

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 12 月 2 日 (02.12.2004)

PCT

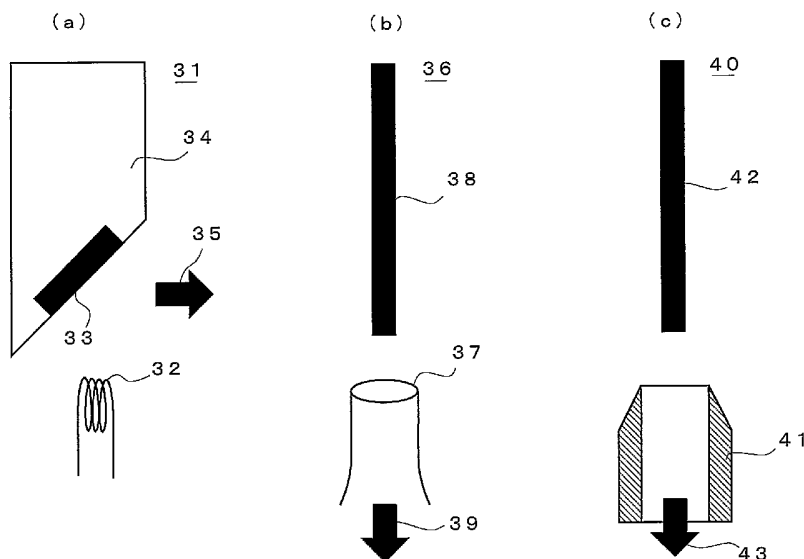
(10) 国際公開番号
WO 2004/103180 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 6/00 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/007049 (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 佐藤 英一 (SATO, Eiichi) [JP/JP]; 〒0200015 岩手県盛岡市本町通 3 - 20 - 25 - 408 Iwate (JP).
(22) 国際出願日: 2004 年 5 月 18 日 (18.05.2004)
(25) 国際出願の言語: 日本語 (74) 代理人: 平山 一幸 (HIRAYAMA, Kazuyuki); 〒1600022 東京都新宿区新宿 2 - 3 - 10 新宿御苑ビル 6 階 Tokyo (JP).
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ: 特願2003-144054 2003 年 5 月 21 日 (21.05.2003) JP (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG,

/ 続葉有 /

(54) Title: HIGH-RESOLUTION ANGIOGRAPHY AND X-RAY TUBE FOR HIGH-RESOLUTION ANGIOGRAPHY USED FOR SAME

(54) 発明の名称: 高分解能血管造影方法およびそれに用いる高分解能血管造影用 X 線管



(57) Abstract: An X-ray tube for high-resolution angiography in which iodine is used as a vascular contrast medium and selenium K-alpha characteristic X-rays from a transmission X-ray source are used. The energy of the selenium K-alpha characteristic X-ray (34.6 keV) is very near to the K absorption edge energy (33.2 keV) of iodine. Therefore, the iodine vascular contrast medium enables extremely high-contrast high-resolution angiography. The X-ray tube (31) for generating selenium K-alpha characteristic X-rays has a hot cathode (32) serving as a filament and an anti cathode (33) of selenium against which thermions emitted from the hot cathode (32) and accelerated are made to collide.

(57) 要約: ヨウ素を血管造影剤として使用し、セリウム K α 特性 X 線を透過 X 線源とする高分解能血管造影用 X 線管である。セリウム K α 特性 X 線 (34.6 keV) はヨウ素の K 吸収端エネルギー (33.2 keV) に極めて近いので、ヨウ素を血管

/ 続葉有 /



WO 2004/103180 A1



SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN,
TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF,

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

造影剤とした血管造影の場合に極めてコントラストの良い高分解能の血管造影が得られる。セリウムK α 特性X線を発生するX線管(31)は、熱陰極(32)と、フィラメントである熱陰極(32)から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる対陰極(33)とを有している。

明 細 書

高分解能血管造影方法およびそれに用いる高分解能血管造影用X線管

技術分野

本発明は、医療分野等において生体の高分解能を有する血管造影方法と、その方法に用いる高分解能血管造影用X線管に関する。

背景技術

血管造影用透過X線装置は、低コスト、利便性の高い病気診断装置として、臨床医療分野でなくてはならない医療用分析装置である。近年、医療技術の進歩と共に、高分解能の血管造影用X線装置が求められるようになってきている。例えば、狭心症の診断には微細な心臓の環動脈を観察することが必要であり、また、再生医療研究においては $10\text{ }\mu\text{m}$ 以下といった高分解能の血管造影用X線装置が必要である。

再生医療の用語は、従来は人工関節、輸血、皮膚移植、臓器移植等を意味するものであったが、近年、幹細胞を所望の臓器に分化させ、この臓器により難病を治療するという新しい再生医療が注目されている。この再生医療における臓器は自分自身の細胞から再生される臓器であるため、従来の他人の臓器の移植のように拒絶反応の心配がない。このように幹細胞分化による再生医療は、遺伝子治療と共に将来のもっとも注目される医療技術であり、世界中で熾烈な研究開発競争が行われている。

幹細胞分化による再生医療は、まだ研究の途についたばかりであり、治療に生かされるためには今後極めて膨大な研究開発を必要とする。特に分化の過程が十分に解明されておらず、この過程を解明するためには分化過程中の微細な血管の成長過程を観測することが必須である。

ところで、従来の透過X線による血管造影方法は、生体安全性の観点からヨウ素を血管造影剤に使用するが、使用するX線の波長を適切に選択できないために血管部分と血管以外の部分との透過X線の強度比、すなわちコントラストが十分

でなく、特に組織の深部にある血管像は組織を透過するにつれてコントラストが低下し、人体においては、せいぜい100 μm 程度の分解能しか得られない。このため従来は、上記のような微細な血管像を観測する必要がある場合には、シンクロトロン放射光を用いざるを得なかった。

しかしながら周知のように、シンクロトロン放射光は電子を高エネルギーに加速し、この電子の制動に伴う輻射光を利用するものである。適切な波長のX線を選択できるものの、巨大な設備と膨大なエネルギーを必要とし、コストが高くまた利便性が悪い。例えば、シンクロトロン放射光設備はコストが高いため、一つの設備を多目的に共同利用するが、このため一人に割り当てられるマシンタイムが短く、また電力の不足する夏季には全く稼働できない。このため再生医療の研究開発が遅延する原因になっている。

発明の開示

上記課題に鑑み本発明は、生体の血管の透過X線による造影を高分解能で造影できる、低コスト且つ簡便な方法を提供することを一目的とする。また、この方法に必要な、低コスト、且つ利便性が高い高分解能血管造影用X線管を提供することを他の目的とする。

上記目的を達成するため、本発明の高分解能血管造影方法は、ヨウ素（I）を血管造影剤として使用し、セリウム（Ce）のK α 特性X線を透過X線源とすることを特徴とするものである。この方法によれば、セリウムのK α 特性X線がヨウ素に極めて良く吸収されるので、血管部分と血管以外の部分との透過X線強度のコントラストが高くなり、従って、高分解能で造影することができる。

また、本発明の高分解能血管造影用X線管は、X線管の対陰極物質がセリウムであることを特徴とする。このX線管によれば、セリウムのK α 特性X線が極めて低コスト、且つ簡便に発生できる。セリウムのK α 特性X線の光子エネルギーは、血管造影剤であるヨウ素のK吸収端エネルギーの近傍にあり、且つわずかに大きいので極めて良くヨウ素に吸収される。従って、本発明のX線管を、ヨウ素を血管造影剤とするX線透過血管造影法に用いれば、極めて微細な血管の造影が可能になる。

本発明の高分解能血管造影用X線管において、対陰極物質がセリウムであるX線管は、熱陰極と、熱陰極から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる板状の対陰極とを有するX線管であっても良い。

また、対陰極物質がセリウムであるX線管は、環状熱陰極と、環状熱陰極から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる棒状の対陰極とを有するX線管であっても良い。

このX管によれば、電子の加速方向と反対方向にX線を取り出せるので、制動X線が少なくなり、X線の単色性が高い。

対陰極物質がセリウムであるX線管は、電子を加速するために真空を必要とするが、陰極と対陰極を真空に密封した真空管型であっても良く、あるいは、陰極と対陰極を内包する真空容器を真空引きして使用する組立型であってもよい。

また、対陰極物質がセリウムであるX線管は、環状の炭素冷陰極と、セリウムからなる棒状の対陰極と、環状の炭素冷陰極と棒状の対陰極とを含む空間を満たす気体放電用の気体とを有するX線管であって、気体放電によりセリウムからなる棒状の対陰極物質を蒸発させてプラズマを形成し、このプラズマから特性X線が発生させる、プラズマX線管でも良い。このX線管によれば、単色性が極めて高く、且つ極めて強度の高いX線パルスが得られる。

また、上記のプラズマX線管は、気体放電を生起するために一定圧力の気体を必要とするが、陰極と対陰極を一定気体圧力下に密封する密封管型であっても良く、あるいは、陰極と対陰極とを内包する容器に一定圧力の気体を導入して使用する組立型であってもよい。

上記のように、本発明の高分解能血管造影方法、並びに高分解能血管造影用X線管を用いれば、10 μ m以下といった微細な血管の造影が可能となり、臨床医療現場、あるいは再生医療等の研究分野において有用である。特に、再生医療の研究分野においては、装置が低コスト、且つ利便性が高いことから、装置のマシントイム等の制約を受けずに多くの研究者が同時並列的に研究を進めることができ、もって再生医療研究の速度を速めることができる。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の高分解能血管造影方法を模式的に示す図である。

図 2 は、ヨウ素の K 吸収端近傍の質量吸収係数の X 線光子エネルギー依存性を示す図である。

図 3 は、本発明の高分解能血管造影用 X 線管の主要部の構成を示す概略図である。

図 4 は、血管造影剤の異なるウサギの心臓の血管造影を示す透過 X 線写真である。

図 5 は、生体中の血管の深さを模擬した犬の心臓の血管造影を示す透過 X 線写真で、(a) は摘出した犬の心臓を直接血管造影したもの、(b) は摘出した犬の心臓と X 線撮像器との間に、厚さ 50 mm のアクリル板を挿入した場合を示している。

図 6 は、ウサギの耳の微細血管の造影を示す透過 X 線写真である。

図 7 は、ウサギの下肢の微細血管の造影を示す透過 X 線写真である。

発明を実施するための最良の形態

本発明は、以下の詳細な発明及び本発明の幾つかの実施の形態を示す添付図面に基づいて、より良く理解されるものとなろう。なお、添付図面に示す種々の実施例は本発明を特定または限定することを意図するものではなく、単に本発明の説明及び理解を容易とするためだけのものである。

図 1 は、本発明の高分解能血管造影方法を模式的に示す図である。本発明の高分解能血管造影方法は、従来の透過 X 線による血管造影方法と比べて、X 線源にセリウム K α 特性 X 線を使用することだけが異なり、他は同様である。すなわち図に示すように、本発明法は、血液中にヨウ素を造影剤としてドーブした被写体 1 を挟んで、X 線源 2 と X 線写真フィルム等の X 線撮像器 3 を配置し、透過 X 線強度のコントラストを利用して血管を造影するものである。

図 2 は、ヨウ素の K 吸収端近傍の質量吸収係数の X 線光子エネルギー依存性を示す図である。一般に、単一原子からなる物質の質量吸収係数は、光子エネルギーの増加に対し、原子に特有な光子エネルギーで急激に立ち上がり

(K殻電子の励起に対応する場合にK吸収端と呼ばれる)、その後指数関数的に減少する。従って、造影剤の吸収端エネルギーよりも大きく、且つ、できるだけ造影剤の吸収端に近いエネルギーを有するX線を使用すれば、造影剤に吸収されるX線の割合が高まり、血管部分と血管部分以外との透過X線のコントラストが高くなるため、高分解能の血管造影を得ることができる。

図に示すように、セリウムK α 特性X線(34.6 keV)は、ヨウ素のK吸収端エネルギー(33.2 keV)に極めて近いので、本発明の方法によれば、透過X線のコントラストが高くなる。

従来のタングステンに対陰極物質とした測定方法は図に示すように、タングステンK α 特性X線(58.7 keV)が、ヨウ素のK吸収端から離れているためにコントラストが小さい。また従来、モリブデンに対陰極物質としたX線源も使用されているが、モリブデンのK α 線はヨウ素の吸収端よりエネルギーが低いためにほとんど吸収されず、もっぱら制動X線によるコントラスト像である。制動X線は波長が連続したX線源であるため十分なコントラストが得られない。

次に、本発明の方法に用いる高分解能血管造影用X線管を説明する。

図3は、本発明の高分解能血管造影用X線管の主要部の構成を示す図である。図3(a)は、熱陰極と、熱陰極から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる板状の対陰極とを有するX線管を示している。図3(b)は、環状熱陰極と、環状熱陰極から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる棒状の対陰極とを有するX線管を示している。また、図3(c)は、環状の炭素冷陰極と、セリウムからなる棒状の対陰極と、放電用気体とを有するX線管であって、セリウムからなる棒状の対陰極物質を気体放電により蒸発させてプラズマを形成し、このプラズマから特性X線を発生させるプラズマX線管を示している。

図3(a)において、X線管31は、フィラメントでなる熱陰極32と、熱陰極32から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる板状の対陰極33とを有している。セリウムからなる対陰極33は、導電性が良く、且つ熱伝導性の良い金属ブロック34、あるいは水冷パイプを有する金属ブロック34に埋め込まれて固定されている。熱陰極32と金属ブロック34との間に高電圧を

印加し、熱電子をセリウムのK吸収端以上のエネルギーに加速してセリウムK α 特性X線を発生する。X線は熱電子の加速方向に対して横方向（35）に取り出す。このX線管31は、若干の制動X線も生じるが、必要とされる分解能が10 μ m程度であれば、血管造影に支障はない。

図3（b）において、X線管36は、環状のフィラメントである環状熱陰極37と、環状熱陰極37から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる棒状の対陰極38とを有している。このX線管36は、熱電子の加速方向と反対方向（39）からX線を取り出すので制動X線が少なくなり、単色性が高い。また、対陰極38を気化させながら使用することもできる。

図3（c）において、プラズマX線管40は、環状の炭素冷陰極41と、セリウムからなる棒状の対陰極42と、炭素冷陰極41と対陰極42を含む空間に充填した気体放電用の気体とを有している。炭素冷陰極41と対陰極42との間にコンデンサを接続し、このコンデンサに電荷を蓄え、炭素冷陰極41の近傍で気体放電を起こすことにより、コンデンサに蓄えた電荷を瞬時に放電し、セリウムからなる棒状の対陰極42を蒸発させ、セリウムからなる弱電離プラズマを生起する。このプラズマに電子が衝突、及び制動されてX線が発生する。プラズマの長軸方向（符号43で示す）に沿って伝搬するセリウムのK α 特性X線は誘導放出によって強度が強くなり、プラズマの長軸方向（43）に沿って伝搬する制動X線はプラズマに吸収されて強度が減衰する。このため、強度が極めて強く、且つ単色性に優れたセリウムK α 特性X線パルスが発生する。プラズマをX線発生媒質とするこのタイプのX線管はプラズマX線管と呼ばれている（本発明者による特開2002-313267号公報参照）。

以下、本発明を幾つかの実施例に基づいて説明する。

実施例1

実施例1は、本発明の方法及び本発明のX線管によって、高分解能な血管造影ができることを実証するものである。

ヨウ素のプラスチック被覆微少球またはセリウムのプラスチック被覆微少球を血管造影剤としたウサギの心臓の血管造影を比較した。X線源として図3（a）

に示したX線管を用いた。

図4は、血管造影剤の異なるウサギの心臓の血管造影を示す透過X線写真である。(a)はヨウ素のプラスチック被覆微少球を用いた場合、(b)はセリウムのプラスチック被覆微少球を用いた場合を示している。

図4(a)から明らかなように、ヨウ素を造影剤とした場合には、セリウムK α 特性X線がヨウ素に良く吸収されるために、細い冠状動脈を明瞭に造影することができる。なお、図の左下の白い線は分解能を確認するために、心臓に挿入した100 μ m径のタングステン線による造影である。

一方、図4(b)から明らかなように、セリウムを造影剤とした場合には、セリウムK α 特性X線のフォトンエネルギーがセリウムの吸収端エネルギーより低く、セリウムK α 特性X線がセリウムにほとんど吸収されないために、環状動脈はほとんど造影できない。

実施例1から、ヨウ素を造影剤とした場合には、セリウムK α 特性X線を使用することによって極めてコントラストの高い血管造影ができることがわかる。

実施例2

実施例2は、本発明の方法及びX線管によって、生体深部の血管であっても鮮明に造影できることを実証するものである。

ヨウ素のプラスチック被覆微少球を血管造影剤として犬の心臓の血管造影を行い、生体のX線の吸収、散乱を模擬する媒質としてアクリル板(50mm厚)を使用した。他の実施条件は実施例1と同様である。

図5は生体中の血管の深さを模擬した犬の心臓の血管造影を示す透過X線写真である。図5(a)は摘出した犬の心臓を直接血管造影した場合、(b)は摘出した犬の心臓とX線撮像器との間に、厚さ50mmのアクリル板を挿入した場合を示している。

図5(a)から明らかなように、微細な冠状動脈が鮮明に造影できる。また、図5(b)から明らかなように、アクリル板を挿入しても微細な冠状動脈が鮮明に造影されることができる。なお、図5の(a)及び(b)の左下の白い線は分解能を確認するために、心臓に挿入した100 μ m径のタングステン線による造

影である。また右上の棒状の造影は、撮影に際し犬の心臓を固定するために用いた支持棒の造影である。

アクリル板を挿入しても、すなわち造影する血管が生体深部の血管であってもコントラストの減衰無しに造影できることがわかる。これはX線の波長が単色であるためである。

実施例 3

実施例 3 は、本発明の方法及びX線管によれば、径が数十 μm 以下の血管造影が可能であることを実証するものである。ウサギの下肢の微細血管を造影した。他の実施条件は実施例 1 と同様である。

図 6 はウサギの耳の微細血管の造影を示す透過X線写真である。図において、右上の白い線は 50 μm 径のタンゲステン線の造影である。このタンゲステン線の造影と比較することにより、数十 μm 径以下の血管の造影が可能であることがわかる。

図 7 はウサギの下肢の微細血管の造影を示す透過X線写真である。図 7 (a) はウサギの下肢の微細血管の造影を示す図であり、(b) は (a) を拡大した図である。中央やや下の白い線は 100 μm 径のタンゲステン線の造影である。このタンゲステン線の造影と比較することにより、数十 μm 径以下の血管の造影が可能であることがわかる。

なお、上記実施例で用いたX線管は、図 3 (a) に示した構成のX線管であるが、図 3 (b) 及び図 3 (c) に示した構成のX線管はさらにX線の単色性が高いので、これらのX線管を用いた場合にはさらに 10 μm 以下の高解像度の造影が得られることは明かである。

産業上の利用可能性

上記説明から理解されるように、本発明によれば、高分解能の血管造影ができる。従って、本発明は、微細な血管の観察を必要とする、臨床医療分野、あるいは再生医療等の医療研究分野に用いれば極めて有用である。

請 求 の 範 囲

1. ヨウ素を血管造影剤として使用し、セリウムの $K\alpha$ 特性X線を透過X線源とすることを特徴とする、高分解能血管造影方法。

2. X線管の対陰極物質がセリウムであることを特徴とする、高分解能血管造影用X線管。

3. 前記X線管は、熱陰極と、この熱陰極から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる板状の対陰極と、を有することを特徴とする、請求項2に記載の高分解能血管造影用X線管。

4. 前記X線管は、環状熱陰極と、この環状熱陰極から発生する熱電子が加速されて衝突するセリウムからなる棒状の対陰極とを有することを特徴とする、請求項2に記載の高分解能血管造影用X線管。

5. 前記X線管は、陰極と対陰極を真空中に密封した真空管型、または上記陰極と対陰極を内包する真空容器を真空引きして使用する組立型であることを特徴とする、請求項3または4に記載の高分解能血管造影用X線管。

6. 前記X線管は、環状の炭素冷陰極と、セリウムからなる棒状の対陰極と、上記環状の炭素冷陰極と対陰極とを含む空間を満たす気体放電用の気体と、を有し、上記気体の気体放電により上記対陰極物質を蒸発させてプラズマを形成し、このプラズマから特性X線を発生させることを特徴とする、請求項2に記載の高分解能血管造影用X線管。

7. 前記X線管は、前記炭素冷陰極と対陰極とを含む空間に前記気体を密封する密封管型または上記空間に上記気体を導入して使用する組立型であることを特徴とする、請求項6に記載の高分解能血管造影用X線管。

図 1

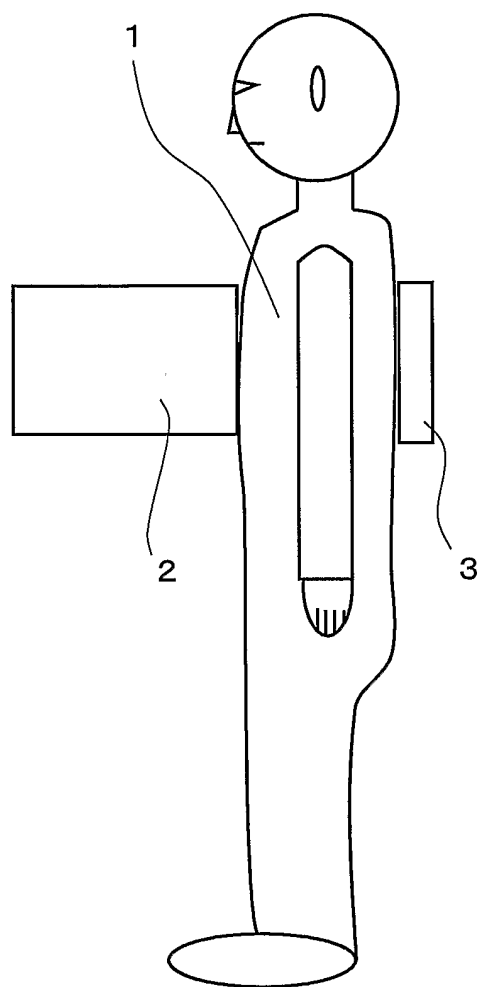


図 2

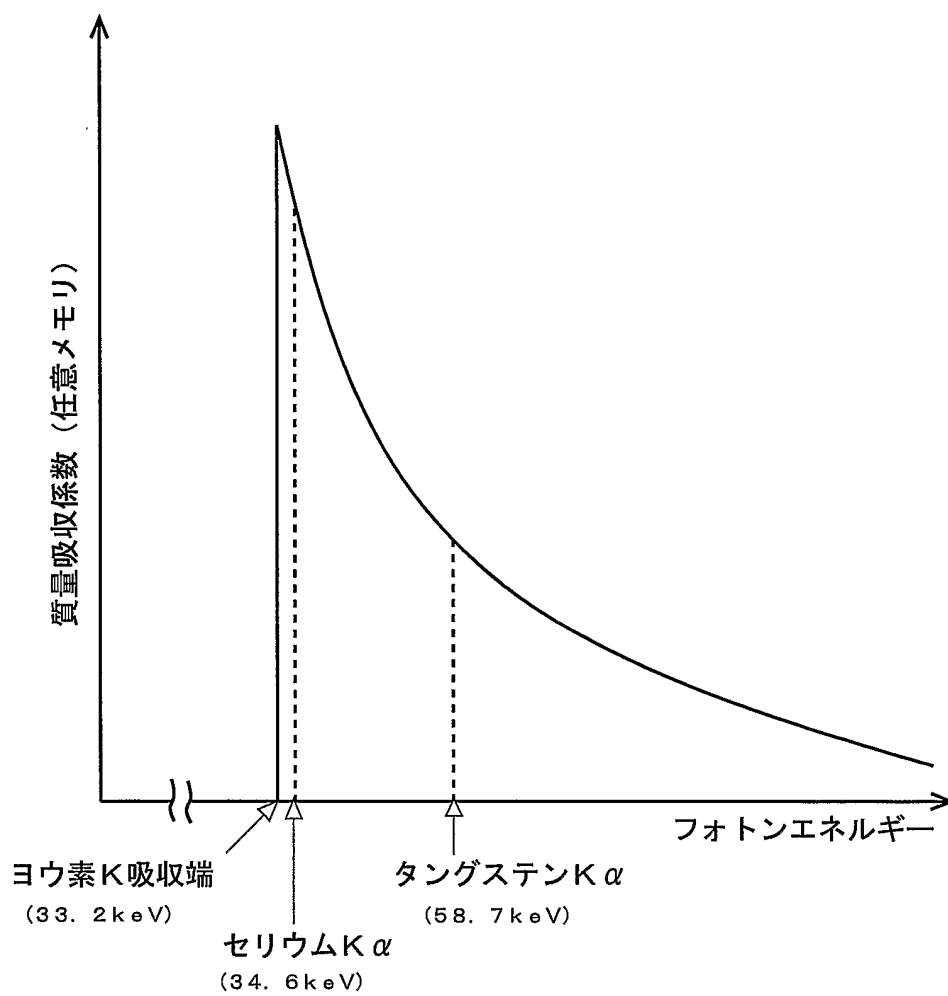


図 3

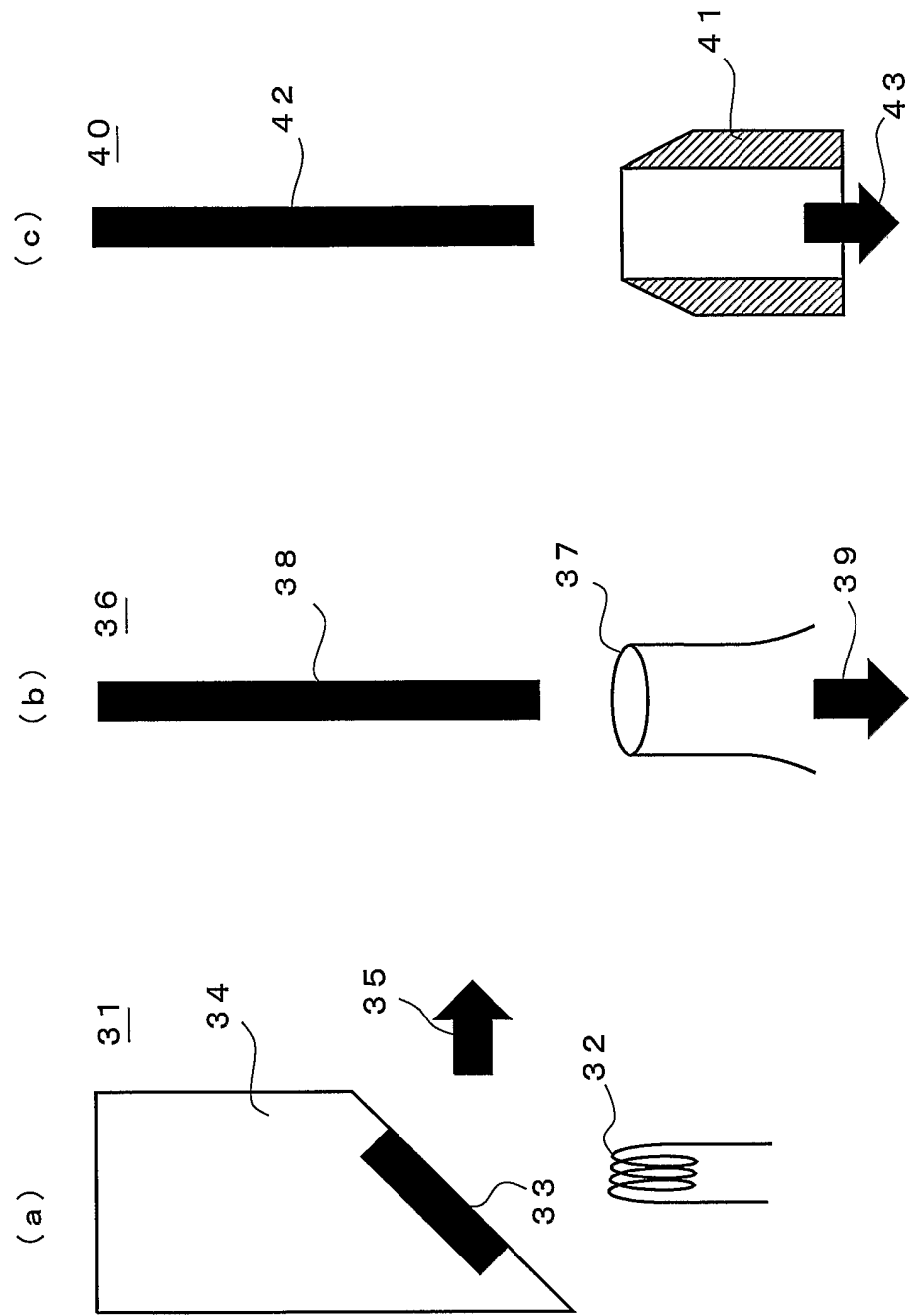
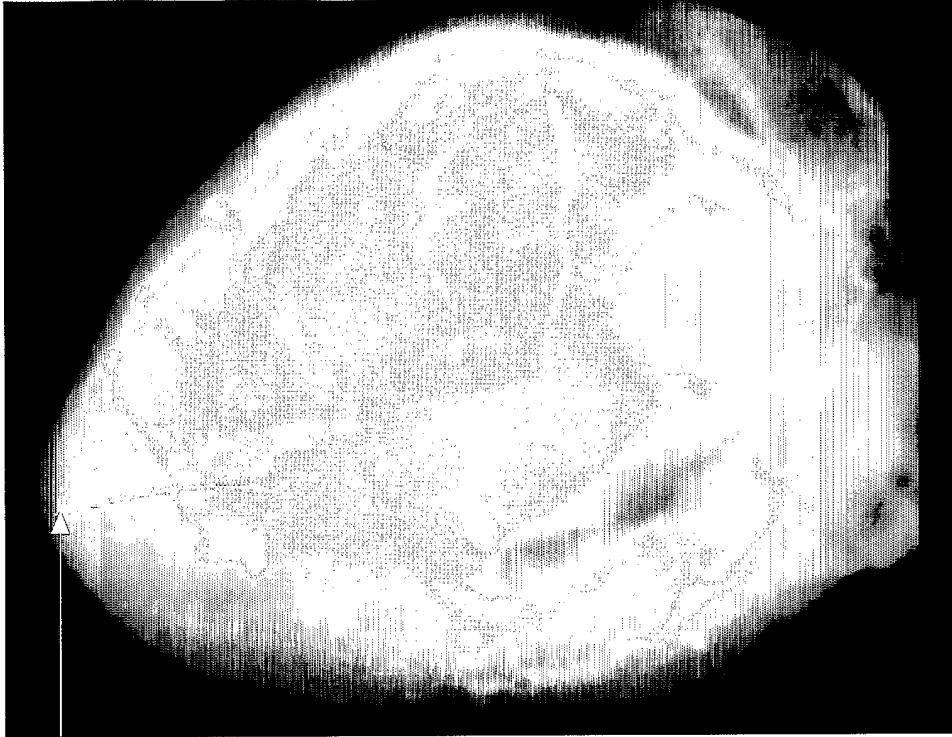


図 4

(a)



— タングステン線 (100 μm 径)

(b)

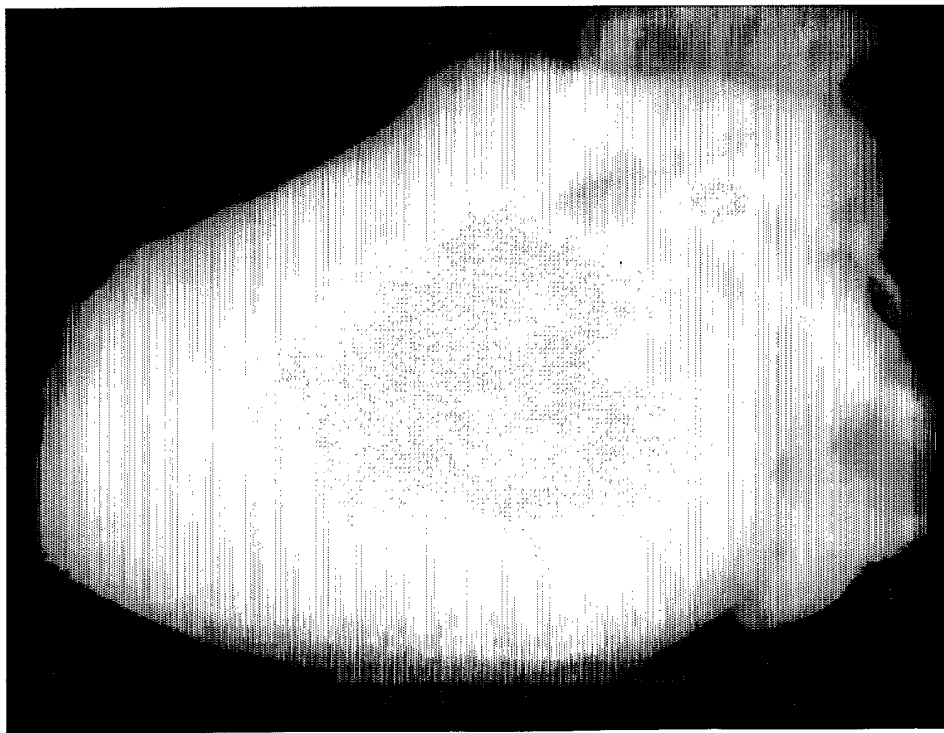
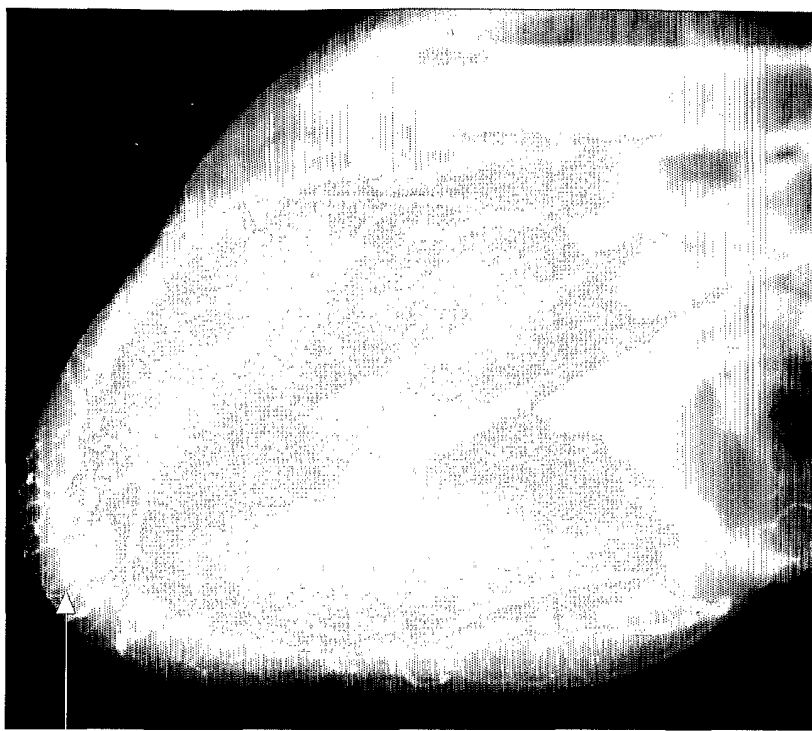


図 5

(a)



タングステン線 (100 μ m径)

(b)



タングステン線 (100 μ m径)

図 6

タングステン線 (50 μ m)

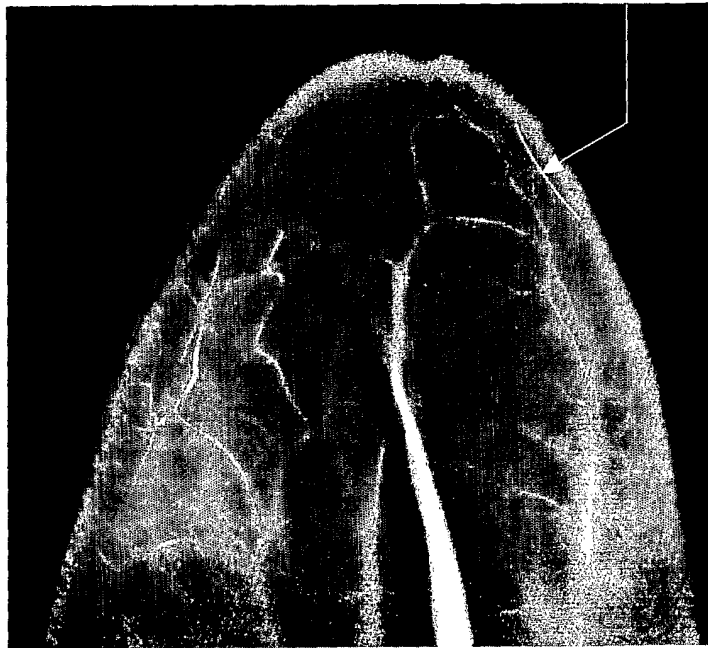
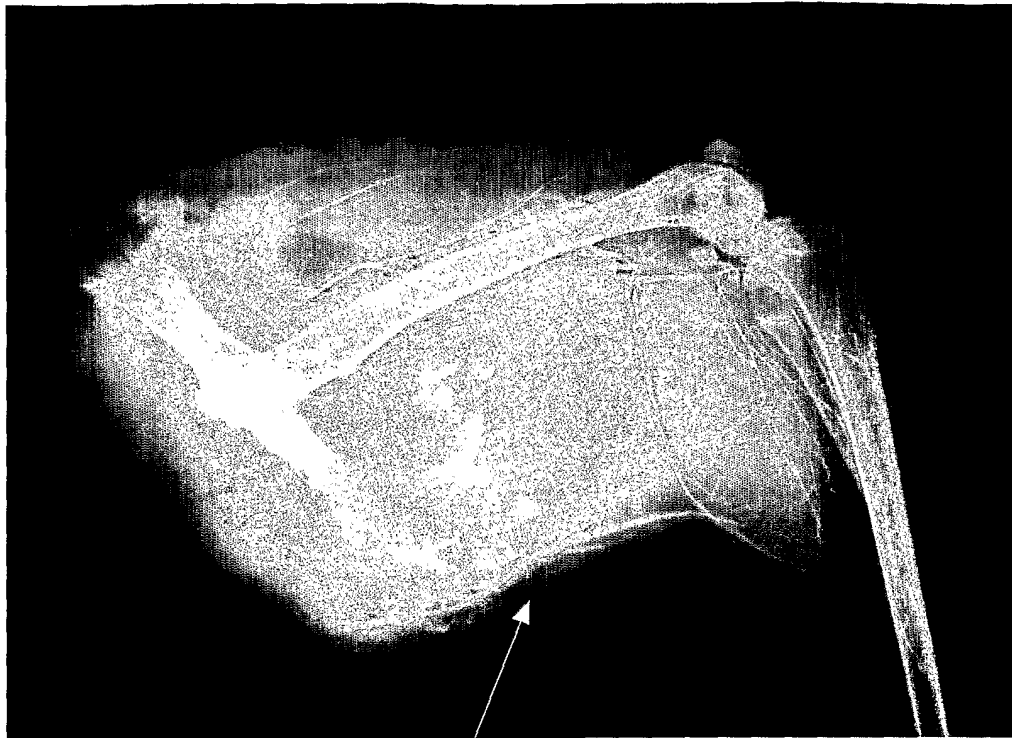


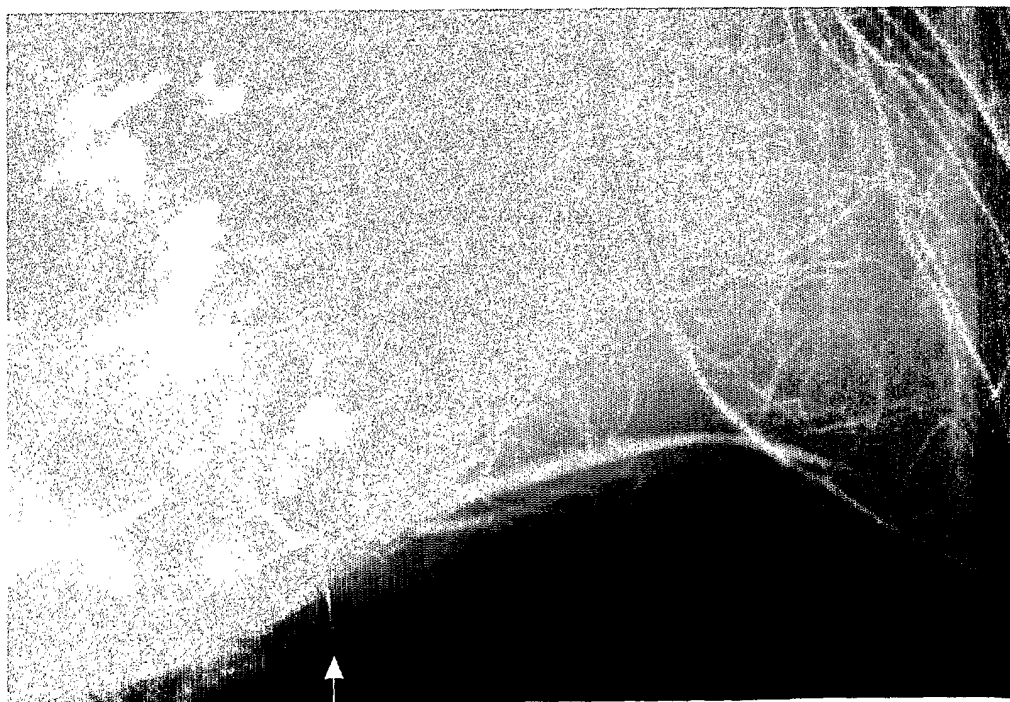
図 7

(a)



タングステン線 (100 μm 径)

(b)



タングステン線 (100 μm 径)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007049

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14, H05G1/00-1/70

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001-8924 A (Eizo SAKAI), 16 January, 2001 (16.01.01), Full text; Figs. 1 to 12	2
Y	Full text; Figs. 1 to 12 (Family: none)	3-7
Y	JP 2001-202910 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 27 July, 2001 (27.07.01), Full text; Figs. 1 to 2 & US 6385295 B1	3-5
Y	JP 2002-313267 A (Japan Science and Technology Corp.), 25 October, 2002 (25.10.02), Full text; Figs. 1 to 9 (Family: none)	4-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
02 June, 2004 (02.06.04)Date of mailing of the international search report
15 June, 2004 (15.06.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007049

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-38475 A (Kawasaki Steel Corp.), 12 February, 2003 (12.02.03), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	2-7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007049

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 1

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The technique feature of the invention of claim 1 is the use of iodine as a vascular contrast medium in a high-resolution angiography. Therefore, the subject matter relates to a diagnostic method practiced on the human or animal body and is not required to be (Continued to extra sheet.)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007049

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

searched by this International Searching Authority under PCT Article
17(2)(a)(i) and Rule 39.1(iv).

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B6/00		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B6/00-6/14 Int. Cl ⁷ H05G1/00-1/70		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y	JP 2001-8924 A (盛英三) 2001.01.16 全文、第1-12図 全文、第1-12図 (ファミリーなし)	2 3-7
Y	JP 2001-202910 A (コーニンフレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2001.07.27 全文、第1-2図 & US 6385295 B1	3-5
☒ C欄の続きにも文献が列举されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 02.06.2004	国際調査報告の発送日 15.6.2004	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央	2W 9309
電話番号 03-3581-1101 内線 3290		

C (続き). 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2002-313267 A (科学技術振興事業団) 2002. 10. 25 全文、第1-9図 (ファミリーなし)	4-7
A	JP 2003-38475 A (川崎重工業株式会社) 2003. 02. 12 全文、第1-5図 (ファミリーなし)	2-7

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項(PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 1 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

請求の範囲1は、高分解能血管造影方法においてヨウ素を血管造影剤として使用することに特徴を有し、人体又は動物の体の診断方法に関するものであって、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査を行うことを要しない対象に係るものである。

2. ☐ 請求の範囲 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. ☐ 請求の範囲 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。