

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 11 月 24 日(24.11.2016)



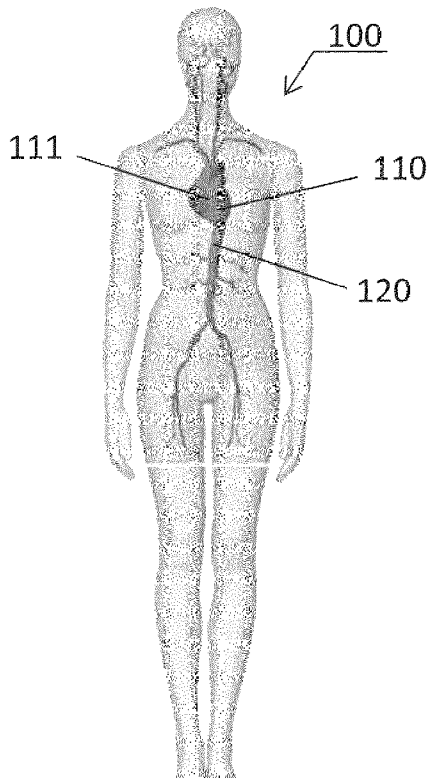
(10) 国際公開番号
WO 2016/185702 A1

- (51) 国際特許分類:
G09B 23/30 (2006.01) *B33Y 80/00* (2015.01)
B29C 67/00 (2006.01) *G01K 11/12* (2006.01)
B33Y 10/00 (2015.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/002361
- (22) 国際出願日: 2016 年 5 月 13 日(13.05.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-099716 2015 年 5 月 15 日(15.05.2015) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人名古屋大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION NAGOYA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒4648601 愛知県名古屋市千種区不老町 1 番 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 丸山 央峰(MARUYAMA, Hisataka); 〒4648601 愛知県名古屋市千種区不老町 1 番国立大学法人名古屋大学内 Aichi (JP). 新井 史人
- (74) 代理人: 藤谷 修(FUJITANI, Osamu); 〒4600002 愛知県名古屋市中区丸の内 2 丁目 1 8 番 2 5 号丸の内 K S ビル 1 6 階 Aichi (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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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, LR, LS, MW,

[続葉有]

(54) Title: ORGAN MODEL, METHOD FOR MANUFACTURING SAME, AND TEMPERATURE INDICATOR PATCH

(54) 発明の名称: 臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチ



(57) Abstract: [Problem] To provide an organ model with which it is possible for a user to ascertain the temperature state of the stereomodel of a surgical simulator, a method for manufacturing the same, and a temperature indicator patch. [Solution] A human body model (100) has a heart model (110) and a vascular model (120). The heart model (110) imitates the heart. The heart model (110) has a temperature indicator (111). The temperature indicator (111) contains a transparent resin and a thermochromic pigment.

(57) 要約: 【課題】 使用者が、手術シミュレーターの実体モデルの温度状態を把握することの可能な臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチを提供することである。 【解決手段】 人体モデル(100)は、心臓モデル(110)と、血管モデル(120)と、を有している。心臓モデル(110)は、心臓を模った臓器モデルである。心臓モデル(110)は、温度インジケータ(111)を有する。温度インジケータ(111)は、透明性の樹脂と、サーモクロミック顔料と、を含有する。

WO 2016/185702 A1



MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチ

技術分野

[0001] 本明細書の技術分野は、医者が手術のシミュレーションに用いる臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチに関する。

背景技術

[0002] 近年、医療技術が高度化および複雑化している。それに伴って、外科医に要求される技術も高度化および多様化している。そのため、手術シミュレーターが用いられることがある。これにより、若手執刀医は訓練を行うことができる。また、熟練の執刀医も手術前のリハーサルを行うことができる。

[0003] 手術シミュレーターには、CG等を駆使したバーチャルシミュレーターと、臓器の形状を模った実体モデルを用いたシミュレーターと、の2種類がある。バーチャルシミュレーターは、仮想的に様々な環境および条件を設定できる点で優れている。実体モデルを用いたシミュレーターは、手術中の感触等を体験できる点で優れている。特許文献1には、実体モデルを用いたシミュレーターとして、人体モデルが開示されている。

[0004] このような実体モデルを用いたシミュレーターでは、より現実的な造形および質感が求められている。実体モデルの形状については、3Dプリンターの発展により、高精度な臓器モデルを製造できるようになってきている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2006-267565号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 一方、人体に損傷を与えるおそれのある手術についてシミュレーションをする場合には、より現実的な反応を実体モデルから得られることが好ましい

。人体に損傷を与えるおそれのある手術として、例えば、カテーテルアブレーション治療のような熱処理を実施する手術が挙げられる。カテーテルアブレーション治療では、例えば、心臓の不整脈の原因となっている箇所を高周波で焼き切る。その場合には、目的箇所のみを焼き切ることが好ましい。しかし、実際にはその周辺の生体組織にも熱を与えてしまうおそれがある。したがって、実体モデルを用いる場合であっても、実体モデルにどの程度の熱的ダメージを与えたのか、使用者が判断できることが好ましい。

[0007] 本明細書の技術は、前述した従来の技術が有する問題点を解決するためになされたものである。すなわちその課題とするところは、使用者が、手術シミュレーターの実体モデルの温度状態を把握することの可能な臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチを提供することである。

課題を解決するための手段

[0008] 第1の態様における臓器モデルは、温度インジケータを有する。温度インジケータは、透明性の樹脂と、サーモクロミック顔料と、を含有する。

[0009] この臓器モデルでは、サーモクロミック顔料が彩度上昇領域の下限温度に達したときに発色する。それに伴って、この温度インジケータは発色する。そのため、例えば、カテーテルアブレーション治療等のシミュレーションをする場合に、使用者は、臓器モデルに対する熱履歴を把握することができる。つまり、使用者は、臓器モデルを用いてシミュレーションをしている最中に、熱処理をする目的箇所およびその周囲についてどの程度の温度分布となるかを把握することができる。つまり、臓器モデルの温度履歴が可視化されている。

[0010] 第2の態様における臓器モデルにおいては、温度インジケータに占めるサーモクロミック顔料の割合は、0.5wt%以上4wt%以下である。この温度インジケータの発色後の色は、半透明である。そのため、温度インジケータが発色した後であっても、使用者は、温度インジケータに妨げられることなく手術のシミュレーションを続行することができる。

[0011] 第3の態様における臓器モデルにおいては、透明性の樹脂は、シリコーン

系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂である。そのため、この臓器モデルの質感は、実際の人体にある程度近い。

[0012] 第4の態様における臓器モデルにおいては、温度インジケータは、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、第2の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を有する。第2の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。そのため、使用者は、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の発色により、目的箇所が好適な熱処理温度に達していることを把握できる。また、使用者は、第2の不可逆性のサーモクロミック顔料の発色により、目的箇所の周辺の温度が高くなりすぎていることを把握できる。

[0013] 第5の態様における臓器モデルにおいては、温度インジケータは、第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、第2の可逆性のサーモクロミック顔料と、を有する。第2の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。そのため、使用者は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の発色により、目的箇所が好適な熱処理温度に達していることを把握できる。また、使用者は、第2の可逆性のサーモクロミック顔料の発色により、目的箇所の周辺の温度が高くなりすぎていることを把握できる。そして、使用者は、目的箇所の温度をリアルタイムで把握できる。

[0014] 第6の態様における臓器モデルにおいては、温度インジケータは、第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を有する。第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。そのため、使用者は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の発色により、目的箇所が好適な熱処理温度に達していることを把握できる。また、使用者は、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の発色により、目的箇所の周辺の温度が高くなりすぎていることを把握できる。そして、使用者は、目的箇所の温度をリアルタイムで把握できるとともに、シミュレーシ

ヨンの終了後に温度が高くなりすぎた箇所について評価することができる。

[0015] 第7の態様における臓器モデルにおいては、温度インジケータは、臓器モデルと一体成型されている。

[0016] 第8の態様における臓器モデルの製造方法は、臓器モデルを造形する造形工程と、透明性の樹脂とサーモクロミック顔料とを混合した混合材料を臓器モデルに塗布する塗布工程と、を有する。

[0017] 第9の態様における臓器モデルの製造方法においては、塗布工程では、混合材料に占めるサーモクロミック顔料の割合を、0.5 wt %以上4 wt %以下とする。

[0018] 第10の態様における臓器モデルの製造方法においては、透明性の樹脂は、シリコン系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂である。

[0019] 第11の態様における臓器モデルの製造方法においては、塗布工程では、透明性の樹脂と、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、第2の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を混合して混合材料とする。第2の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。

[0020] 第12の態様における臓器モデルの製造方法においては、塗布工程では、透明性の樹脂と、第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、第2の可逆性のサーモクロミック顔料と、を混合して混合材料とする。第2の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。

[0021] 第13の態様における臓器モデルの製造方法においては、塗布工程では、透明性の樹脂と、第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を混合して混合材料とする。第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。

[0022] 第14の態様における温度インジケータパッチは、臓器モデルに装着するためのものである。この温度インジケータは、透明性の樹脂とサーモクロミ

ック顔料とを含有する。温度インジケータパッチに占めるサーモクロミック顔料の割合は、0.5 wt %以上4 wt %以下である。この温度インジケータパッチを使用することにより、既存の臓器モデルを用いて熱処理を伴う手術のシミュレーションを好適に行うことができる。

発明の効果

[0023] 本明細書では、使用者が、手術シミュレーターの実体モデルの温度状態を把握することの可能な臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチが提供されている。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]実施形態における人体モデルの概略構成を示す図である。

[図2]実施形態における心臓モデルを示す図である。

[図3]図2の拡大図である。

[図4]47℃のときの温度インジケータの画像である。

[図5]68℃のときの温度インジケータの画像である。

[図6]94℃のときの温度インジケータの画像である。

[図7]115℃のときの温度インジケータの画像である。

[図8]Y C r C b色空間における温度と赤の色差C rとの関係を示すグラフである。

[図9]H S V色空間における温度と彩度Sとの関係を示すグラフである。

[図10]常温における温度インジケータを示す画像である。

[図11]70℃に加熱した温度インジケータを示す画像である。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、実施形態について添付図面を参照しつつ説明する。以下の実施形態では、臓器モデルとその製造方法および温度インジケータパッチについて説明する。臓器モデルは、例示であり、実施形態に示されているものに限定されない。

[0026] (第1の実施形態)

1. 人体モデル(手術シミュレーター)

図１は、本実施形態の人体モデル１００を示す図である。人体モデル１００は、使用者が手術のシミュレーションを実施するための手術シミュレーターである。ここで、使用者とは、若手執刀医や熟練した執刀医等の外科医である。

[0027] 人体モデル１００は、心臓モデル１１０と、血管モデル１２０と、を有している。図２に示すように、心臓モデル１１０は、人間の心臓を模った臓器モデルである。血管モデル１２０は、人間の血管を模った臓器モデルである。血管モデル１２０には、血液に近い流体を流すことができる。心臓モデル１１０の材質は、シリコーン系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂である。血管モデル１２０の材質は、シリコーン系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂である。このように、人体モデル１００と、心臓モデル１１０と、血管モデル１２０とは、透明性の樹脂からできている。

[0028] ２．温度インジケータ

心臓モデル１１０は、カテーテルアブレーション等の熱処理を伴う手術シミュレーションを実施するための目標となる臓器モデルである。心臓モデル１１０は、温度インジケータ１１１を有する。温度インジケータ１１１は、膜状である。温度インジケータ１１１は、心臓モデル１１０の内側の表面に貼り付けられている。温度インジケータ１１１は、もちろん、心臓モデル１１０の外側の表面に貼り付けられていてもよい。温度インジケータ１１１は、ポリジメチルシロキサン（PDMS）と、サーモクロミック顔料と、を含有している。ここで、サーモクロミック顔料は、通常はほぼ透明であり、その顔料に固有の彩度上昇領域の下限温度以上で発色する材料である。彩度上昇領域の下限温度については、後述する。

[0029] サーモクロミック顔料には、一度発色するとその発色したままの不可逆性の材料と、彩度上昇領域の下限温度以上で発色するとともに降温後には元の透明色に戻る可逆性の材料と、がある。本実施形態のサーモクロミック顔料は、不可逆性の材料である。すなわち、一度発色した後には元の透明色に戻ることはない。

[0030] 本実施形態では、温度インジケータ 111 に占めるサーモクロミック顔料の割合は、0.5 wt % 以上 4 wt % 以下である。この範囲内のときに、発色後の温度インジケータ 111 は、半透明である。好ましくは、温度インジケータ 111 に占めるサーモクロミック顔料の割合は、1 wt % 以上 3.5 wt % 以下である。より好ましくは、温度インジケータ 111 に占めるサーモクロミック顔料の割合は、1 wt % 以上 2.5 wt % 以下である。

[0031] 本実施形態のサーモクロミック顔料が発色する色は、マゼンタである。もちろん、サーモクロミック顔料が発色する色は、その他の色であってもよい。

[0032] 3. 温度インジケータの熱伝導率

温度インジケータ 111 の熱伝導率は、実際の人体の熱伝導率に近い。例えば、ポリジメチルシロキサン (PDMS) の熱伝導率は、0.27 W/mK である。皮膚の熱伝導率 (代表値) は、0.21 W/mK である。筋肉の熱伝導率 (代表値) は、0.40 W/mK である。

[0033] 4. 人体モデルの製造方法

4-1. 造形工程

まず、臓器モデルを造形する。そのために、例えば、3D プリンターを用いればよい。そして、心臓モデル 110 と血管モデル 120 とを製作する。また、人体モデル 100 の本体を製作する。

[0034] 4-2. 塗布工程

次に、ポリジメチルシロキサン (PDMS) とサーモクロミック顔料とを混合した混合材料を準備する。ポリジメチルシロキサン (PDMS) は、液体である。サーモクロミック顔料は、液体もしくは粉末状である。そのため、混合材料は、液状である。ここで混合材料に占めるサーモクロミック顔料の割合を、0.5 wt % 以上 4 wt % 以下とする。そして、その混合材料を心臓モデル 110 の表面に塗布する。

[0035] 4-3. 加熱工程

この混合材料を塗布した心臓モデル 110 を加熱する。例えば、オーブン

で加熱する。加熱温度は、例えば、30℃である。これにより、温度インジケータ111を備える心臓モデル110が製作される。なお、加熱工程は不要の場合がある。つまり、自然乾燥により、心臓モデル110を製造することもできる。

[0036] 4-4. 組立工程

この後、心臓モデル110および血管モデル120を人体モデル100の本体に收容する。これにより、人体モデル100が製造される。

[0037] 5. 人体モデルの使用方法（手術のシミュレーション）

図2に示す心臓モデル110を用いた手術のシミュレーション方法について説明する。このとき、血管モデル130には液体を流す。血液による効果を含めてシミュレーションを実施するためである。図2および図3に示すように、カテーテルC1を心臓モデル110に挿入する。そして、カテーテルC1の先端C1aで目標箇所A1を高周波により加熱する。ここで、目標箇所A1の周囲には温度インジケータ111が形成されている。

[0038] そして、図3に示すように、カテーテルC1の先端C1aは、心臓モデル110の目標箇所A1を加熱する。これにより、目標箇所A1の温度は上昇する。そして、熱は目標箇所A1の周囲に伝導する。

[0039] ここで、加熱温度の目標温度は70℃である。70℃まで加熱することにより、実際の人体の生体組織を壊死させることができるからである。生体組織の温度が80℃程度になると、生体組織は火傷する。したがって、目標箇所A1およびその周辺の温度を70℃程度にするとともに80℃未満にすることが好ましい。

[0040] なお、カテーテルC1の先端C1aには、高周波加熱器および温度センサが配置されている。しかし、カテーテルC1の先端C1aは、心臓モデル110の実際の温度に比べて十分に高い温度に達していると考えられる。そのため、この温度センサでは、心臓モデル110に実際にどのような温度分布が生じているのか測定することはできない。

[0041] 本実施形態の心臓モデル110では、温度インジケータ111は、70℃

近傍で発色する。そのため、使用者は、温度インジケータ 111 により、目標箇所 A1 およびその周辺の温度を把握することができる。

[0042] 6. 本実施形態の効果

使用者は、本実施形態の心臓モデル 110 を用いて手術のシミュレーションを行うことにより、カテーテルアブレーションで目標箇所 A1 を熱処理することができたか判断することができる。また、使用者が熱処理を行っている最中であっても、温度インジケータ 111 の発色がシミュレーションの邪魔にならない。発色後の温度インジケータ 111 は、半透明だからである。このように、本実施形態の心臓モデル 110 は、温度分布を可視化することができる。

[0043] また、使用者は、実際に目標箇所 A1 を熱処理する処理時間を計測することができる。どの程度の時間をかけて熱処理をするかによって、使用者は、目標箇所 A1 がどの処理時間で目標温度に達しているか把握することができる。

[0044] 前述したように、温度インジケータ 111 は、膜状である。そして、この温度インジケータ 111 は、膜厚方向の温度履歴を残すことができる。つまり、使用後に温度インジケータ 111 の断面を観察することにより、使用者は、3 次元的な温度履歴を判断することができる。このように、温度インジケータ 111 は、3 次元的な温度分布を可視化することができる。

[0045] 7. 実験

7-1. 色の温度依存性

まず、試料を作製した。この試料は、ポリジメチルシロキサン (PDMS) に 4 wt % のサーモクロミック顔料 (トスコ社製) を混合した温度インジケータである。そして、この試料をオーブンで均一に加熱しながらビデオカメラを用いて画像を取得した。

[0046] 図 4 は、47℃のときの温度インジケータの画像である。図 5 は、68℃のときの温度インジケータの画像である。図 6 は、94℃のときの温度インジケータの画像である。図 7 は、115℃のときの温度インジケータの画像

である。図4から図7までに示すように、温度インジケータの温度が上昇するにしたがって、温度インジケータの色は濃くなる。なお、図4から図7までに示す温度インジケータの色は、マゼンタである。そして、この温度インジケータは、発色後も半透明である。

[0047] 図8は、温度インジケータの温度とY C r C b色空間における赤の色差C rとの関係を示すグラフである。図8に示すように、60℃から100℃にかけての温度範囲で、赤の色差C rが大きく変化している。そのため、この温度領域では、温度インジケータの色の変化が顕著である。つまり、この試料は、この温度領域における温度変化を好適に検知することができる。

[0048] 図9は、温度インジケータの温度とH S V色空間における彩度Sとの関係を示すグラフである。図9に示すように、60℃から110℃にかけての温度範囲で、彩度Sが大きく変化している。そのため、この温度領域では、温度インジケータの色の変化が顕著である。つまり、この試料は、この温度領域における温度変化を好適に検知することができる。

[0049] 彩度上昇領域Jは、温度インジケータにおけるH S V色空間の彩度Sが単純に上昇している領域である。図9に示すように、彩度上昇領域Jは、60℃以上110℃以下の範囲内である。彩度上昇領域Jでは、彩度Sは、温度インジケータの温度の上昇とともに増加している。図9では、彩度上昇領域Jの下限温度J1は、60℃である。

[0050] 7-2. 半透明性

図10は、常温における温度インジケータを示す画像である。図10に示すように温度インジケータは半透明である。図11は、70℃に加熱した温度インジケータを示す画像である。図11に示すように、温度インジケータは、マゼンタに変色しているが、半透明を維持している。このように、温度インジケータの温度が変化しても、温度インジケータは、半透明を維持している。

[0051] 8. 変形例

8-1. 人体モデル

本実施形態では、人体モデル１００が各臓器のモデルを有している。図１の人体モデル１００は、人の全身を模った形状を有している。しかし、外科医が手術のシミュレーションをすることができれば十分である。そのため、図１に示すような全身でなく、例えば、胴体部分だけであってもよい。つまり、人体モデルは、人体の少なくとも一部を再現したものであればよい。

[0052] ８－２．温度インジケータの樹脂の種類

本実施形態では、温度インジケータ１１１の樹脂としてポリジメチルシロキサン（ＰＤＭＳ）を用いる。しかし、温度インジケータ１１１の樹脂としてその他の樹脂を用いてもよい。ただし、この樹脂は、透明性の樹脂であるとよい。手術のシミュレーションにおいて、使用者が医療器具や患部を目視しやすいからである。透明性の樹脂は、例えば、シリコーン系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂である。

[0053] ８－３．２種類の不可逆性のサーモクロミック顔料

温度インジケータ１１１は、２種類の不可逆性のサーモクロミック顔料を含有してもよい。この場合、温度インジケータ１１１は、第１の不可逆性のサーモクロミック顔料と、第２の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を有する。第２の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第１の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。

[0054] 例えば、第１の不可逆性のサーモクロミック顔料は、４５℃以上７５℃以下の温度で発色する。第２の不可逆性のサーモクロミック顔料は、８０℃以上１１０℃以下の温度で発色する。例えば、第１の不可逆性のサーモクロミック顔料の色は、薄い黄緑色である。第２の不可逆性のサーモクロミック顔料の色は、マゼンタである。これらの色は例示であるが、第１の不可逆性のサーモクロミック顔料の色と第２の不可逆性のサーモクロミック顔料の色とは、互いに異なる色であるとよい。

[0055] これにより、使用者は、第１の不可逆性のサーモクロミック顔料の薄い黄緑色を基準に熱処理を行う。そこで、熱処理の温度が上昇しすぎた場合には

、その部分がマゼンタになる。実際には、マゼンタと黄緑色とが混じった色となる。このように、マゼンタが発色している箇所には、カテーテルアブレーションにより熱的ダメージが発生していることとなる。つまり、シミュレーションを終えた後に、（１）目標箇所 A 1 を確実に熱処理することができたかどうか、（２）カテーテル C 1 によりその他の箇所に熱的損傷を与えなかったかどうか、という点について、評価することができる。

[0056] なお、第 2 の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第 1 の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。上記の例では、第 1 の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、45℃である。第 2 の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、80℃である。これにより、温度インジケータ 111 は、2 段階に発色する。

[0057] そして、第 2 の不可逆性のサーモクロミック顔料の色の濃さは、第 1 の不可逆性のサーモクロミック顔料の色の濃さよりも濃いとよい。心臓モデル 110 において温度が上昇しすぎた箇所を目視により判断しやすいからである。

[0058] このように、複数種類のサーモクロミック顔料を用いて温度インジケータを製造する場合において、温度インジケータに占める複数種類のサーモクロミック顔料の割合の合計は、0.5wt%以上4wt%以下である。

[0059] 8-4. 可逆性のサーモクロミック顔料

温度インジケータ 111 は、1 種類の可逆性のサーモクロミック顔料を含有してもよい。第 1 の可逆性のサーモクロミック顔料は、65℃以上75℃以下の温度で発色する。例えば、第 1 の可逆性のサーモクロミック顔料の色は、薄い黄緑色である。これにより、使用者は、加熱箇所とその周辺についてリアルタイムで温度分布を把握することができる。

[0060] また、温度インジケータ 111 は、2 種類の可逆性のサーモクロミック顔料を含有してもよい。この場合、温度インジケータ 111 は、第 1 の可逆性のサーモクロミック顔料と、第 2 の可逆性のサーモクロミック顔料と、を有

する。第2の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。

[0061] 例えば、第1の可逆性のサーモクロミック顔料は、65℃以上75℃以下の温度で発色する。第2の可逆性のサーモクロミック顔料は、80℃以上85℃以下の温度で発色する。例えば、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の色は、薄い黄緑色である。第2の可逆性のサーモクロミック顔料の色は、マゼンタである。これにより、使用者は、加熱箇所とその周辺についてリアルタイムで温度分布を把握することができる。そして、使用者は、温度が上昇しすぎた箇所について、どの程度の時間継続して高温状態が続いたのか把握することができる。

[0062] 8-5. 可逆性のサーモクロミック顔料および不可逆性のサーモクロミック顔料

温度インジケータ111は、1種類の可逆性のサーモクロミック顔料と、1種類の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を含有してもよい。この場合、温度インジケータ111は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、を有する。第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高い。

[0063] 例えば、第1の可逆性のサーモクロミック顔料は、65℃以上75℃以下の温度で発色する。第1の不可逆性のサーモクロミック顔料は、80℃以上85℃以下の温度で発色する。そして、第1の可逆性のサーモクロミック顔料の色は、薄い黄緑色である。第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の色は、マゼンタである。

[0064] この場合には、使用者は、目標箇所A1およびその周辺の温度をリアルタイムで把握できるとともに、手術のシミュレーションの後に熱的損傷を与えたと思われる箇所について評価することができる。

[0065] 8-6. 一体成型の臓器モデル

本実施形態の心臓モデル１１０には、その表面に温度インジケータ１１１が貼り付けられている。その代わりに、心臓モデル自体にサーモクロミック顔料を混合して心臓モデルを一体成型してもよい。つまり、温度インジケータ１１１は、臓器モデルと一体成型されている。

[0066] ８－７．他の臓器モデル

本実施形態の臓器モデルは、心臓モデル１１０である。しかし、人体モデル１００は、それ以外の臓器モデルを有していてもよい。例えば、腎臓モデル、肝臓モデル、肺モデル等が挙げられる。

[0067] ８－８．貼り替え

また、心臓モデル１１０では、温度インジケータ１１１を貼り替えることができる。つまり、使用済みで発色後の温度インジケータ１１１を心臓モデル１１０から剥離させるとともに、新たに温度インジケータ１１１を心臓モデル１１０に貼り付ければよい。シート状の温度インジケータ１１１は、容易に樹脂に貼り付けることができる。これにより、手術シミュレーションを繰り返し実施することができる。

[0068] ８－９．サーモクロミック顔料の色

サーモクロミック顔料の色は、例示である。そのため、サーモクロミック顔料の色は、上記で挙げた色以外の色であってもよい。

[0069] ８－１０．組み合わせ

上記の変形例を互いに自由に組み合わせてもよい。

[0070] ９．本実施形態のまとめ

本実施形態の心臓モデル１１０は、温度インジケータ１１１を有している。この温度インジケータ１１１は、樹脂と、サーモクロミック顔料と、を含有している。そのため、使用者がこの心臓モデル１１０を用いて手術のシミュレーションをする場合には、使用者は、心臓モデル１１０の温度状態を把握しながら実施することができる。これにより、手術シミュレーションの結果の良否を判断することのできる臓器モデルが実現されている。

[0071] （第２の実施形態）

第2の実施形態について説明する。第2の実施形態の温度インジケータパッチは、第1の実施形態の心臓モデル110に装着するためのパッチである。

[0072] 1. 温度インジケータパッチ

この温度インジケータパッチは、温度インジケータ111と同様のものである。そのため、温度インジケータパッチは、透明性の樹脂とサーモクロミック顔料とを含有する。温度インジケータパッチに占めるサーモクロミック顔料の割合は、0.5wt%以上4wt%以下である。

[0073] ここで、温度インジケータパッチは、粘着性である。そのため、温度インジケータパッチを心臓モデル110に貼り付けることは容易である。また、使用後に、温度インジケータパッチを心臓モデル110から剥がすことも容易である。

[0074] 2. 他の人体モデル

本実施形態の温度インジケータパッチを、従来の人体モデルの臓器モデルに貼り付けることもできる。これにより、カテーテルアブレーション等の熱処理を想定していなかった手術シミュレーターについて、使用者は、カテーテルアブレーション等の手術のリハーサルを実施することができるようになる。

符号の説明

[0075] 100…人体モデル

110…心臓モデル

111…温度インジケータ

120…血管モデル

請求の範囲

- [請求項1] 臓器モデルにおいて、
温度インジケータを有し、
前記温度インジケータは、
透明性の樹脂と、サーモクロミック顔料と、を含有すること
を特徴とする臓器モデル。
- [請求項2] 請求項1に記載の臓器モデルにおいて、
前記温度インジケータに占める前記サーモクロミック顔料の割合は、
、
0.5 wt %以上4 wt %以下であること
を特徴とする臓器モデル。
- [請求項3] 請求項1または請求項2に記載の臓器モデルにおいて、
前記透明性の樹脂は、
シリコーン系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂であることを
特徴とする臓器モデル。
- [請求項4] 請求項1から請求項3までのいずれか1項に記載の臓器モデルにおいて、
前記温度インジケータは、
第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、
第2の不可逆性のサーモクロミック顔料と、
を有し、
前記第2の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下
限温度は、
前記第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の
下限温度よりも高いこと
を特徴とする臓器モデル。
- [請求項5] 請求項1から請求項3までのいずれか1項に記載の臓器モデルにおいて、

前記温度インジケータは、

第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、

第2の可逆性のサーモクロミック顔料と、

を有し、

前記第2の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、

前記第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高いこと

を特徴とする臓器モデル。

[請求項6] 請求項1から請求項3までのいずれか1項に記載の臓器モデルにおいて、

前記温度インジケータは、

第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、

第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、

を有し、

前記第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、

前記第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高いこと

を特徴とする臓器モデル。

[請求項7] 請求項1から請求項6までのいずれか1項に記載の臓器モデルにおいて、

前記温度インジケータは、

前記臓器モデルと一体成型されていること

を特徴とする臓器モデル。

[請求項8] 臓器モデルの製造方法において、

前記臓器モデルを造形する造形工程と、

透明性の樹脂とサーモクロミック顔料とを混合した混合材料を前記

臓器モデルに塗布する塗布工程と、
を有すること
を特徴とする臓器モデルの製造方法。

[請求項9] 請求項8に記載の臓器モデルの製造方法において、
前記塗布工程では、

前記混合材料に占める前記サーモクロミック顔料の割合を、
0.5 wt %以上4 wt %以下とすること
を特徴とする臓器モデルの製造方法。

[請求項10] 請求項8または請求項9に記載の臓器モデルの製造方法において、
前記透明性の樹脂は、

シリコーン系樹脂もしくはハイドロゲル系樹脂であることを
特徴とする臓器モデルの製造方法。

[請求項11] 請求項8から請求項10までのいずれか1項に記載の臓器モデルの製造方法において、

前記塗布工程では、

前記透明性の樹脂と、

第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、

第2の不可逆性のサーモクロミック顔料と、

を混合して前記混合材料とし、

前記第2の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、

前記第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高いこと
を特徴とする臓器モデルの製造方法。

[請求項12] 請求項8から請求項10までのいずれか1項に記載の臓器モデルの製造方法において、

前記塗布工程では、

前記透明性の樹脂と、

第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、

第2の可逆性のサーモクロミック顔料と、

を混合して前記混合材料とし、

前記第2の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、

前記第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高いこと

を特徴とする臓器モデルの製造方法。

[請求項13] 請求項8から請求項10までのいずれか1項に記載の臓器モデルの製造方法において、

前記塗布工程では、

前記透明性の樹脂と、

第1の可逆性のサーモクロミック顔料と、

第1の不可逆性のサーモクロミック顔料と、

を混合して前記混合材料とし、

前記第1の不可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度は、

前記第1の可逆性のサーモクロミック顔料の彩度上昇領域の下限温度よりも高いこと

を特徴とする臓器モデルの製造方法。

[請求項14] 臓器モデルに装着するための温度インジケータパッチであって、

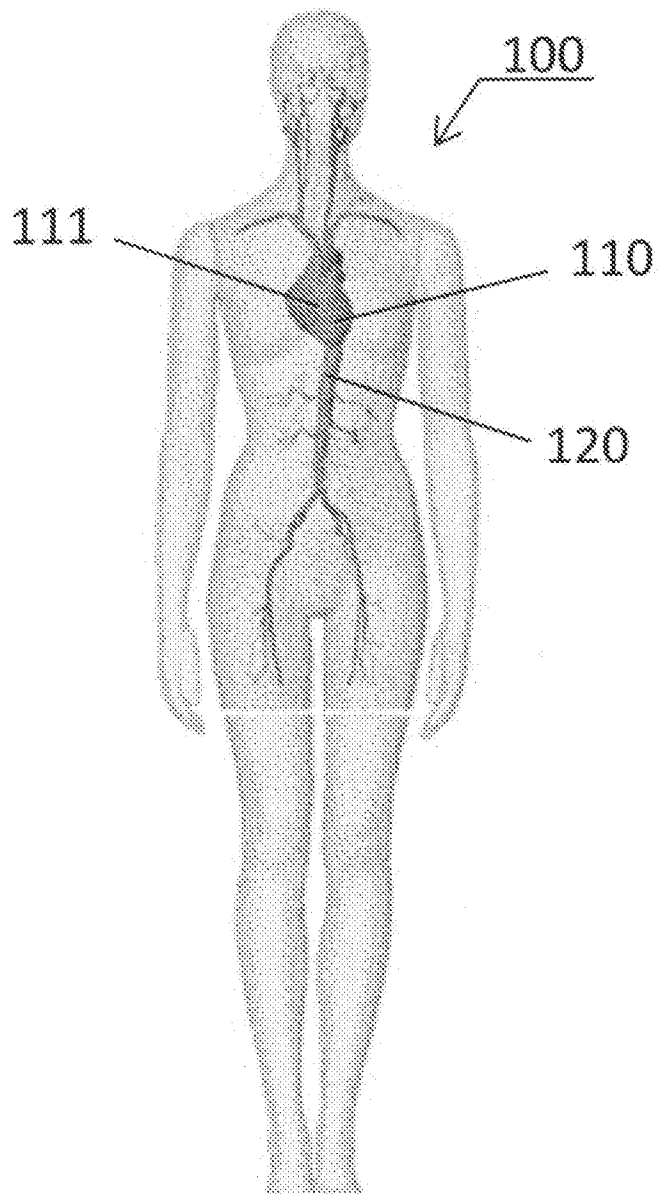
透明性の樹脂とサーモクロミック顔料とを含有し、

前記温度インジケータパッチに占める前記サーモクロミック顔料の割合は、

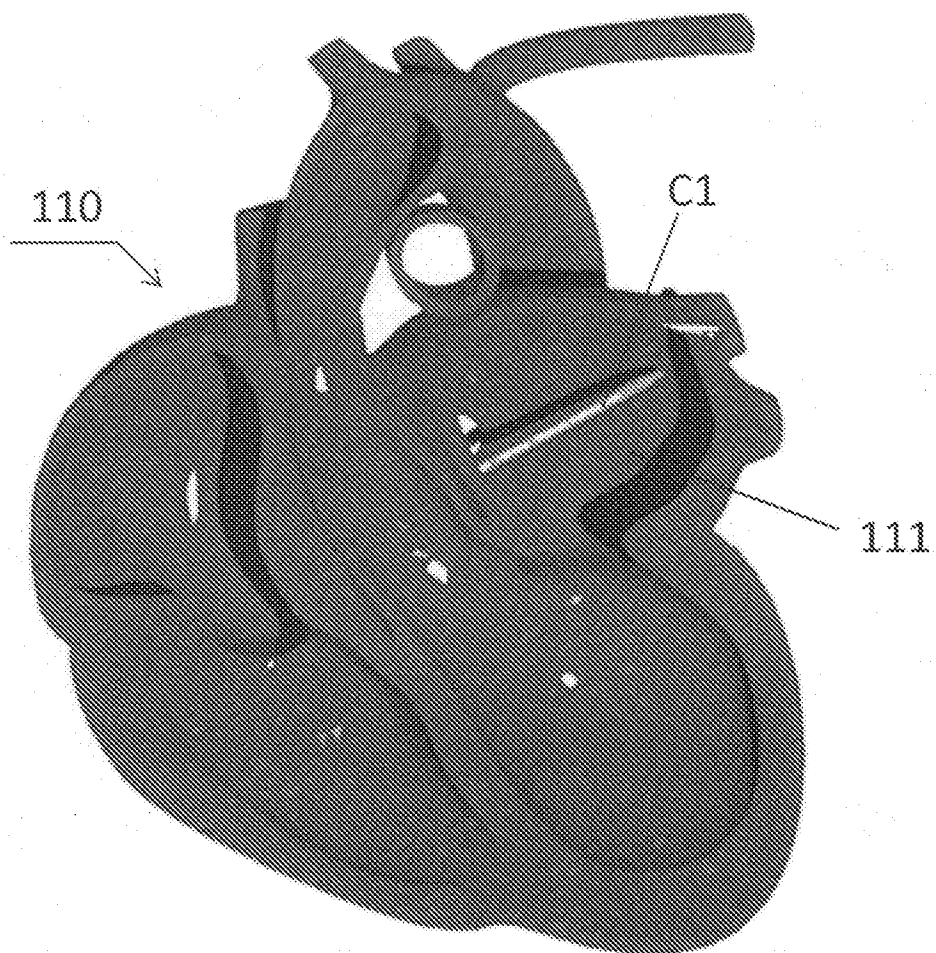
0.5wt%以上4wt%以下であること

を特徴とする温度インジケータパッチ。

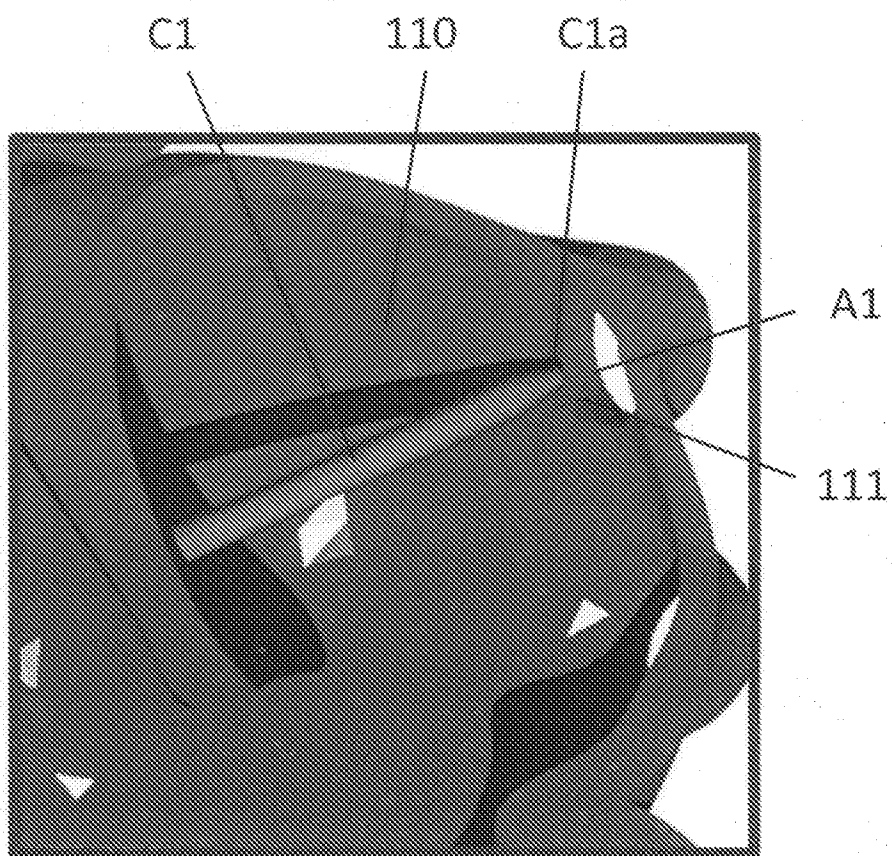
[図1]



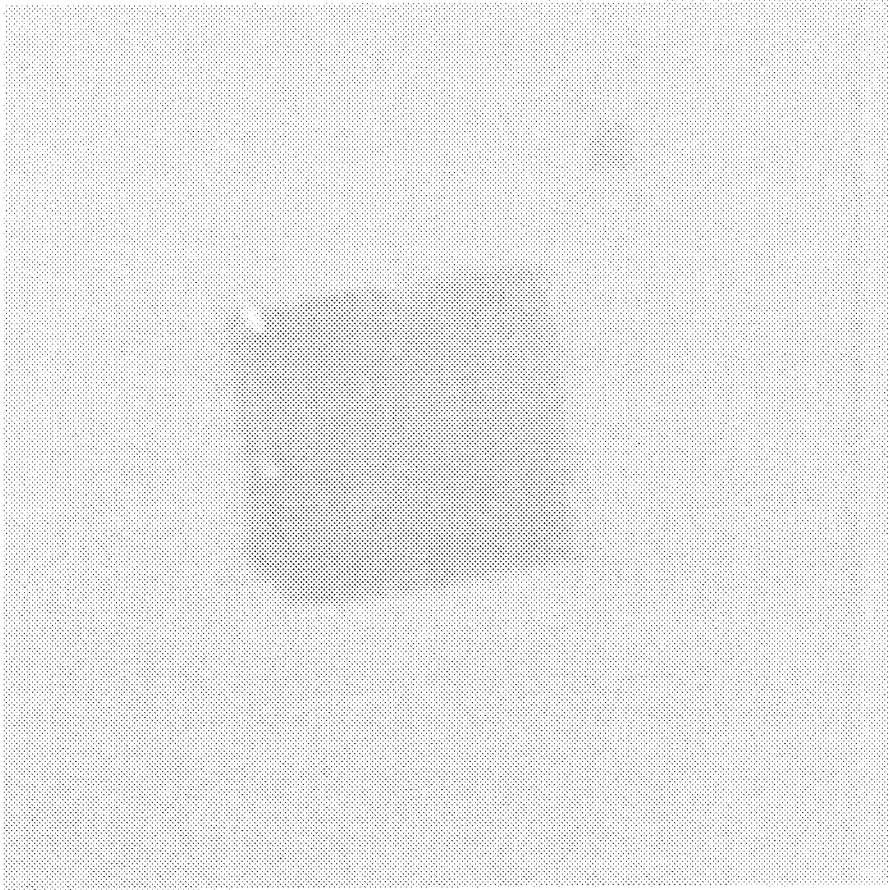
[図2]



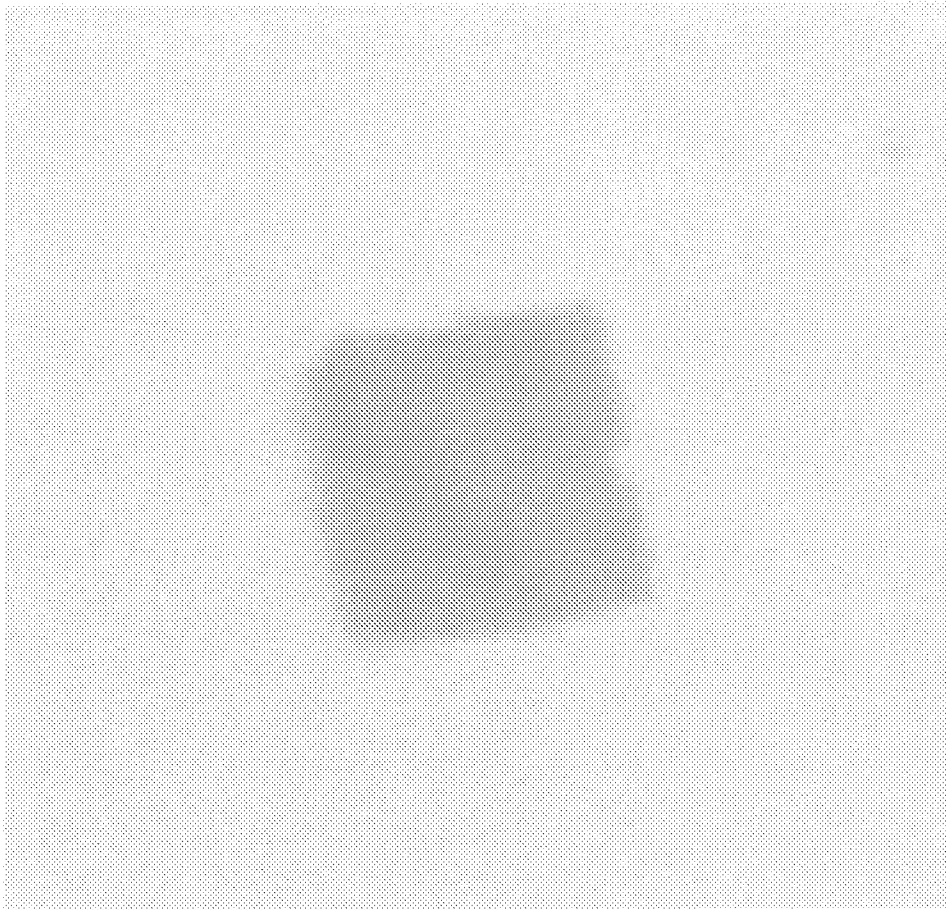
[図3]



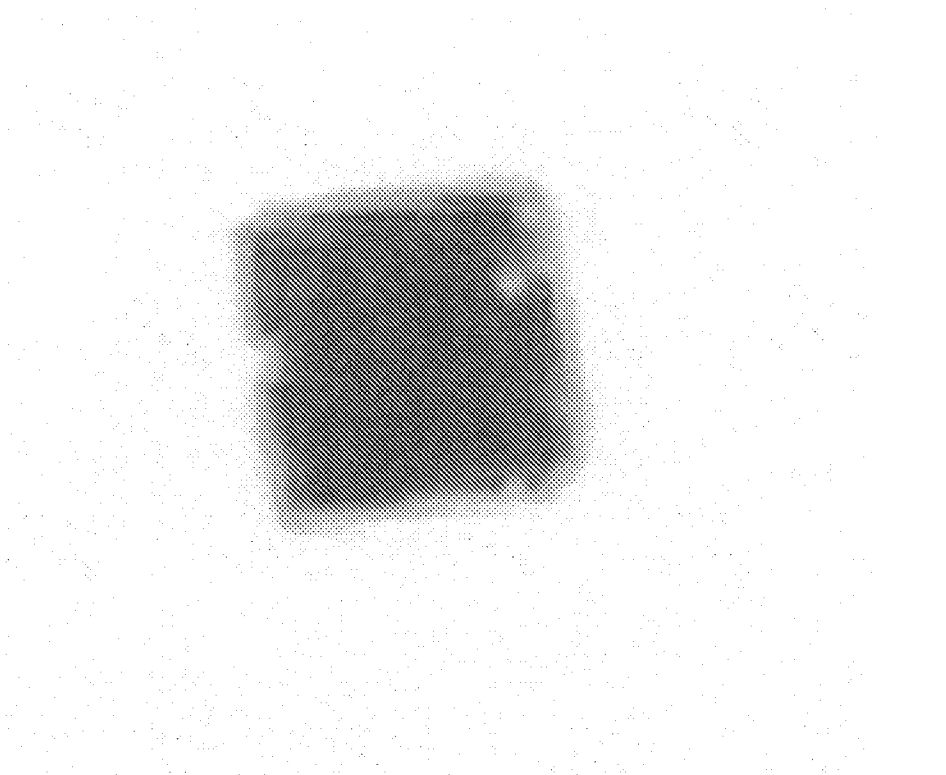
[図4]



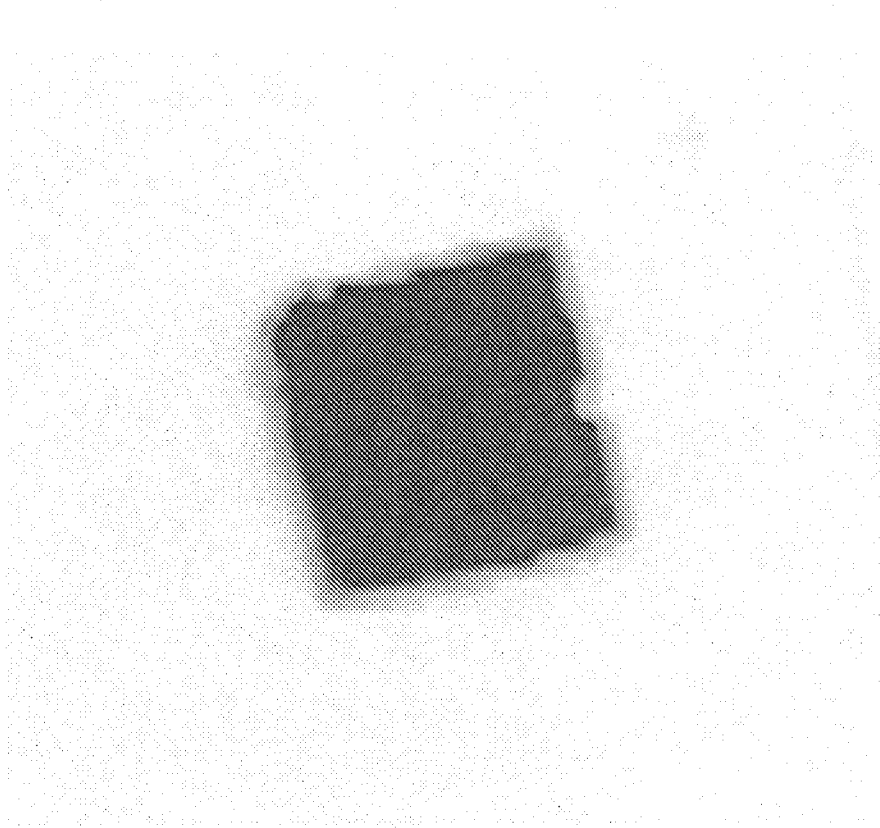
[図5]



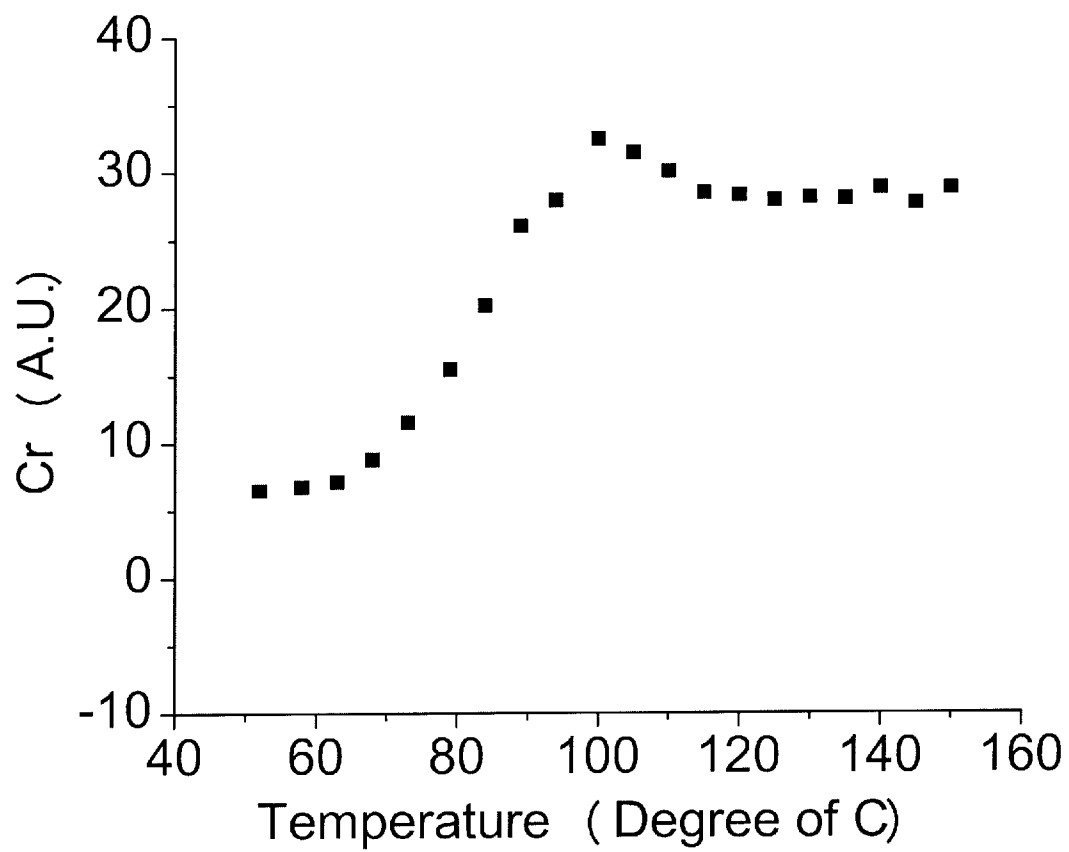
[図6]



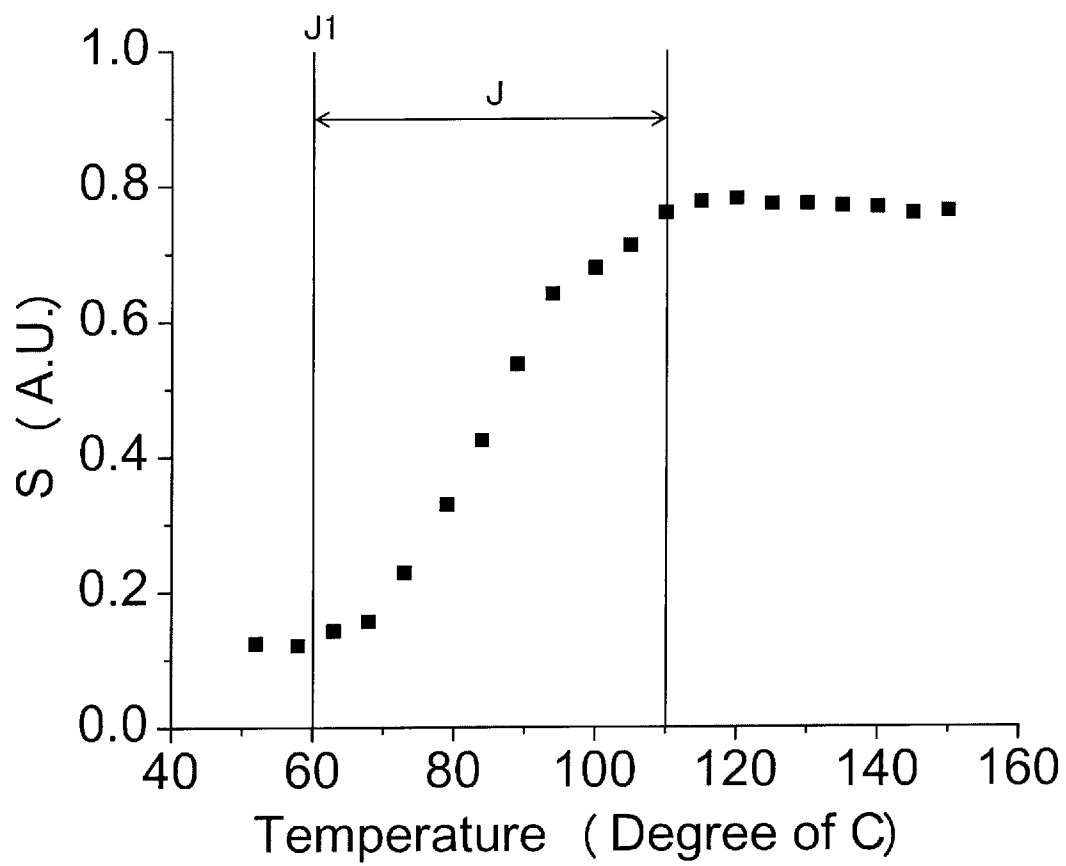
[図7]



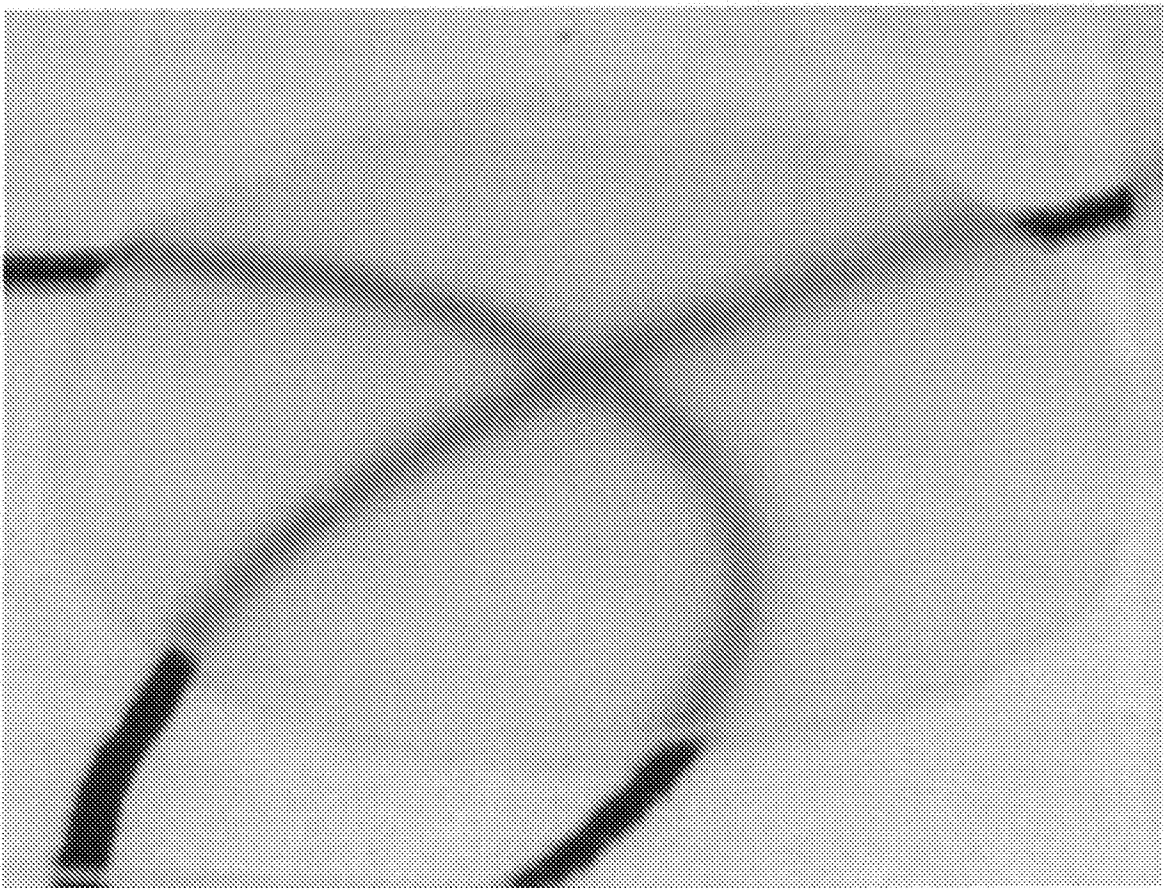
[図8]



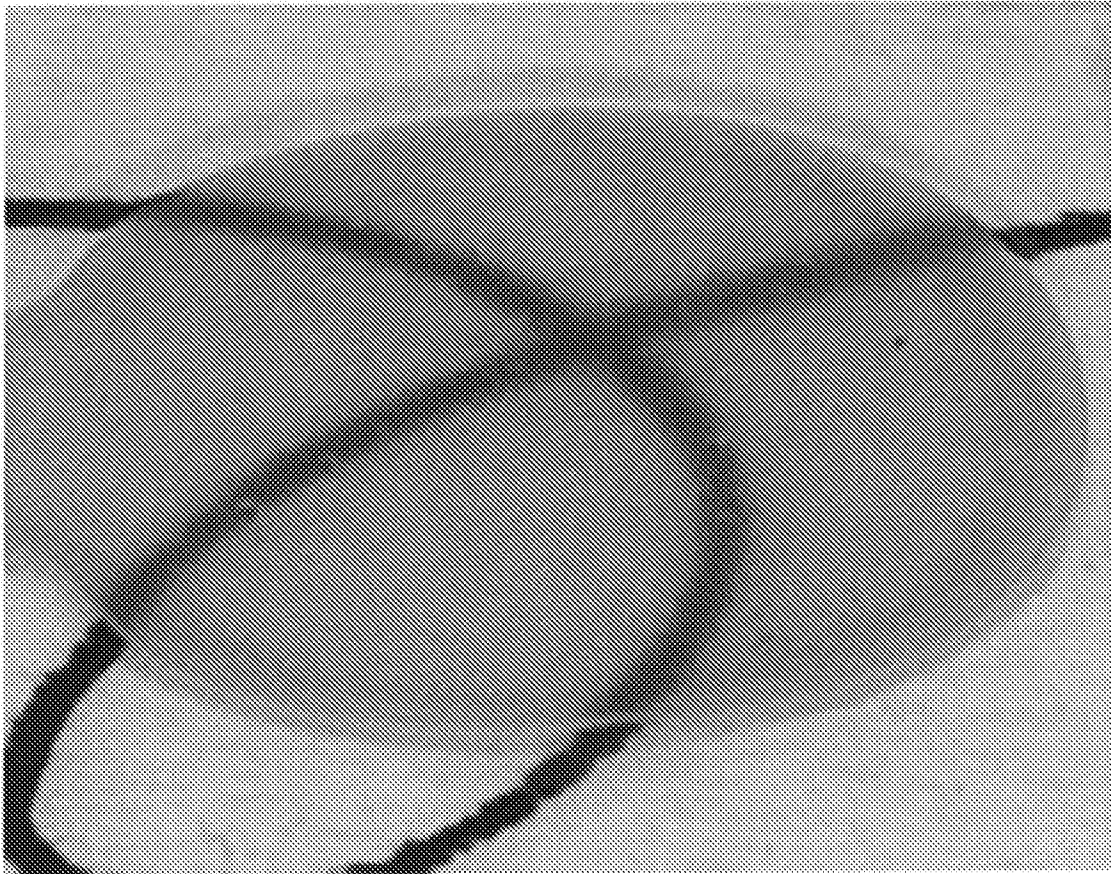
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/002361

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G09B23/30(2006.01)i, B29C67/00(2006.01)i, B33Y10/00(2015.01)i, B33Y80/00(2015.01)i, G01K11/12(2006.01)i

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)

G09B23/30, B29C67/00, B33Y10/00, B33Y80/00, G01K11/12

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 Y	US 2013/0288218 A1 (MEDTRONIC CRYOCATH LP), 31 October 2013 (31.10.2013), paragraphs [0041] to [0043], [0054]; fig. 13 (Family: none)	1, 3, 5, 7 2, 4, 6, 8-14
Y	JP 2002-1828 A (Minolta Co., Ltd.), 08 January 2002 (08.01.2002), paragraphs [0151], [0157], [0163] (Family: none)	2, 4, 6, 8-14

☐ 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 2016 (02.06.16)

Date of mailing of the international search report
14 June 2016 (14.06.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G09B23/30(2006.01)i, B29C67/00(2006.01)i, B33Y10/00(2015.01)i, B33Y80/00(2015.01)i, G01K11/12(2006.01)i

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. G09B23/30, B29C67/00, B33Y10/00, B33Y80/00, G01K11/12

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 請求項の番号
X Y	US 2013/0288218 A1 (MEDTRONIC CRYOCATH LP) 2013.10.31, 段落 [0041]-[0043], [0054], FIG. 13 (ファミリーなし)	1, 3, 5, 7 2, 4, 6, 8-14
Y	JP 2002-1828 A (ミノルタ株式会社) 2002.01.08, 段落[0151], [0157], [0163] (ファミリーなし)	2, 4, 6, 8-14

❑ C欄の続きにも文献が列挙されている。

❑ 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

の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

02.06.2016

国際調査報告の発送日

14.06.2016

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)

中村 和正

2D

4401

電話番号 03-3581-1101 内線 3241