影の際の再構成エリアを、予め確認できるようにする。£ X線撮像、再構成処理、重畳手段、X線コンピュ - タ断層撮影【構成】このX線CT装置は、被検体Mの周囲からコ - ン状X線ビ - ムを照射することによりフラットパネル型X線センサから出力される透過X線検出デ - タに基づき画像再構成を行うX線CT撮影に先立つて、被検体Mの周囲の任意方向からコ - ン状X線ビ - ムを照射して得られるX線透過画像に、X線CT撮影の際の再構成エリアPaを重畳表示して表示モニタ7の画面に映し出す構成を備えている。X線CT撮影を実行する前に、オペレ - タは、再構成エリアPa内に撮影対象の関心部位Maが納まるか否かを表示モニタ7の画面上でチェックできるので、所望の断面のX線CT画像を確実に得ることができる。	26-000199 島津製作所(株)
39	特願平11-232402	X線撮像装置	【目的】コ - ン状X線ビ - ム照射方式のX線撮影において画像全体が鮮明なX線画像を得るようにする。£ 医療用、産業用、X線CT装置【構成】透過X線検出用のパネル型X線センサ2のX線検出面2Aに対してはコ - ン状X線ビ - ムCBのフィラメント側コ - ンビ - ム角bを制限して狭くすることによって実効焦点が大きいX線ビ - ム部分が除かれる構成であり、コ - ン状X線ビ - ムCBにおける実効焦点が部分的に大きいという事態は解消されるので、X線照射部1からのコ - ン状X線ビ - ムCBの照射に伴ってパネル型X線センサ2のX線検出面2Aに投影されるX線透視像がボケない。その結果、最終的に得られるX線CT画像も画像全体が鮮明なものとなる。	26-000199 島津製作所(株)
40	特願平11-250126	画像表示装置及び方法	【目的】多数枚の画像デ - タの格納容量を小さくすることができ、かつ所望の画像を短時間で効率よく捜すことができるようにする。£ X線CT装置、コ - ンビ - ムCT装置、MR装置等【構成】連続性を有する多数枚の画像デ - タ20を、予め設定した枚数置きに選択した第1の画像デ - タ(スキップデ - タ)23と、スキップデ - タを除いた第2の画像デ - タ(スキップされないデ - タ)24とに区別する。そして、スキップデ - タ23を圧縮せずに磁気ディスク73に格納するとともに、スキップされないデ - タ24を圧縮処理して磁気ディスク73に格納する。これにより格納容量を小さくする。また、スキップデ - タ23に基づいて画像を表示させることより所望の画像を大まかに捜し、その後、スキップされないデ - タ24を解凍し、その解凍してデ - タに基づいて画像を選択的に表示させることにより所望の画像を詳細に捜すことができるようにしている。	13-420143 日立メデイコ(株)
41	特願平11-269014	空間的に符号化された検出器アレイ装置および方法を含むCTスキャナ	【目的】(J)空間的に符号化された検出器を、各種の厚さのスライス、同時に発生される複数のスライスの組に対してより効率的な検出面積が許容できるように設計することにより、検出要素の数を等しい長さの検出要素から作られるアレイの場合よりも少なくする。£ CTスライス、整数、二五進法、再構成円、CT走査【構成】CTスキャナ10はZ軸である回転軸の回りに構台14の内部に、回転可能に支持しているディスク12を有し、ディスク12には走査の対象であるオブジェクト18を受け取る開口部16を設ける。X線のソ - ス20を開口部16を横切つてX線のコ - ン - ビ - ム22を生成するためにディスク12上に配置し、X線がオブジェクト18を通過した後ソ - ス20とは反対側にある検出器アレイ24上に投影される。検出器アレイ24の各検出器要素の出力はデ - タ収集システム(DAS)40に送られ、DAS40はさらにプロセッサ42に接続され、プロセッサ42は再構成用コンピュ - タ44にデ - タ値を提供する。	US-196016 アナロジック CORP
42	特願平11-275099	被検体の中の関心領域の3次元コンピュ - タ断層画像形成のための方法および装置	【目的】(J)各2次元デ - タセットし、2次元補正デ - タとを3次元空間の中への重み付け3次元逆投影法で組み合わせて、被検体の中の関心領域の3次元画像を再構成することにより、画像再構成の正確さを著しく損なうことなく、正確な画像再構成を行う。£ コ - ンビ - ム画像形成装置、適応形マスク境界補正方法、関心領域3次元CT画像形成装置、デ - タ収集システム【構成】適切にプログラミングされたコンピュ - タ206からの制御信号に回答してコンピュ - タ制御マイクロプロセッサ208によりX線等のエネルギー - のコ - ンまたはピラミット状ビ - ムと、2次元画素化された検出器アレイ212とは、あらかじめ定められたビ - ム源スキヤニング路に沿つて、複数の離散的に順次に形成される互いに隣接するビ - ム源位置において、共動する。従つて、X線エネルギー - は、画像形成装置のビュ - フィールドを透過し、被検体216により減衰され、検出器212の中の画素に達して、検出されたX線エネルギー - に対応する投影デ - タのセットが形成される。	US- シ - メンスコ - ポレイト リサーチ INC

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
43	特願平11-330097	コンビ-ム型放射線CT装置	【目的】被検体における非撮影対象領域への不必要な放射線曝射を抑制する。£放射線照射手段、放射線検出面、CT装置、位置制御手段、断層撮影【構成】このコンビ-ム型X線CT装置は、X線ビ-ム整形用のリ-フ片5A、5Bの位置制御により、撮影開始の際はX線ビ-ムを後側半角分が欠如した前側半角コンビ-ムCBから欠如した後側半角分が拡がって全角コンビ-ムCBへ移行させるとともに、撮影終了の際はX線ビ-ムを全角コンビ-ムCBから拡がっている前側半角分が縮まって前側半角分が欠如した後側半角コンビ-ムCBへ移行させる構成を備える。半角コンビ-ムCBa、CBbと全角コンビ-ムCBとの間の移行期間中に制限されるX線ビ-ムの分に応じて非撮影対象領域Mbに対する不必要な放射線曝射が従来よりも抑制される。	26-000199 島津製作所:(株)
44	特願平11-340024	コンビ-ムX線CT装置	【目的】各スライス画像の画質が均一になり、画像全体が均質で鮮明なX線CT画像が得られるコンビ-ムX線CT装置を得る。£X線検出素子、X線検出器、断層画像、再構成画像、画像処理【構成】このX線CT装置は、X線管1からのコンビ-ムCBが照射されると被検体Mを透過したX線が面X線センサ2で検出され、各スライス面に対応するX線検出信号(コンビ-ムデ-タ)が得られ、コンビ-ムデ-タより各スライス面の検出信号が順次読み出されて、再構成演算装置15の前処理部16を経てコンポリュ-シヨン部17に与えられる。コンポリュ-シヨン部17には、フィルタ関数発生部19から、コンビ-ムデ-タの各スライス面の検出信号の順次読み出しに同期して各スライス毎の各スライス位置でのX線管の実効焦点の大きさに対応するボケ寄与成分を除去するフィルタ関数が与えられており、コンポリュ-シヨン部17は、各スライス面の検出デ-タとそのスライス面に対応するフィルタ関数とのコンポリュ-シヨン処理を行って、補正投影デ-タをバックプロジェクション部18に供給する。	26-000199 島津製作所:(株)
45	特願2000-5951	2次元アレイ型放射線検出器	【目的】コンビ-ムX線CT装置に要求されているような2次元アレイ型の大きな検出面を有する2次元アレイ型放射線検出器を提供する。£スイッチング素子、マルチスライス【構成】制御部10で制御されるゲ-トドライバ部8から、走査バリスをFET2のゲ-ト3に送るゲ-トバスライン6と、光電変換素子1の電荷信号をソ-ス5からドレイン4にゲ-トされ、デ-タ収集部9に読出すデ-タバスライン7とが、不感部列15の垂直方向に平行して各一本づつ配線されて、検出器パネルの1辺に取り出され、制御部10、ゲ-トドライバ部8、デ-タ収集部9が下方の1辺に配置されている。このモジュールを複数個繋ぎ並べて大きな検出面を有する2次元アレイ型放射線検出器を形成する。	26-000199 島津製作所:(株)
46	特願2000-71625	CTスキャニング・システムのためのア-キテクチャ	【目的】(J)共用メモリにデ-タを入力し、その中から特定の画像情報を検出し、それらをディスプレイ表示し、それを同一システム上で制御することにより、高感度、高信頼性の自動X線検出システムを得る。£ア-カイブ・システム、不揮発性メモリ、CTスライス、デ-タキユ-【構成】手荷物スキャニングシステム100のコンベアシステム110は、CTスキャニングシステム120の中央開口部を通して、矢印方向114に手荷物112等を搬送する。X線管はコンベアシステム110の中を運ばれる手荷物112にX線コンビ-ム132を放射し、検出器アレイ130で手荷物112の露光部の密度を表す信号を発生する。この信号をデ-タ収集システム134で受取り、CTスキャニングの信号処理技法でコンピュ-タ処理する。オペレ-タディスプレイサブシステムは、スキャンされた特定の手荷物112中の危険物を検出表示し、CTスキャニングシステム120からの画像情報を表示する。	US-196016 アナロジック CORP
47	特願2000-80365	3次元コンピュ-タライズドトモグラフィックイメ-ジングを行うための方法及び装置	【目的】(J)ラインセグメントの長さをどのようにして制限すべきかに従って収集されたコンビ-ムデ-タで形成されるラインセグメントをグル-プ分けすることにより、トップ及びボトムサ-クル走査の必要なしに正確な画像再構成を行えるようにする。£コンビ-ムコンピュ-テッドトモグラフィックイメ-ジングシステム、コンビ-ムイメ-ジングシステム、コンビ-ム3次元CTイメ-ジング装置、ROI、ビ-ム源走査軌道【構成】コンピュ-タ6及びモニタ-タ8の制御下でのビ-ム源10と検出器12の協調の結果、X線エネルギーが対象16の内部の変化するエネルギー吸収で選択的に減衰され、検出器12の素子に到来したコンビ-ムデ-タのセットをデ-タ収集システム17に供給する。上部及び下部境界線を有するマスクで収集されたコンビ-ム投影デ-タをマスクングし、コンビ-ム投影デ-タで形成される複数のラインセグメントの対するデ-タを計算する。マスクは複数のラインセグメントを別個のグル-プに分割するために計算ステップの間に使用し、グル-プのラインセグメントの長さを制限する。	US- シ-メンスコ-ボレイト リサ-チ INC

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
48	特願2000-103972	X線CT装置及びその撮影方法	【目的】X線CT装置及びその撮影方法に関し、複雑多様なスキヤン計画を容易に可能とすると共に、スキヤン計画に従って最適なCT断層像を効率よく得る。£スカウト像、コ-ンビ-ム、医療、胸部、腹部【構成】ファンビ-ムを発生するX線源40と、多数のX線検出器がチャネル方向の円弧状又は円周状に配されかつこれが被検体体軸方向の複数列に並設されてなる多列検出器アレイ70とが被検体を挟んで相対向し、多列検出器アレイの検出信号に基づき被検体のCT断層像を再構成するX線CT装置において、被検体のアキシヤル/ヘリカルスキヤンに際して被検体のスキヤン対象領域に対して異なるスライス厚のスキヤン計画情報を設定可能なスキヤン計画設定手段1と、前記設定されたスキヤン計画情報に基づき対応するスライス位置及びスライス厚の投影データを一回のスキヤン工程で取得するスキヤン制御手段2とを備える。	US-ジ-イ-メディカル システムズ グロ-バル テクノロジ- CO エルエル シ-
49	特願2000-112908	コ-ンビ-ム型X線CT装置	【目的】再構成位置を最適な位置に設定できるコ-ンビ-ム型X線CT装置を提供する。£断層像、CTスキヤン、撮影位置、天板【構成】コ-ン状X線ビ-ムを被検体Mに照射するX線照射部1と2次元状に広がるX線検出面2aを有するX線検出器2とが、被検体Mを挟んでその体軸周りに回転するよう構成され、コ-ン状X線ビ-ム照射に伴ってX線検出器2からCT像再構成用の透過像が取得され被検体Mをその体軸周りに走査するよう構成されたコ-ンビ-ム型X線CT装置において、被検体Mの体軸周りのうちで指定された複数個の角度の被検体Mの透過像を再構成位置設定用として表示させる透過像処理部23を備え、再構成位置設定用の多方向からの透過像に再構成位置が設定可能で、適切な位置に再構成位置が設定できる。	26-000199 島津製作所:(株)
50	特願2000-130320	コ-ンビ-ム型放射線CT装置	【目的】被検体における非撮影対象領域への不必要なX線曝射を低減させる、あるいは防止する。£放射線照射手段、放射線検出面、CT像再構成用、ガントリ、医療用、放射線断層撮影【構成】このコ-ンビ-ム型X線CT装置は、撮影開始時はコ-ン状X線ビ-ムCBの後側側面CBaを撮影対象領域Maの後端面に一致させてX線ビ-ム全体を撮影対象領域Maに留め、撮影進行中にはコ-ン状X線ビ-ムCBの照射中心CNを体軸Zに対して直角へ移行させ、撮影終了時はコ-ン状X線ビ-ムCBの前側側面CBbを撮影対象領域Maの前端面に一致させてX線ビ-ム全体を撮影対象領域Maに留めるようコ-ン状X線ビ-ムCBのテイルト角度を変化させる構成を備える。これにより、非撮影対象領域Mbへの不必要なX線曝射を低減させることができる。	26-000199 島津製作所:(株)
51	特願2000-183773	立体画像再構成方法及び装置並びにCTスキヤナ-	【目的】CTスキヤナ-、原子カメラ及び、非平行軌道を示すデータ処理するスキヤナ-からのデータを再構成する。£頂点トラベル、螺旋状、ウエジビ-ム、コンピュータ-断層撮影スキヤナ-、X線伝送データ、サンプリング位置、二次元アレイ、収集データ、分散、傾斜面、体積データセット、立体画像、透過放射線、表面リング、複数、画素、シリンダ半径、重み付け関数、メモリ-、二次元的【構成】コ-ンビ-ムスキヤナ-から集められたデータは、再構成シリンダに再構成される多数の二次元又は三次元傾斜表面44を画定することによって立体画像表示に再構成される。補間装置52は傾斜表面を通る非冗長放射線を識別する。識別した非冗長放射線からのデータは第一データプロセッサ-54によって重み付けされる。第二データプロセッサ-56は重み付けしたデータを積み込み、そしてそのデータをバックプロジェクト-58に通してそのデータを画像メモリ-60にバックプロジェクトさせる。従って、傾斜表面再構成技術により、最少数のプロジェクトンを用いる三次元再構成技術と共に相対的計算の簡潔性及び有効性をもつ従来の二次元積み込み及びバックプロジェクトン技術を使用できるようになる。	US-マルコ-ニメディカル システムズ INC
52	特願2000-194741	X線コンピュータ断層撮影装置	【目的】(J)螺旋状軌道に沿ってデータをサンプリング及びリサンプリングし、得られたデータから心拍の特定期における1画像再構成に要する角度範囲分のデータを抽出し、データスライス位置に関する画像を再構成することにより、連続断面画像を連続的に得る。£CTスキヤナ、X線制御部、架台寝台制御部、データ収集システム、心電計【構成】線をコ-ンビ-ム形状に発生するX線管11を回転リングに取付け、また回転リングには、X線管11に対向させてマルチスライス対応の検出器13を取付ける。ヘリカルスキヤンに際しては、回転リングを連続的に回転させ、X線管11を検出器13と共に螺旋状軌道を移動させる。この移動中、検出器13の出力をサンプリングし、得られたデータから所定スライス厚内に設定された所定数のリサンプリング位置各々に関するデータをリサンプリングする。そしてリサンプリングしたデータから、心拍の特定期における1画像再構成に要する角度範囲分のデータを抽出して、画像再構成を図る。	14-東芝情報システム(株)13-000307 東芝:(株)

No.	出願番号	発明(考案)の名称	要約(抄録文)	出願人
53	特願2000-272383	二次元アレイ型放射線検出器の製造方法	【目的】コリメータ板を精度良く保持しX線吸収を少なくして、安価に製作できるコリメータを備えた二次元アレイ型放射線検出器の製造方法を提供する。£放射線、円錐状、曝射、コ-ンビ-ムCT装置、X線フラットパネルセンサ【構成】チャンネル方向コリメータ1の全体外形に沿った形状のくりぬき空間の内方に沿って、コリメータ板4の側部が嵌挿できる多数の垂直な溝8を有するチャンネル方向コリメータ用治具7を用い、コリメータ板4を垂直な溝8に挿入し、支持体6をコリメータ板4の端部に接着し、治具から引きぬきつつ、コリメータ板4の側端面に、X線透過性の良い曲げることができる薄い補強板9を接着しながら引き抜いて、その後に対向側の端部にもう一つの支持体を接着し、チャンネル方向コリメータ1を形成する。スライス方向コリメータについても同様に行い、両者を直交させて検出器と取付枠で固定する。	26-000199 島津製作所:(株)
54	特願2000-326256	コ-ンビ-ム・マルチスライス式CT補正方法及び装置	【目的】(J)X線源からX線コ-ンビ-ムを投射する際、物体の再構成ポリゴ-ム内のボクセルに対する軌道に沿ったセグメントの寄与分を決定し、この寄与分を検出器の曲率及びX線コ-ンビ-ムの形状について補償することにより、画像品質を向上させる。£ファン角度、線源角度、二重積分、フィルタ処理、逆投影【構成】物体22に対する螺旋軌道に沿って移動するX線源14からのX線コ-ンビ-ム16は、物体(患者)22を通して湾曲した円筒形検出器18へ投射されるイメ-ジング・システム10では、検出器デ-タの処理がDAS32、画像化再構成器34及びコンピュ-タ36によつて実行され、生成された画像が表示器42上に表示されている。この際、物体22の再構成ポリゴ-ム内のボクセルに対する軌道に沿った複数のセグメントのそれぞれの寄与分を決定する。そして決定された寄与分を、検出器18の曲率及びX線コ-ンビ-ム16の形状について補償することによつて、最良の画像品質と実用性を得る。	US- ジ- イ- メディカル システムズ グロ-バル テクノロジ- CO エル エル シ-
55	特願2000-348438	画像表示方法及び装置	【目的】(J)2次元投影デ-タを記憶し、設定した拡大又は縮小領域に3次元画像として再構成し、画像デ-タを画像信号に変換して表示する様に構成することにより、3次元構成画像の即時表示を可能にする。£コ-ンビ-ム3次元X線CT画像、2次元X線検出手段、回転手段、演算時間【構成】X線管4で被検体にX線を照射し、その透過光をイメ-ジインテンシファイア7で光学像変換し、CCDカメラ素子8に結像させる。この結像の映像電気信号をCCDカメラ制御器9でデジタル信号に変換し、投影画像デ-タとして画像処理装置10に収集・格納する。この画像デ-タをアナログ変換して投影画像信号に形成し、表示装置11に表示する。操作器12により投影像に対する拡大再構成領域設定、再構成画表示選択、再構成演算、再構成画切出し等を順次行う。この構成で、拡大、縮小の3次元再構成画像が即時に得られる。	13-420143 日立メディコ:(株)
56	特願2000-516219	法線曲面を用いたCT目標物の検出	【目的】視野の較正スキヤンを実行し、較正用シキイ値を設定し、較正用シキイ値を超える較正スキヤンデ-タを選択し、選択された較正スキヤンデ-タを用い各検出器に対し較正值を計算し、検出器で取得したスキヤンデ-タを調整する為に次のスキヤン中で使用することにより、スキヤニングシステムを較正する。【構成】具体的例として、荷物スキヤニングシステム100において、X線管128はピラミッドの形状のX線ビ-ムを発生し、手荷物112がコンベヤシステム110で輸送される間に通る三次元画像野を透過する。画像野中に載置される手荷物が通過した後、手荷物112の暴露された位置を表す信号を次に発生させる検出アレ-130がコ-ンビ-ム132を受ける。検出アレ-130からの信号はデ-タ取得システム134により始めに取得され、続いてCTスキヤニング信号処理技術を用いてコンピュ-タシステムにより処理され、解析が行われる。	US-196016 アナロジック CORP

付帯資料 2. 欧米特許タイトル語

(1)コンビーム型X線CT撮影装置関連欧米特許 38件

80/8/1

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014622894 **Image available**

WPI Acc No: 2002-443598/200247

XRPX Acc No: N02-349527

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: RAY; CT; SCAN; MEDICAL; APPLY; CONTROL; BEAM; THICK; RAY;

INDEPENDENT; CORRESPOND; BEAM; THICK; STORAGE; CALIBRATE; DATA; FILE

Derwent Class: P31; S02; S03; S05; V05

International Patent Class (Main): G01D-018/00

International Patent Class (Additional): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S02-K07; S03-E06B3; S03-E06H1; S05-D02A1; S05-D02A3
; V05-E01; V05-E02; V05-F08A

80/8/2

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014613279 **Image available**

WPI Acc No: 2002-433983/200246

XRPX Acc No: N02-341513

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: RAY; COMPUTER; TOMOGRAPHY; SCAN; MEDICAL; INDUSTRIAL; APPLY;

DRIVE; ROTOR; DIRECT; DRIVE; MOTOR; APPLY; THREE; PHASE; AC; CURRENT;

THROUGH; STATOR; WIND; ROTATING; MECHANISM; MOUNT; RAY; TUBE

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A6A; S05-D02A6B

80/8/3

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014596390 **Image available**

WPI Acc No: 2002-417094/200244

XRPX Acc No: N02-328237

Number of Countries: 020 Number of Patents: 001

Title Terms: CONE; BEAM; COMPUTER; TOMOGRAPHY; APPARATUS; MEDICAL; DIAGNOSE
; RECTANGLE; POSITION; MARK; TABLE; SPACE; MARK; SMALLER; DIMENSION; RAY;
DETECT

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03

International Patent Class (Additional): A61B-006/00; A61B-006/04

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1

80/8/4

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014383736 **Image available**

WPI Acc No: 2002-204439/200226

XRPX Acc No: N02-155478

Number of Countries: 021 Number of Patents: 002

Title Terms: THREE; DIMENSION; COMPUTER; TOMOGRAPHY; IMAGE; METHOD; OBJECT;
COMBINATION; FIRST; DATA; ESTIMATE; DEVELOP; CORRECT; DATA; RECONSTRUCT;
EXACT; IMAGE; OBJECT

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/63; G06T-000/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; T01 - J10C4B

80/8/5

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014300162 **Image available**

WPI Acc No: 2002-120866/200216

XRPX Acc No: N02-090619

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: COMPUTATION; TOMOGRAPHY; IMAGE; RECONSTRUCT; SYSTEM; BACK;
PROJECT; FILTER; CONE; BEAM; DATA; PRODUCE; IMAGE; DATA; COMBINATION;
CORRECT; IMAGE; DATA; PRODUCE; IMAGE; SLICE

Derwent Class: S05; T01; W04

International Patent Class (Main): G06T-001/00

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A5; T01 -J06A; T01 -J10C4B; T01 -S01C; W04 -M01F

80/8/6

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014295064 **Image available**

WPI Acc No: 2002-115767/200216

XRPX Acc No: N02-086346

Number of Countries: 028 Number of Patents: 004

Title Terms: HELICAL; CONE; BEAM; COMPUTATION; TOMOGRAPHY; SCAN; SYSTEM;
SAMPLE; DETECT; ARRAY; SAMPLE; PROJECT; DATA; RECONSTRUCT; OBJECT; IMAGE;
SUCCESSION; SLICE; PREDETERMINED; THICK

Derwent Class: P31; S05; T01; W04

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06T-011/00

International Patent Class (Additional): G01N-023/04; G06T-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; S05-D02A5; S05-D02A5E; T01-J10B1;
T01-J10C4B; W04-M01F

80/8/7

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014189749 **Image available**

WPI Acc No: 2002-010446/200201

XRPX Acc No: N02-008777

Number of Countries: 093 Number of Patents: 002

Title Terms: CONE; BEAM; COMPUTER; TOMOGRAPHY; SYSTEM; RADIOTHERAPY; APPLY;
AMORPHOUS; SILICON; FLAT; PANEL; IMAGE; ACQUIRE; IMAGE; PATIENT; TREAT;
POSITION; TREAT; TABLE

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-000/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; S05-D02A3; T01 -F06; T01 -J06A; T01 -J07B;
T01-J10A; T01 -J10C4B

80/8/8

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014119628 **Image available**

WPI Acc No: 2001-603840/200169

XRPX Acc No: N01-450658

Number of Countries: 026 Number of Patents: 002

Title Terms: CONE; BEAM; CORRECT; RECONSTRUCT; THREE; DIMENSION;
COMPUTATION; TOMOGRAPHY; IMAGE; DETERMINE; SEGMENT; TRAJECTORY; BALANCE;
IMAGE; QUALITY

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06T-011/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; T01 -J10C

80/8/9

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

014105370 **Image available**

WPI Acc No: 2001-589584/200166

XRPX Acc No: N01-439188

Number of Countries: 093 Number of Patents: 002

Title Terms: APPARATUS; CONE; BEAM; VOLUME; COMPUTATION; TOMOGRAPHY;
MAMMOGRAPHY; FLAT; PANEL; DETECT; ISOLATE; OBJECT; INTEREST

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/00

International Patent Class (Additional): A61B-006/03; A61B-006/06

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A6

80/8/10

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013658303 **Image available**

WPI Acc No: 2001-142515/200115

XRPX Acc No: N01-104188

Number of Countries: 003 Number of Patents: 003

Title Terms: THREE; DIMENSION; IMAGE; DATA; RECONFIGURE; APPARATUS; CONVERT
; CIRCULAR; IMAGE; DATA; CONE; BEAM; THREE; DIMENSION; COMPUTER;
TOMOGRAPHY; IMAGE; DATA

Derwent Class: P31; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/02; H04N-005/32

International Patent Class (Additional): A61B-006/03; G01T-001/161;
G06T-001/00; G06T-005/50; G06T-015/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): T01-J10

80/8/11

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013564692 **Image available**

WPI Acc No: 2001-048899/200106

XRPX Acc No: N01-037445

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: METHOD; ELIMINATE; ARTIFACT; SCAN; ELECTRON; BEAM; COMPUTATION
; TOMOGRAPHY; IMAGE; TRANSFORM; PROJECT; ATTENUATE; COEFFICIENT; MU;
SERIES; SUM; TERM; ANALYSE

Derwent Class: P31; S03; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E04C3; S05-D02A1; T01-J06A; T01-J10B1;
T01-J10C4B

80/8/12

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013548552 **Image available**

WPI Acc No: 2001-032758/200105

Related WPI Acc No: 2001-048900

XRPX Acc No: N01-025517

Number of Countries: 003 Number of Patents: 003

Title Terms: CONE; BEAM; IMAGE; REGION; INTEREST; THREE; DIMENSION;
COMPUTER; TOMOGRAPHY; MEDICAL; DIAGNOSE; UPPER; LOWER; LIMIT; REGION;
INTEREST; NEED; DETERMINE

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03

International Patent Class (Additional): A61B-006/08; G01N-023/04

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; S05-D02A5; T01-J06A

80/8/13

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013494436 **Image available**

WPI Acc No: 2000-666377/200065

XRPX Acc No: N00-493907

Number of Countries: 029 Number of Patents: 005

Title Terms: CONE; BEAM; RECONSTRUCT; METHOD; TOMOGRAPHY; MEDICAL; IMAGE;
DATA; CIRCLE; LINE; ORBIT; IMAGE; RECONSTRUCT; FREQUENCY; DOMAIN;
CIRCULAR; LINEAR; ORBIT; DATA

Derwent Class: P31; S03; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06T-003/20; G06T-011/00

International Patent Class (Additional): G06T-001/00; G06T-005/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E04C3; S05-D02A1; T01-J04B1; T01-J06A;
T01-J10C4B

80/8/14

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013147979 **Image available**

WPI Acc No: 2000-319851/200028

XRPX Acc No: N00-240065

Number of Countries: 027 Number of Patents: 003

Title Terms: IMAGE; RECONSTRUCT; CONE; BEAM; DATA; TWO; DIMENSION; ARRAY;
DATA; WEIGH; WEIGH; GENERATE; IMAGE

Derwent Class: P31; S03; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06T-011/00

International Patent Class (Additional): G06T-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E04C3; S05-D02A1; T01-J10C4B; T01-M02

80/8/15

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

012300074 **Image available**

WPI Acc No: 1999-106180/199909

Related WPI Acc No: 1999-105717; 1999-105719

XRPX Acc No: N99-076577

Number of Countries: 083 Number of Patents: 005

Title Terms: RAY; COMPUTATION; TOMOGRAPHY; SYSTEM; RECONSTRUCT; VOLUME;
IMAGE; OBJECT; DETECT; ARRAY; ARRAY; SENSE; ELEMENT; ARRANGE; RECTANGLE;
ROW; COLUMN; POSITION; PATH; BEAM; ROTATING; BEAM; AXIS; TILT; ANGLE

Derwent Class: P31; S03; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03; A61B-008/13; G01N-000/00;
G01N-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E04C3; T01-J10C4B

80/8/16

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

012299612 **Image available**

WPI Acc No: 1999-105718/199909

XRPX Acc No: N99-076300

Number of Countries: 083 Number of Patents: 008

Title Terms: CONE; BEAM; TOMOGRAPHY; RECONSTRUCT; GENERATE; DIMENSION;
RECONSTRUCT; MATRIX; PORTION; OBJECT; DATA; SIGNAL; GENERATE; DIMENSION;
DETECT; GENERATE; DIMENSION; IMAGE; MATRIX

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/00; A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1

80/8/17

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

012022183 **Image available**

WPI Acc No: 1998-439093/199838

XRPX Acc No: N98-342185

Number of Countries: 026 Number of Patents: 004

Title Terms: DIAGNOSE; IMAGE; METHOD; REAL; TIME; THREE; DIMENSION;
COMPUTATION; TOMOGRAPHY; RECONSTRUCT; IMAGE; DATA; TWO; DIMENSION;
DISPLAY; VOLUME; PHYSIOLOGICAL; IMAGE; STORAGE; SUBJECT; MEMORY;
RECONSTRUCT; ADD; DATA; THREE; DIMENSION; IMAGE; REPRESENT; SURGICAL;
INSTRUMENT

Index Terms/Additional Words: CT

Derwent Class: P31; S03; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03

International Patent Class (Additional): G06T-001/00; G06T-011/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; S05-D02A5E; S05-D02A6;

T01-J06A; T01-J10C

80/8/18

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011833885 **Image available**

WPI Acc No: 1998-250795/199822

XRPX Acc No: N98-198031

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: SCAN; DATA; ACQUIRE; METHOD; CONE; BEAM; CT; IMAGE; OBJECT;

CONE; BEAM; RAY; SOURCE; DETECT; ARRAY; TOTAL; AREA; CONTAIN; FIELD; VIEW

; OBTAIN; CONE; BEAM; RAY; DATA; SET

Derwent Class: S02; S03; S05

International Patent Class (Main): G01N-023/083

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S02-J03X; S03-E06B3; S05-D02A1

80/8/19

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011728157 **Image available**

WPI Acc No: 1998-145067/199813

XRPX Acc No: N98-114811

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: SYSTEM; ACQUIRE; DATA; CONSTRUCTION; CT; IMAGE; OBJECT; REGION

; SPECIAL; INTEREST; X-RAY; CONE; BEAM; SOURCE; ARRAY; DETECT; TWO; ZONE;

RESOLUTION; FIRST; ZONE; GREATER; SECOND; ZONE

Derwent Class: S03; S05; T01

International Patent Class (Main): G01N-023/00

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; T01-J10C4B

80/8/20

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011638264 **Image available**

WPI Acc No: 1998-055172/199806

XRPX Acc No: N98-043676

Number of Countries: 022 Number of Patents: 005

Title Terms: IMPROVE; DETECT; ARRAY; USEFUL; COMPUTER; TOMOGRAPHY; BAGGAGE;
SCAN; DETECT; SHEET; EXPLOSIVE; TWO; DIMENSION; DETECT; ARRAY; SCAN; DATA
; DIRECTION; AXIS; WELL; AXIS; DIRECTION; HELICAL; RECONSTRUCT; ALGORITHM

Derwent Class: S03; W06

International Patent Class (Main): G01N-023/00; G01N-023/04; G01N-023/083;
G01V-005/00

International Patent Class (Additional): G01T-001/29

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-C03; S03-C06; S03-G02C1; W06-B02A5

80/8/21

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011441639 **Image available**

WPI Acc No: 1997-419546/199739

Related WPI Acc No: 1997-419545

XRPX Acc No: N97-349373

Number of Countries: 002 Number of Patents: 002

Title Terms: PICTURE; RECONFIGURE; PROCESS; EQUIPMENT; CT; SCAN; RAY; PASS;
THROUGH; SURFACE; OBJECT; PACK; DIRECTION; DETECT; ROW; RAY; DETECT

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A3

80/8/22

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011441638 **Image available**

WPI Acc No: 1997-419545/199739

Related WPI Acc No: 1997-419546

XRPX Acc No: N97-349372

Number of Countries: 002 Number of Patents: 002

Title Terms: PICTURE; RECONFIGURE; PROCESS; EQUIPMENT; RAY; CT; RAY; DETECT
; ARRAY; PIXEL; DETECT; RAY; PERMEATE; SURFACE; OBJECT; OBTAIN; DETECT;
DATA

Index Terms/Additional Words: COMPUTED; TOMOGRAPHY

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A5

80/8/23

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011242673 **Image available**

WPI Acc No: 1997-220576/199720

XRPX Acc No: N97-182487

Number of Countries: 002 Number of Patents: 002

Title Terms: X-RAY; FAULT; PHOTOGRAPH; APPARATUS; TWO-DIMENSIONAL; DETECT;
DETECT; VIEW; INTERFACE; POSITION; BASED; DISTORT; CORRECT; CORRECT;
DISTORT; IMAGE; PICK-UP; DATA; PHOTOGRAPH; TWO; DIMENSION; X-RAY; IMAGE;
UNIT

Derwent Class: P31; S05; T04

International Patent Class (Main): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A5B; S05-D02A5E; T04-D07A

80/8/24

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011199996 **Image available**

WPI Acc No: 1997-177921/199716

XRPX Acc No: N97-146701

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: COMPUTATION; RADON; DERIVATIVE; THREE-DIMENSIONAL; CT; IMAGE;
NUMBER; PROCESSOR; COMPUTATION; RESPECTIVE; DERIVATIVE; DATA; POINT; LIE;
CORRESPOND; CONCENTRIC; SPHERE; SHELL

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; T01 -J10C4B

80/8/25

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

011132882 **Image available**

WPI Acc No: 1997-110806/199711

XRPX Acc No: N97-091708

Number of Countries: 005 Number of Patents: 004

Title Terms: DIAGNOSE; IMAGE; X-RAY; CT; SCAN; PROCESS; TWO; COMPONENT;
TWO-DIMENSIONAL; ARRAY; WEIGHT; GEOMETRY; DEPEND; WEIGHT; FUNCTION;
COMPUTER

Derwent Class: P31; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06T-011/00

International Patent Class (Additional): G06T-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): T01 -J10C4B

80/8/26

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010771167 **Image available**

WPI Acc No: 1996-268121/199627

XRPX Acc No: N96-225443

Number of Countries: 004 Number of Patents: 004

Title Terms: COMPUTATION; TOMOGRAPHY; SYSTEM; PROJECT; NORMALISE; DETECT;
PLANE; CONE; BEAM; X-RAY; SOURCE; DEVICE; DEFINE; PLANE; ASSOCIATE; PLANE
; INTEGRAL; PLANE; EXTEND; PLANE; INTERSECT; DETECT; PLANE; FIRST; LINE

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G01T-001/166; G06T-005/00

International Patent Class (Additional): G01N-023/02; G06F-159-00;

G06T-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1

80/8/27

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010691072 **Image available**

WPI Acc No: 1996-188028/199619

XRPX Acc No: N96-157324

Number of Countries: 003 Number of Patents: 003

Title Terms: THREE-DIMENSIONAL; COMPUTER; TOMOGRAPHY; OBJECT; IMAGE; SCAN;
TRAJECTORY; OBJECT; CONTAIN; FIRST; SECOND; SCAN; CIRCLE; HELICAL; SCAN;
PATH; CONNECT; CIRCLE; TRAJECTORY; SAMPLE; NUMBER; CONE; BEAM; SOURCE;
POSITION

Derwent Class: P31; S03; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06T-015/00

International Patent Class (Additional): G01N-023/04; G06F-017/17;

G06F-019/00; G06T-001/00; G06T-005/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; S05-D02A5E

80/8/28

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010581336 **Image available**

WPI Acc No: 1996-078289/199609

XRPX Acc No: N96-065154

Number of Countries: 004 Number of Patents: 004

Title Terms: RAY; COMPUTER; TOMOGRAPHY; SCAN; DETECT; ELEMENT; ARRANGE;
MEDICAL; DIAGNOSE; DETECT; ELEMENT; MORE; CLOSELY; SPACE; ONE; DIRECTION;
DETECT; FILE; RESOLUTION; POWER

Derwent Class: P31; P82; S03; S05; W04

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G01T-001/161

International Patent Class (Additional): G01N-023/04; G01T-001/20;

G01T-001/24; G03B-042/02; H04N-005/32

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S03-E06H5; S03-G02B2G; S05-D02A1;

S05-D02A5B; W04-M01B; W04-M01F1

80/8/29

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010553681 **Image available**

WPI Acc No: 1996-050634/199606

XRPX Acc No: N96-042453

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Title Terms: OBJECT; RECONSTRUCT; COMPUTER; TOMOGRAPHY; CLINICAL; DIAGNOSE;
NON; DESTROY; TEST; MATERIAL; SOURCE; RADIATE; CONICAL; BEAM; REDUCE;
COMPLEX; COMPUTATION; INTERSECT; POINT; ALGORITHM; REGION; RADIATE; CONE;
CYLINDER; CO; ORDINATE

Index Terms/Additional Words: X-ray; NMR; CT; PET; CA; SPECT

Derwent Class: S03; S05; T01

International Patent Class (Main): G06T-015/00

International Patent Class (Additional): G01T-001/29

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; T01-J10C4

80/8/30

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010533160 **Image available**

WPI Acc No: 1996-030114/199603

XRPX Acc No: N96-025500

Number of Countries: 004 Number of Patents: 004

Title Terms: ARTIFACT; REDUCE; TOMOGRAPHY; IMAGE; IMAGE; OBJECT; VOLUME; CT
; SYSTEM; IMAGE; OBJECT; PROJECT; GANTRY; PLANE; DEPEND; FILTER; MID;
RANGE; IMAGE; DATA; SLICE; SLICE; BASIS; MULTIPLICATION; SLICE; TRANSFORM
; IMAGE; DATA; FOURIER; TRANSFORM; FILTER; KERNEL; DESIGN; AXIS; POSITION
; SLICE

Derwent Class: P31; S03; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G01T-001/164; G06T-005/00

International Patent Class (Additional): G01N-023/083; G06T-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; S05-D02A5E

80/8/31

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010253610 **Image available**

WPI Acc No: 1995-154865/199520

XRPX Acc No: N95-121990

Number of Countries: 019 Number of Patents: 005

Title Terms: RECONSTRUCT; FAN; BEAM; COMPUTER; TOMOGRAPHY; X-RAY; SCAN;

DATA; FILTER; TRANSFORM; REPLICAS; INTERPOLATION; FUNCTION; ADD; FOURIER;
IMAGE; VIEW; ANGLE; EXTRACT; IMAGE; CENTRE; MULTIPLICATION; INVERSE;
FUNCTION; SUM; BACK; PROJECT

Derwent Class: P31; S03; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G06F-015/00

International Patent Class (Additional): G06F-019/00; G06T-001/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; S05-D02A5E; T01-J04; T01-J06A
; T01-J10B1; T01-S

80/8/32

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010142515 **Image available**

WPI Acc No: 1995-043766/199506

Related WPI Acc No: 1994-074646; 1995-180386; 1995-246025

XRPX Acc No: N95-034340

Number of Countries: 018 Number of Patents: 004

Title Terms: RECONSTRUCT; METHOD; HELICAL; SCAN; X-RAY; CT; APPARATUS;
RECONSTRUCT; VOXEL; ATTENUATE; VALUE; MULTIPLE; ROW; COMBINATION; PRODUCE
; IMAGE; IMPROVE; BEAM; PROFILE; TRANSLATION; DIRECTION

Derwent Class: S03; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G01N-023/04

International Patent Class (Additional): G01N-023/083; G06F-011/00;
G06T-001/00

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; S05-D02A5E

80/8/33

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

009308134 **Image available**

WPI Acc No: 1993-001570/199301

XRPX Acc No: N93-001054

Number of Countries: 003 Number of Patents: 004

Title Terms: TOMOGRAPHY; IMAGE; RECONSTRUCT; CROSS; PLANE; RAY;
TWO-DIMENSIONAL; DETECT; ARRAY; COLLECT; RADIATE; RAY; PASS; THROUGH;
IMAGE; OBJECT; SUPPORT; GANTRY; ASSEMBLE

Derwent Class: P31; S05
International Patent Class (Main): A61B-006/03; G01N-023/083
File Segment: EPI; EngPI
Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1

80/8/34

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.
009091607 **Image available**
WPI Acc No: 1992-219030/199227
XRPX Acc No: N92-166321
Number of Countries: 008 Number of Patents: 006
Title Terms: RECONSTRUCT; IMAGE; COMPUTER; TOMOGRAPHY; RECONSTRUCT; IMAGE;
OBJECT; INCOMPLETE; X-RAY; CONE; BEAM; PROJECT; DATA; EMPLOY; OBJECT;
BOUNDARY; INFORMATION; SEPARATE; OPTICAL; SCAN

Derwent Class: P31; S03; S05; T01
International Patent Class (Main): G01N-023/04; G06F-015/42; G06F-015/62;
G06F-015/66; G06F-159-00
International Patent Class (Additional): A61B-006/00; A61B-006/03;
G01N-023/00; G06T-015/00
File Segment: EPI; EngPI
Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B; S05-D02A5E; T01 - J10G

80/8/35

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.
009091606 **Image available**
WPI Acc No: 1992-219029/199227
XRPX Acc No: N92-166320
Number of Countries: 008 Number of Patents: 008
Title Terms: RECONSTRUCT; IMAGE; X-RAY; CONE; BEAM; DATA; CONVERT; PLANE;
INTEGRAL; THREE; DIMENSION; IMAGE; RECONSTRUCT; THROUGH; INVERSE; RADON;
TRANSFORM
Derwent Class: P31; S03; S05; T01
International Patent Class (Main): G01N-023/04; G06F-015/42; G06F-015/62;
G06F-015/66; G06F-159-00; G06T-011/00
International Patent Class (Additional): A61B-006/00; A61B-006/03;
G01N-023/00; G06T-015/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B; S05-D02A1; S05-D02A5E; T01-J10C4;
T01-J10G

80/8/36

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

009005001 **Image available**

WPI Acc No: 1992-132298/199216

XRPX Acc No: N92-098660

Number of Countries: 007 Number of Patents: 007

Title Terms: PARALLEL; PROCESS; METHOD; ALGEBRA; RECONSTRUCT; TECHNIQUE;
RECONSTRUCT; THREE-DIMENSIONAL; COMPUTER; TOMOGRAPHY

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): G06F-015/00; G06F-015/62; G06F-015/72;
G06T-017/00

International Patent Class (Additional): A61B-006/00; A61B-006/03

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; T01-F03B; T01-J10; T01-J10C4

80/8/37

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

008986736 **Image available**

WPI Acc No: 1992-114005/199214

XRPX Acc No: N92-085294

Number of Countries: 007 Number of Patents: 007

Title Terms: THREE-DIMENSIONAL; COMPUTER; TOMOGRAPHY; IMAGE; OBJECT;
CONICAL; BEAM; X-RAY; SOURCE; TWO; DIMENSION; ARRAY; DETECT; POSITION;
SCAN; OBJECT; NUMBER; POSITION

Derwent Class: P31; S03; S05

International Patent Class (Main): A61B-006/03; G01N-023/04; G06F-015/42

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B; S05-D02A1

80/8/38

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

008801252 **Image available**

WPI Acc No: 1991-305264/199142

XRPX Acc No: N91-233832

Number of Countries: 017 Number of Patents: 011

Title Terms: BLOOD; FLOW; MEASURE; DEVICE; MEASURE; REFERENCE; NEUTRAL;
ELECTRODE; DIFFER; AMPLIFY; DISPLAY

Derwent Class: P31; S05

International Patent Class (Main): A61B-005/026

International Patent Class (Additional): A61B-005/02; A61B-005/05;
G01N-027/30

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D01B1; S05-D01D

(2)4次元X線CT撮影装置関連欧米特許 2件

5/8/1

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013193971 **Image available**

WPI Acc No: 2000-365844/200031

XRPX Acc No: N00-273747

Number of Countries: 091 Number of Patents: 005

Title Terms: FOUR; DIMENSION; RECONSTRUCT; METHOD; OBJECT; BODY; TISSUE;
DETERMINE; LOCATE; IMAGE; OBJECT; BASED; ESTIMATE; MOVEMENT; VOXEL

Derwent Class: S05; T01

International Patent Class (Main): G06K-009/36

File Segment: EPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02B2; T01-J03; T01-J04D; T01-J05B4P;
T01-J10C4B

5/8/2

DIALOG(R)File 352:(c) 2002 Thomson Derwent. All rts. reserv.

009805367 **Image available**

WPI Acc No: 1994-085222/199411

Related WPI Acc No: 1990-126412; 1990-225587; 1991-157619; 1992-058513;
1992-090176; 1993-235418; 1995-115060; 1995-241902; 1996-252874;
1996-252875

XRPX Acc No: N94-066716

Number of Countries: 003 Number of Patents: 004

Title Terms: MEDICAL; IMAGE; SPIRAL; IRRADIATE; VOLUME; INTEREST; SAMPLE;
INTERPOLATION; RECONSTRUCT; SPACE; SET; IMAGE; SPACE; YIELD; FOUR;
DIMENSION; IMAGE; REPRESENT; LINEAR; DIRECTION

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-006/03

International Patent Class (Additional): A61B-006/00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D02A1; S05-D02A5E; T01-J06A; T01-J10G

付帯資料 3. 参考文献

1. 薬事工業生産動態統計年報：1984-2000
2. 日本電子機械工業会編、改訂 ME 機器ハンドブック
3. 放医研ニュース No.64
4. 放医研ウェブサイト
5. 科学技術振興事業団、大視野 3 次元 X 線 CT 装置の開発に成功、平成 10 年 12 月 24 日
6. 佐藤一雅、展望 X 線 CT における短時間広域撮影による立体画像化装置（コーンビーム CT）の開発、Isotope News 1999 年 9 月号
7. 辻岡勝美、X 線 CT 装置の歴史、日本放射線技術学会雑誌 2002.1
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.2,2002
9. 医用ソリューションへの挑戦、3.人体内部の動きを描出する X 線 CT スキャナ-断面像から、立体像、立体動画像へ、東芝レビューVol.56,No.6,2001
10. CT 開発の方向性 医療上の意義を主題に技術時開発を推進 東芝、月刊新医療 2001.11
11. CT 開発の方向性 検査適応の拡大へのチャレンジ 島津製作所、月刊新医療 2001.11
12. CT 開発の方向性 診断能向上の先にあるスピーディなアプリケーション開発を GE 横河メディカルシステム、月刊新医療 2001.11
13. Interview CT 新技術開発を聞く、アブミ骨の正確な画像の必要が「S-first」を生む、月刊新医療 2001.10
14. X 線 CT 設置台数及び稼働機種別一覧、月刊新医療 2001.10
15. 石風呂実、より良い 3 次元画像を提供するために、INNERVISION 2002.6
16. 2002 国際医用画像総合展（ITEM2002）進化を続けるマルチスライス CT,16 列実用化へ、INNERVISION 2002.6
17. 特集 マルチスライス CT 最新動向 8 列・16 列の臨床応用、INNERVISION 2002.4
18. IV リポート シーメンス旭メディテック「第 2 回シーメンス最先端技術講演会」を開催、INNERVISION 2002.4
19. 特集 RSNA2001、INNERVISION 2002.3
20. 市川勝弘、CT イメージング（その 2）、INNERVISION 2002.3
21. 特別企画 第 5 回全国 X 線 CT 技術サミット報告、INNERVISION 2001.11
22. 日本放射線技術学会雑誌 第 29 回秋季学術大会一般研究発表予稿集 2001.9
23. 経済産業省ウェブサイト
24. NEDO ウェブサイト
25. 文部科学省ウェブサイト
26. SPIE(International Society for Optical Engineering)のウェブサイト
27. EU ウェブサイト
28. 各社ウェブサイト