

(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
2017年11月9日(09.11.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/191825 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2017/017123

(22) 国際出願日:

2017年5月1日(01.05.2017)

(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:

PCT/JP2016/063541 2016年5月2日(02.05.2016) JP

(71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 庄野 裕基 (SHONO, Yuki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株

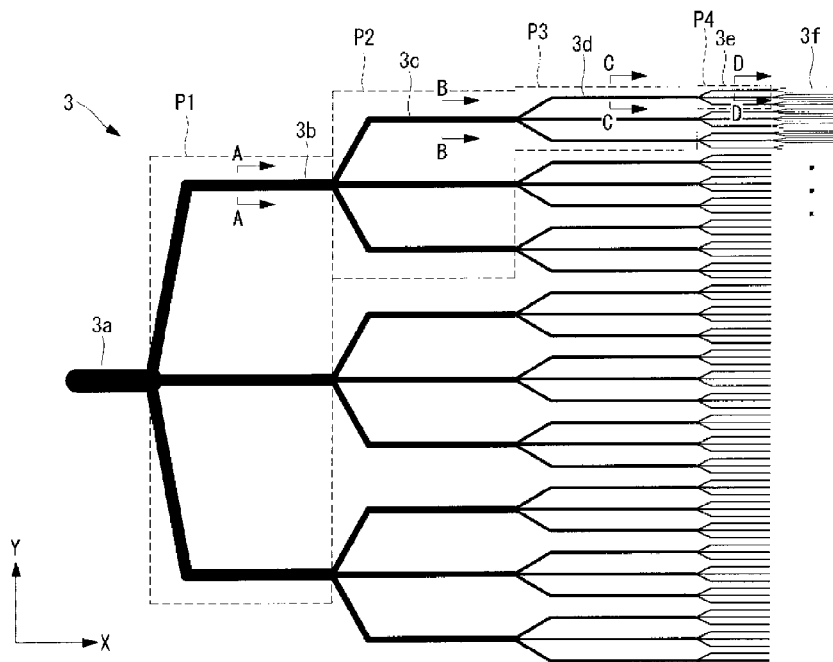
式会社内 Tokyo (JP). 伊藤 遼佑 (ITO, Ryosuke); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 成田 利治 (NARITA, Toshiharu); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 高岡 秀行 (TAKAOKA, Hideyuki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (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,

(54) Title: PHANTOM FOR IMAGING AND EVALUATION METHOD FOR OPTICAL IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 撮像用ファントムおよび光学撮像装置の評価方法



(57) Abstract: This phantom for imaging comprises: a main body having optical characteristics simulating the optical characteristics of biological tissue; and a structural body (3) provided in this main body and having a fractal structure simulating a tissue structure having fractal characteristics present in the biological tissue.

(57) 要約: 本発明の撮像用ファントムは、生体組織の光学的特性を模擬した光学的特性を有する本体と、該本体に設けられ、生体組織に存在するフラクタル性を有する組織構造を模擬したフラクタル構造を有する構造体(3)とを備える。

[続葉有]



WO 2017/191825 A1

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, 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, KH, KN,
KP, KR, KW, 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, 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：撮像用ファントムおよび光学撮像装置の評価方法 技術分野

[0001] 本発明は、撮像用ファントムおよび光学撮像装置の評価方法に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、生体用の光学撮像装置の性能評価やデモンストレーションにおいて、生体を模擬したファントムが被写体として使用されている（例えば、特許文献1，2参照。）。特許文献1に記載のファントムは、生体組織の層構造を模擬するために、互いに異なる光学的特性を有する2つの層から構成されている。特許文献2に記載のファントムには、血管を模擬した構造体が設けられている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2002-291729号公報
特許文献2：特表2008-541829号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 実際の生体内に存在する組織構造は複雑な構造を有する。例えば、粘膜内の血管網は、動静脈、細動静脈および毛細血管等の太さの異なる多数の血管から形成されている。例えば、医師は、内視鏡画像から、組織構造の見えに基づいて組織の正常性や異常性を認知し判別する。しかしながら、観察者が撮像画像を通して生体組織らしいと認知できるような組織構造の見えを模擬した撮像用ファントムは存在しない。例えば、特許文献1のファントムには、組織構造を模擬した構造体は設けられていない。特許文献2のファントムの構造体は、実際の血管網に比べて非常に単純化されていて生体組織らしい見えに欠ける。したがって、特許文献1，2のファントムを使用したのでは

、実際の生体の観察時の光学撮像装置の性能を、実際に生体を観察する際により近い見えに基づいて正確に評価することができないという問題がある。

[0005] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、撮像画像によって生体内の組織構造の見えるリアルに模擬することができる撮像用ファントムとこれを用いた光学撮像装置の評価方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第1の態様は、生体組織の光学的特性を模擬した光学的特性を有する本体と、該本体に設けられ、前記生体組織に存在するフラクタル性を有する組織構造を模擬したフラクタル構造を有する構造体とを備える撮像用ファントムである。

本発明の第1の態様によれば、生体組織内の組織構造が構造体によって模擬され、組織構造の周辺組織が構造体の周囲の本体によって模擬される。この場合に、構造体のフラクタル構造によって複雑な組織構造の見えるリアルに模擬された撮像画像を得ることができる。

[0007] 上記第1の態様においては、前記本体が、積層された少なくとも2つの層を有し、該少なくとも2つの層は、光散乱特性および光吸収特性の少なくとも一方が互いに異なってもよい。

このようにすることで、複数の層から構成される生体組織を少なくとも2つの層によって模擬することができる。これにより、実際の生体組織と同じような見え方（例えば、色味、コントラスト）を再現することができる。

[0008] 上記第1の態様においては、前記構造体が、少なくとも1つの前記層の内部に埋め込まれていてもよい。

このようにすることで、生体組織の内部に存在する組織構造の見える（例えば、色味、コントラスト、鮮鋭度）を、層内の構造体によってリアルに再現することができる。

[0009] 上記第1の態様においては、前記組織構造が、血管走行構造であってもよい。

フラクタル性を有する血管走行構造は、構造体によって模擬する組織構造として好適である。

上記第１の態様においては、前記本体の光学的特性が、血液の吸収スペクトルを模擬していてもよい。

このようにすることで、生体組織の見えをさらにリアルに模擬することができる。

[0010] 上記第１の態様においては、前記構造体が、ランダム性を有するフラクタル構造を含んでいてもよい。

生体内の組織構造のフラクタル性には、ランダム性が存在する。したがって、ランダム性を有する構造体のフラクタル構造によって、組織構造の見えをさらにリアルに模擬することができる。

[0011] 上記第１の態様においては、前記構造体が、自然物を含んでいてもよい。

自然界に存在するフラクタル構造を構造体として利用することによって、生体内のランダム性を有するフラクタル構造の見えをさらにリアルに模擬することができる。特に、自然物が葉脈である場合には、血管の分岐構造および走行の見えをさらにリアルに模擬することができる。

[0012] 本発明の第２の態様は、第１の態様に係る撮像用ファントムを光学撮像装置で撮影し、取得された画像を表示する光学撮像装置の評価方法である。

本発明の第２の態様によれば、生体組織が有する光学的特性と組織構造が有するフラクタル構造とを模擬した撮像用ファントムを光学撮像装置によって撮影することによって、実際の生体組織を観察しているときと同じような画像が得られる。このような画像に基づいて、実際の生体組織の観察時の光学撮像装置の性能を正確に評価することができる。

上記第２の態様においては、相互に異なるスペクトルを有する複数の光を前記撮像用ファントムに照射して撮影し、前記複数の光のそれぞれに対して、前記少なくとも２つの層の光散乱特性および光吸収特性の少なくとも一方が異なってもよい。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、撮像画像によって生体内の組織構造の見えをリアルに模擬することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明の一実施形態に係る撮像用ファントムの全体構成図である。

[図2]図1の撮像用ファントムに設けられる構造体を示す図である。

[図3]図2のA－A線、B－B線、C－C線およびD－D線における線状構造の横断面を示す図である。

[図4]図2のA－A線、B－B線、C－C線およびD－D線における線状構造の横断面の変形例を示す図である。

[図5]構造体のフラクタル構造の変形例を示す図である。

[図6]構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図7]構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図8]構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図9]構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図10]構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図11]構造体の光学的特性の変形例を示す図である。

[図12]ランダム性を有する構造体のフラクタル構造の変形例を示す図である。

[図13]ランダム性を有する構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図14]ランダム性を有する構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図15]ランダム性を有する構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図16]ランダム性を有する構造体のフラクタル構造のもう1つの変形例を示す図である。

[図17]構造体の配置の変形例を示す図である。

[図18]本体および構造体の他の変形例を示す図である。

[図19]図 1 8 の撮像用ファントムを撮影して取得された葉脈の画像である。

[図20]構造体の配置の他の変形例を示す図である。

[図21]構造体の他の変形例を示す図である。

[図22]図 2 1 の E - E 線における構造体の横断面を示す図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下に、本発明の一実施形態に係る撮像用ファントム 1 について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る撮像用ファントム 1 は、生体組織を模擬したファントムであり、図 1 に示されるように、本体 2 と、該本体 2 に設けられ生体組織に存在する組織構造を模擬した構造を有する構造体 3 とを備えている。

[0016] 本体 2 は、互いに直交する横方向（X 方向）、縦方向（Y 方向）および高さ方向（Z 方向）を有する直方体状であり、高さ方向に積層された 2 つの層 4 1、4 2 を有する。第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 はそれぞれ、均一な厚さを有する。なお、本体 2 の形状は、直方体状に限定されるものではなく、他の任意の形状（例えば、板状または柱状）であってもよい。

[0017] 第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 は、生体組織を構成する層（例えば、粘膜層や筋層）と同一または類似の光学的特性を有し、かつ、互いに異なる光学的特性を有する。このような 2 つの層 4 1、4 2 によって生体組織の層構造を模擬することができる。

[0018] 具体的には、第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 は、可視光の波長範囲において約 0.1 mm^{-1} 以上 5 mm^{-1} 以下の光散乱係数をそれぞれ有する。第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 は、血液の吸収スペクトルを模擬した光吸収特性を有し、可視光の波長範囲において約 0 mm^{-1} を超え 20 mm^{-1} 以下の光吸収係数をそれぞれ有する。

第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 は、光散乱係数（光散乱特性）および光吸収係数（光吸収特性）のうち少なくとも一方が互いに異なっている。第 2 の層 4 2 の光散乱係数は、第 1 の層 4 1 の光散乱係数よりも大きいことが好ましい。第 2 の層 4 2 の光吸収係数は、第 1 の層 4 1 の光吸収係数よりも大

きいことが好ましい。

[0019] 構造体 3 は、同一平面上において互いに連結された多数の線状構造からなる 2 次元構造を有し、全体として薄く平たい形状を有する。構造体 3 は、第 1 の層 4 1 の内部に埋め込まれている。また、構造体 3 は、第 1 の層 4 1 の、第 2 の層 4 2 とは反対側の表面から構造体 3 までの深さが一定となるように、第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 と略平行に配置されている。構造体 3 は、第 1 の層 4 1 および第 2 の層 4 2 とは異なる光学的特性を有する。

[0020] 構造体 3 の 2 次元構造は、生体内に存在するフラクタル性を有する組織構造を模擬した、自己相似性を有するフラクタル構造を有する。フラクタル性を有する組織構造としては、例えば、血管網、肺、および気管支が挙げられる。本実施形態の構造体 3 は、1 本の血管からより細い複数の血管への分岐を繰り返す血管網の血管走行構造を模擬している。

[0021] 具体的には、構造体 3 は、図 2 に示されるように、1 本の直線が一端（分岐位置）において複数本（図示する例では 3 本）の直線に分岐するというパターンが、少なくとも 1 方向に縮小されながら繰り返される構造を有している。つまり、構造体 3 は、1 つの分岐位置から延びる複数本の直線からなる形状をそれぞれ有し、かつ、少なくとも一方向において互いにスケールが異なる複数の基本パターン P 1, P 2, P 3, P 4 を含む。フラクタル構造を構成する複数の基本パターン P 1, P 2, P 3, P 4 の形状は、完全に相似であってもよく、互い類似した形状であってもよい。

[0022] 図 2 に例示されている基本パターン P 1, P 2, P 3, P 4 においては、分岐位置から延びる複数本の直線が互いに平行である。また、基本パターン P 1, P 2, P 3 は、分岐する度に（図 2 において右に行くほど）、複数本の直線の間隔が狭くなる方向（Y 方向）のみに縮小されており、基本パターン P 4 は、X 方向および Y 方向の両方に縮小されている。

[0023] 図 3 は、図 2 の A-A 線、B-B 線、C-C 線および D-D 線における線状構造 3 b, 3 c, 3 d, 3 e の横断面を示している。図 3 に示されるように、基本パターン P 1, P 2, P 3, P 4 のスケールが縮小するのに伴って

、線状構造 3 b, 3 c, 3 d, 3 e の幅（直径）および断面も縮小する。線状構造 3 b, 3 c, 3 d, 3 e の横断面形状は、図 3 に示されるように円形であってもよく、図 4 に示されるように多角形（例えば四角形）であってもよく、他の任意の形状であってもよい。ただし、全ての線状構造 3 a, 3 b, 3 c, 3 d, 3 e, 3 f の横断面形状が同一であることが好ましい。

[0024] 次に、このように構成された撮像用ファントム 1 を用いた光学撮像装置の評価方法について説明する。

本実施形態に係る撮像用ファントム 1 は、内視鏡のような生体用の光学撮像装置の画像性能の評価やデモンストレーションにおいて、実際の生体組織の代わりに被写体として使用される。撮像用ファントム 1 は、第 1 の層 4 1 が上側に、第 2 の層 4 2 が下側に位置するように配置され、第 1 の層 4 1 側から光学撮像装置によって観察される。光学撮像装置によって取得された撮像用ファントム 1 の画像（ファントム画像）は、ディスプレイに表示される。ユーザは、ディスプレイに表示されたファントム画像に基づいて光学撮像装置の画像性能を評価することができる。

[0025] この場合に、本実施形態に係る撮像用ファントム 1 は、実際の生体組織と類似した幾何学的構造および光学的特性を有し、組織構造と該組織構造の周辺組織の見えをリアルに模擬している。したがって、あたかも実際の生体組織を観察しているかのような認知が得られるファントム画像がディスプレイに表示される。ユーザは、このようなファントム画像に基づいて、実際の生体組織を観察したときの光学撮像装置の画像性能を正確に評価することができるという利点がある。

[0026] 具体的には、互いに異なる光学的特性を有する 2 つの層 4 1, 4 2 からなる本体 2 は、構造体 3 が模擬している組織構造の周辺組織の層構造の光学的特性を模擬しているので、ファントム画像において、実際の生体組織を観察しているときと同じような色味およびコントラストが再現される。特に、撮像用ファントム 1 を、より低い光散乱係数および光吸収係数を有する第 1 の層 4 1 側から光学撮像装置によって撮影することにより、実際の生体組織の

層構造を表面側から観察したときと同じような見えがファントム画像内においてリアルに再現される。したがって、ファントム画像に基づいて、実際の生体組織の観察時の光学撮像装置の画像性能、特に色分解能を正確に評価することができる。

[0027] また、構造体 3 は、線状構造 3 a, 3 b, 3 c, 3 d, 3 e, 3 f の太さおよび密度が異なる複数の基本パターン P 1, P 2, P 3, P 4 を含み、1 本の線状構造から複数本のより細い線状構造への分岐を繰り返す分岐構造を有している。このようなフラクタル構造を有する構造体 3 によって、実際の血管網における血管の分岐構造の見えがリアルに模擬される。さらに、構造体 3 が層 4 1 内に埋め込まれていることによって、生体組織（例えば、粘膜）の内部に存在する組織構造の見えがファントム画像内においてリアルに再現される。したがって、ファントム画像に基づいて、実際の生体組織の観察時の光学撮像装置の画像性能、特に空間分解能を正確に評価することができる。

[0028] ファントム画像を取得する際に、相互に異なるスペクトルを有する複数の光を撮像用ファントム 1 に照射してもよい。このときに、複数の光に対する層 4 1, 4 2 の光散乱特性および光吸収特性の少なくとも一方が相互に異なるように、撮像用ファントム 1 に照射する光のスペクトルを選択することが好ましい。

[0029] 本実施形態においては、構造体 3 が、1 本の直線から複数本の直線への分岐を繰り返すフラクタル構造を有することとしたが、これに代えて、他のフラクタル構造を有していてもよい。図 5 から図 8 は、構造体 3 のフラクタル構造の変形例を示している。

[0030] 図 5 に示されるフラクタル構造は、1 つの五角形の環状線と該環状線の各角から外側へ 1 本ずつ延びる直線とからなる基本パターンを有し、環状線の中に、縮小された基本パターンが嵌め込まれている。図 6 に示されるフラクタル構造は、1 つの四角形の環状線と、該環状線の各角から外側へ 2 本ずつ延びる直線とからなる基本パターンを有し、環状線の中に縮小された基本パ

ターンが嵌め込まれている。したがって、図5および図6のフラクタル構造は、環状線の角に分岐構造を含み、血管の分岐構造の特徴の見えをリアルに模擬することができる。最も外側に位置する基本パターンにおいては、角から延びる直線を省略してもよい。本変形例においては、四角形および五角形以外の多角形の環状線を用いてもよい。

[0031] 図7に示されるフラクタル構造は、三角形の環状線からなる基本パターンを有し、環状線の中に、縮小された基本パターンが 180° 回転して嵌め込まれている。図8に示されるフラクタル構造は、六方格子状に配列された7つの円形の環状線からなる基本パターンを有し、各環状線の中に縮小された基本パターンが嵌め込まれている。図7および図8のフラクタル構造は、粘膜の微細模様（いわゆるピットパターン）の見えをリアルに模擬することができる。

[0032] 本実施形態においては、構造体3が2次元構造を有することとしたが、これに代えて、図9および図10に示されるように、3次元構造を有していてもよい。図9および図10においては、図を簡略にするために、フラクタル構造の一部分のみを図示している。

図9に示されるフラクタル構造は、立方体の辺からなる基本パターンを有し、立方体の中に、X、YおよびZ方向に縮小された複数の基本パターンがX、YおよびZ方向に配列されている。

図10に示されるフラクタル構造は、Z方向の長手軸を有する多角柱（図示する例では五角柱）の辺からなる基本パターンを有し、多角柱の中に、XおよびY方向に縮小された複数の基本パターンがXおよびY方向に配列されている。

[0033] 本実施形態においては、構造体3が、全体にわたって均一な光学的特性を有することとしたが、これに代えて、図11に示されるように、構造体3が、互いに異なる光学的特性を有する複数の区画Ⅰ，Ⅱ，Ⅲに区分されていてもよい。例えば、区画Ⅰ，Ⅱ，Ⅲは、血液濃度の違いを模擬するように、異なる光吸収係数を有していてもよい。

図 1 1 の構造体 3 によれば、光学的特性の異なる同一種類の組織構造の見え方の違いを表現するために必要な光学撮像装置の画像性能（例えば、色分解能）を、ファントム画像に基づいて評価することができる。

[0034] 本実形態においては、構造体 3 は、線状構造 3 a, 3 b, 3 c, 3 d, 3 e, 3 f の角度、太さ、サイズ等の構造パラメータが規則的に変化するフラクタル構造を有することとしたが、これに代えて、図 1 2 および図 1 3 に示されるように、構造体 3 の全部または一部が、ランダム性を有するフラクタル構造を有していてもよい。すなわち、分岐位置から延びる複数本の直線の角度、太さおよび長さ、一定の範囲内でのばらつきがあってもよい。図 1 2 の構造体 3 は、全体にわたってフラクタル構造がランダム性を有しており、図 1 3 の構造体 3 は、その一部においてフラクタル構造がランダム性を有している。

生体内に存在するフラクタル構造は、形状や太さ、方向、サイズ、配列等においてランダム性を有する。このような生体内のフラクタル構造と同様のランダム性を構造体 3 の少なくとも一部のフラクタル構造に付与することで、組織構造の見えをさらにリアルに模擬することができる。

[0035] 図 1 4、図 1 5 および図 1 6 に示されるように、多角形の環状線または円形の環状線からなるフラクタル構造においても、全体または一部がランダム性を有していてもよい。すなわち、環状線の太さ、形状、サイズおよび配列に、一定の範囲内でのばらつきがあってもよい。

図 1 2 から図 1 6 に例示した構造体 3 のフラクタル構造は、全ての構造パラメータにおいてランダム性を有しているが、1 つのみの構造パラメータにおいてランダム性を有していてもよく、2 以上の構造パラメータにおいてランダム性を有していてもよい。

[0036] 本実施形態においては、構造体 3 が同一の深さに位置するように、各層 4 1, 4 2 と平行に配置されることとしたが、これに代えて、図 1 7 に示されるように、構造体 3 の深さが漸次変化するように、層 4 1 内に傾けて配置されていてもよい。図 2 の構造体 3 の場合、構造体 3 は、X 方向に傾いていて

もよく、Y方向に傾いていてもよい。

例えば、粘膜内の血管は、粘膜内の深さに応じて見え方が異なる。図17の撮像用ファントム1によれば、深さの違いに基づく組織構造の見え方の違いを表現するために必要な光学撮像装置の画像性能（例えば、色分解能）を、ファントム画像に基づいて評価することができる。平坦な構造体3を傾けて配置することに代えて、湾曲した構造体を用いてよい。

[0037] 本実施形態においては、人工的に作製される構造体3について説明したが、これに代えて、構造体3として、フラクタル構造を有する自然物を使用してもよい。

生体内に存在するフラクタル構造は、基本パターンの形状、方向、スケールにおいてランダム性を有する。このようなランダム性を有する構造の見えを、人工的な設計によってリアルに再現することは難しい。自然界に存在するフラクタル構造は、生体組織と同様にランダム性を有するので、自然物を用いることによって、フラクタル性を有する組織構造の見えをさらにリアルに模擬することができる。

[0038] 自然物の一例としては、図18および図19に示されるように、天然の葉の葉脈5が挙げられる。葉脈5を用いることによって、血管の分岐構造および走行の見えをさらにリアルに模擬することができる。

このような撮像用ファントム1は、葉脈5を血液と同一または類似の光吸収特性を有する染料で染色し、葉脈5が染色された葉を層41内に包埋することによって作製される。図19は、実際に作製された撮像用ファントム1を撮影して取得された葉脈5の画像である。図18の本体2は、胃の層構造を模擬した例であり、高さ方向の一側から順番に、上皮、粘膜下層、筋層、外膜をそれぞれ模擬した4つの層41、42、43、44から構成されている。葉は、上皮を模擬した層41内に埋め込まれる。

[0039] 本実施形態においては、構造体3が、2つの層41、42からなり、構造体3が第1の層41のみに埋め込まれていることとしたが、層の数および構造体3が埋め込まれる層は、撮像用ファントム1が模擬する生体組織に応じ

て適宜変更可能である。例えば、本体 2 が 1 つのみの層、または、3 つ以上の層から構成されていてもよく、構造体 3 が第 1 の層 4 1 以外の層に埋め込まれていてもよい。

[0040] また、構造体 3 が、複数の層に埋め込まれていてもよい。

この場合、図 20 に示されるように、複数の層 4 1, 4 2 の各々に構造体 3 1, 3 2 が埋め込まれていてもよい。さらに、複数の層 4 1, 4 2 内の構造体 3 1, 3 2 が、互いに異なるフラクタル構造を有していてもよい。生体内において、一般に、浅い層から深い層に向かって組織構造が大きくなる。したがって、複数の層 4 1, 4 2 内の構造体 3 1, 3 2 のフラクタル構造が、上側に配置される第 1 の層 4 1 から下側に配置される第 2 の層 4 2 に向かって順に大きくなっていることが好ましい。

あるいは、単一の構造体 3 が、複数の層 4 1, 4 2 に及ぶように、本体 2 内に傾けて配置されていてもよい。

[0041] 本実施形態においては、構造体 3 が、本体 2 の内部に埋め込まれていることとしたが、これに代えて、またはこれに加えて、図 21 に示されるように、本体 2 の表面に形成されたフラクタル構造を有する凹凸構造から構造体 3 3 が形成されていてもよい。図 22 は、構造体 3 3 における本体 2 の表面の断面形状を示している。

小腸の内壁は、輪状ひだと、該輪状ひだの表面に存在する多数の絨毛とからなるフラクタル性を有する組織構造を有する。図 21 および図 22 の構造体 3 3 によれば、このようなフラクタル性を有する生体組織の表面構造を模擬することができる。

上述した実施形態および変形例は、適宜組み合わせて実施することができる。

符号の説明

- [0042] 1 撮像用ファントム
2 本体
3, 3 1, 3 2, 3 3 構造体

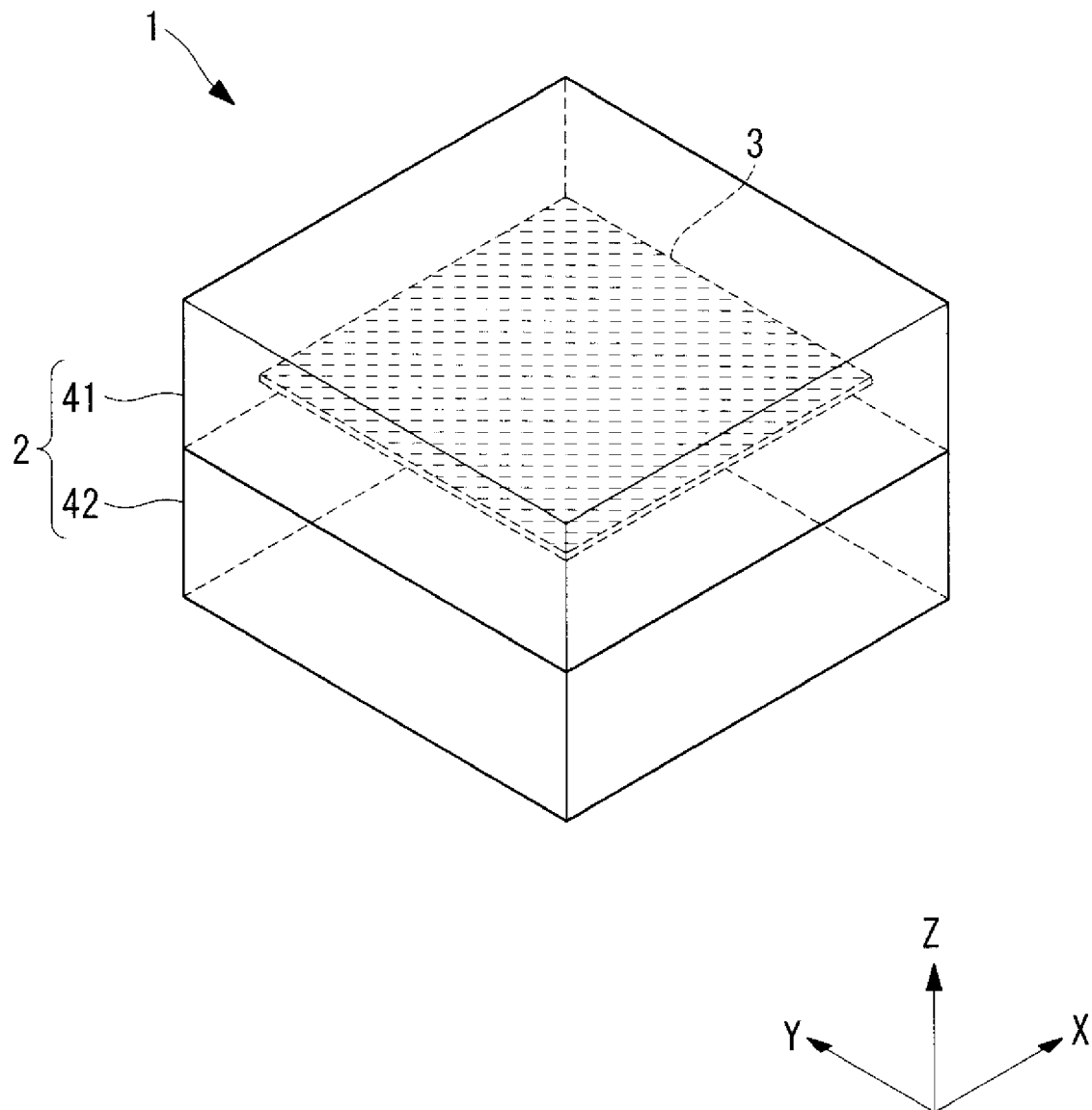
4 1, 4 2, 4 3, 4 4 層

5 葉脈（構造体）

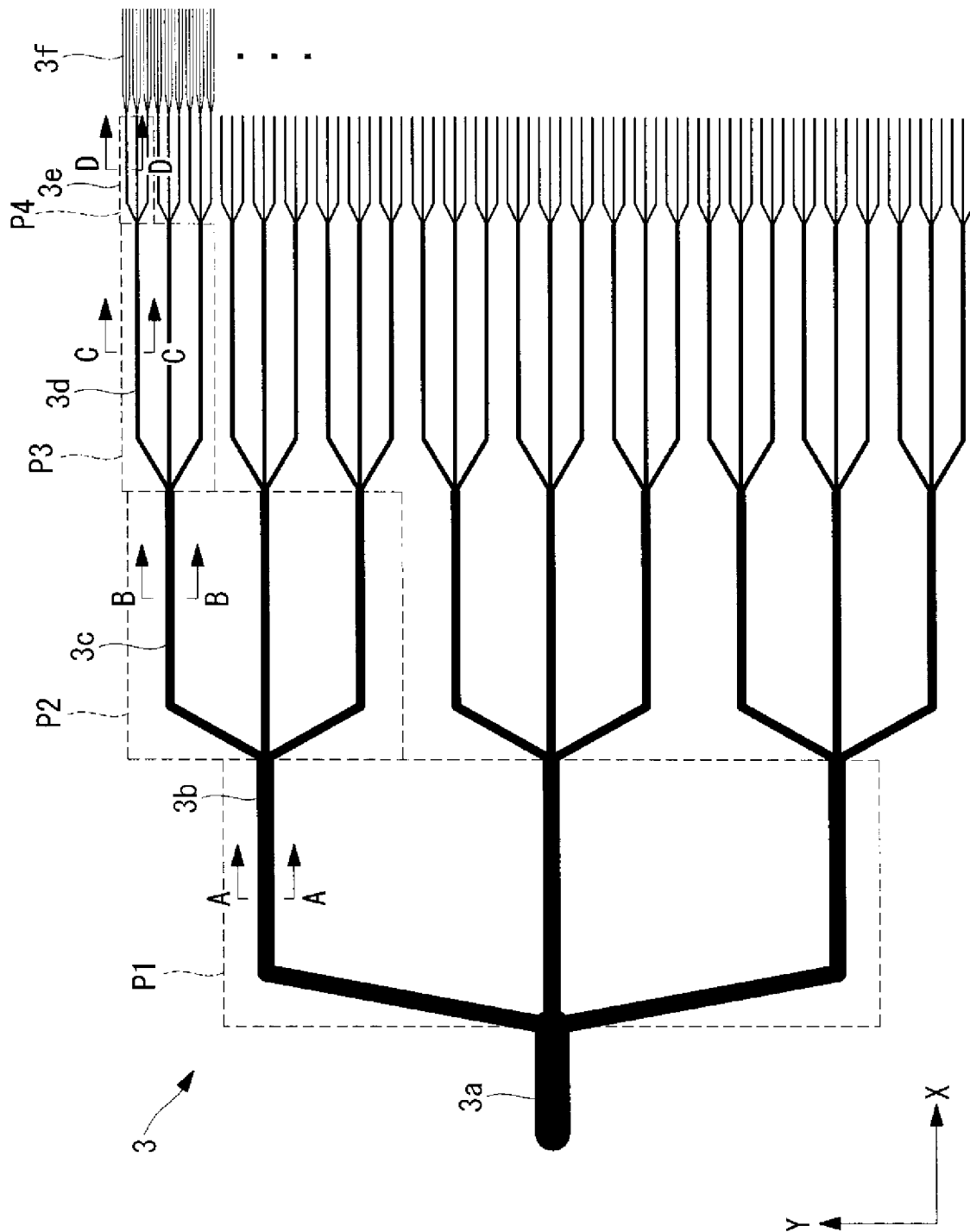
請求の範囲

- [請求項1] 生体組織の光学的特性を模擬した光学的特性を有する本体と、
該本体に設けられ、前記生体組織に存在するフラクタル性を有する組織構造を模擬したフラクタル構造を有する構造体とを備える撮像用ファントム。
- [請求項2] 前記本体が、積層された少なくとも2つの層を有し、
該少なくとも2つの層は、光散乱特性および光吸収特性の少なくとも一方が互いに異なる請求項1に記載の撮像用ファントム。
- [請求項3] 前記構造体が、少なくとも1つの前記層の内部に埋め込まれている請求項2に記載の撮像用ファントム。
- [請求項4] 前記組織構造が、血管走行構造である請求項1から請求項3のいずれかに記載の撮像用ファントム。
- [請求項5] 前記本体の光学的特性が、血液の吸収スペクトルを模擬している請求項1から請求項4のいずれかに記載の撮像用ファントム。
- [請求項6] 前記構造体が、ランダム性を有するフラクタル構造を含む請求項1から請求項5のいずれかに記載の撮像用ファントム。
- [請求項7] 前記構造体が、自然物を含む請求項1から請求項6のいずれかに記載の撮像用ファントム。
- [請求項8] 前記自然物が、葉脈である請求項7に記載の撮像用ファントム。
- [請求項9] 請求項1から請求項8のいずれかに記載の撮像用ファントムを光学撮像装置で撮影し、取得された画像を表示する光学撮像装置の評価方法。
- [請求項10] 相互に異なるスペクトルを有する複数の光を前記撮像用ファントムに照射して撮影し、
前記複数の光のそれぞれに対して、前記少なくとも2つの層の光散乱特性および光吸収特性の少なくとも一方が異なる請求項9に記載の光学撮像装置の評価方法。

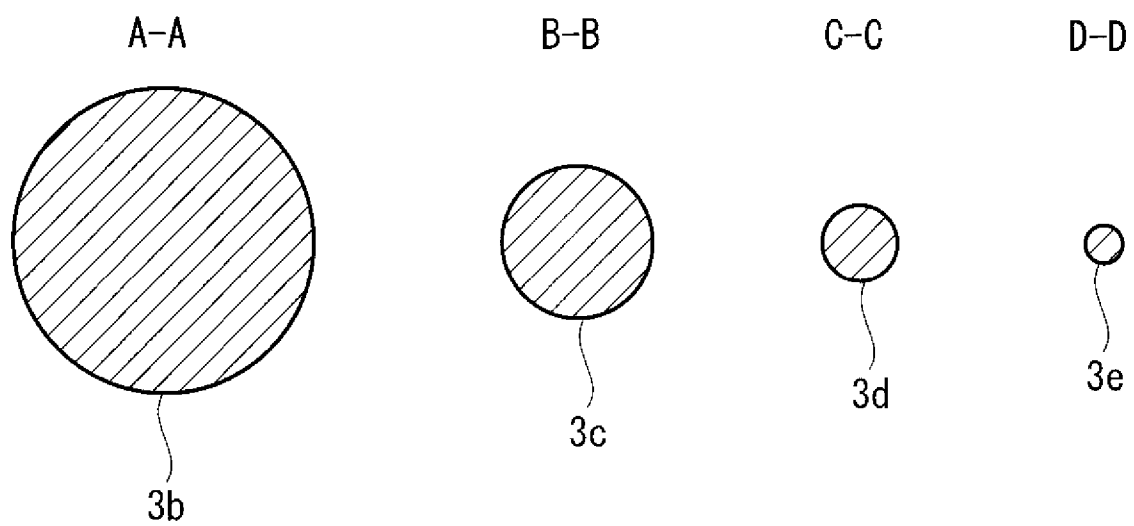
[図1]



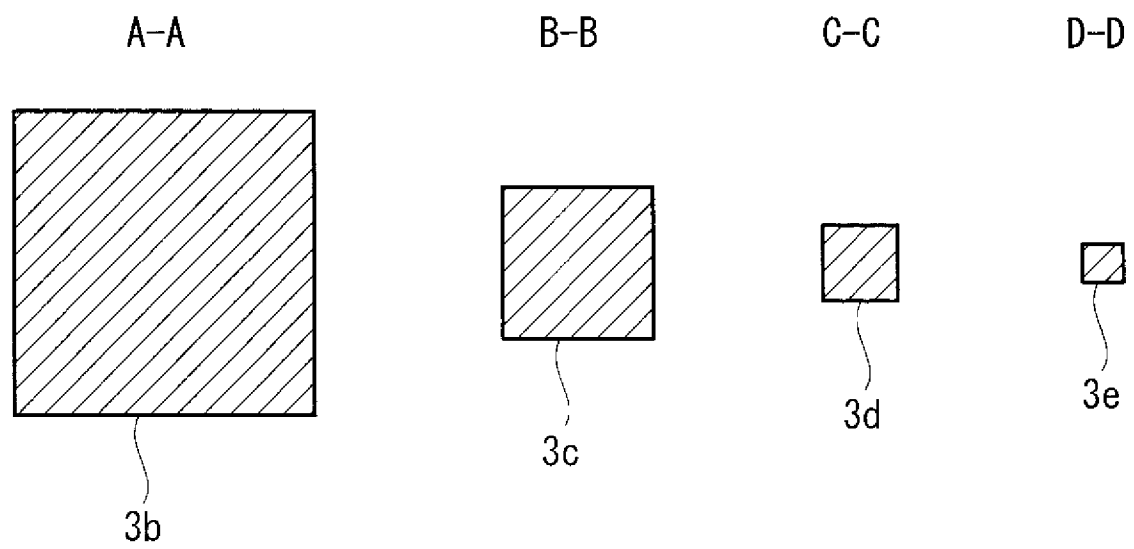
[図2]



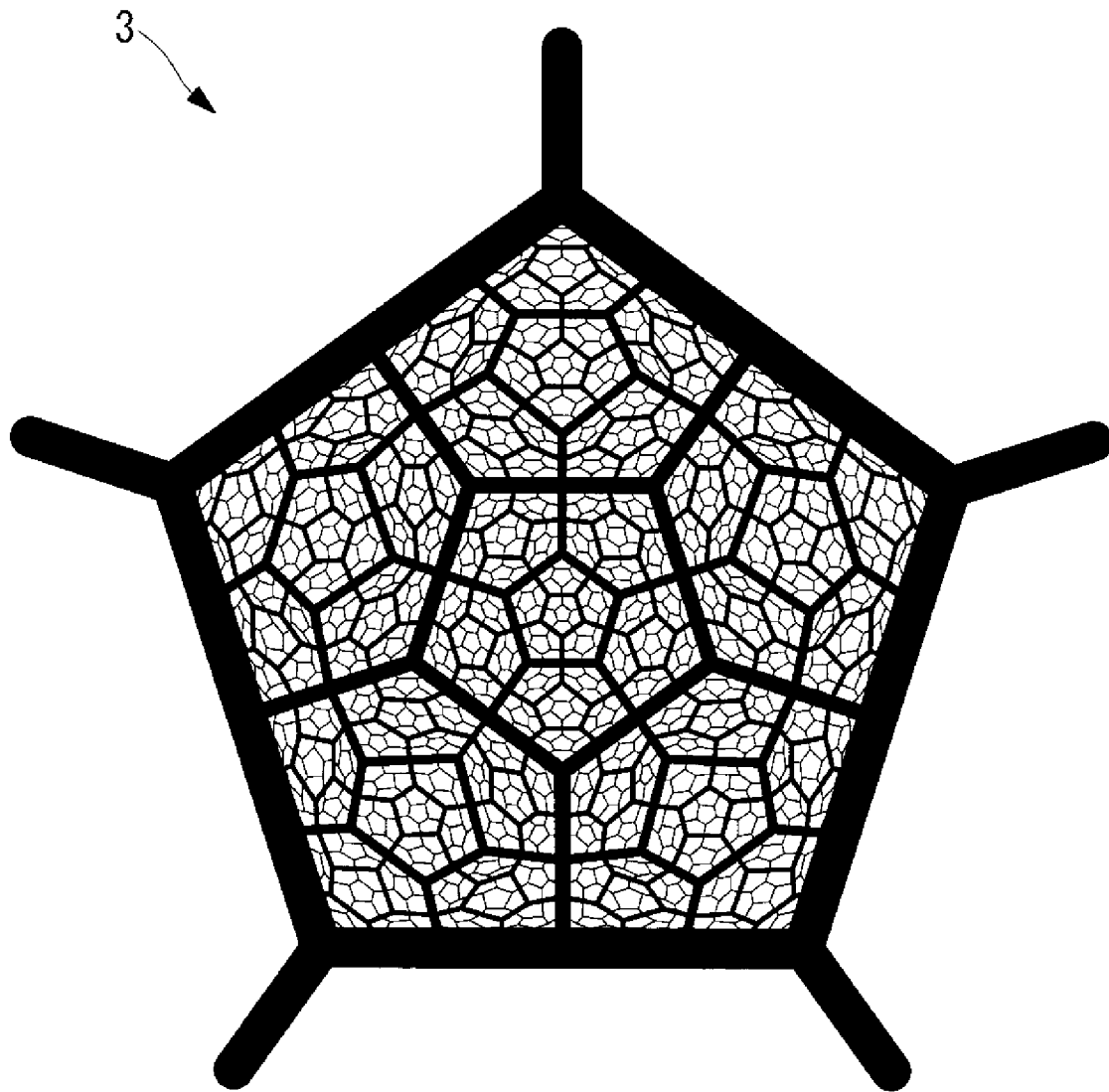
[図3]



[図4]

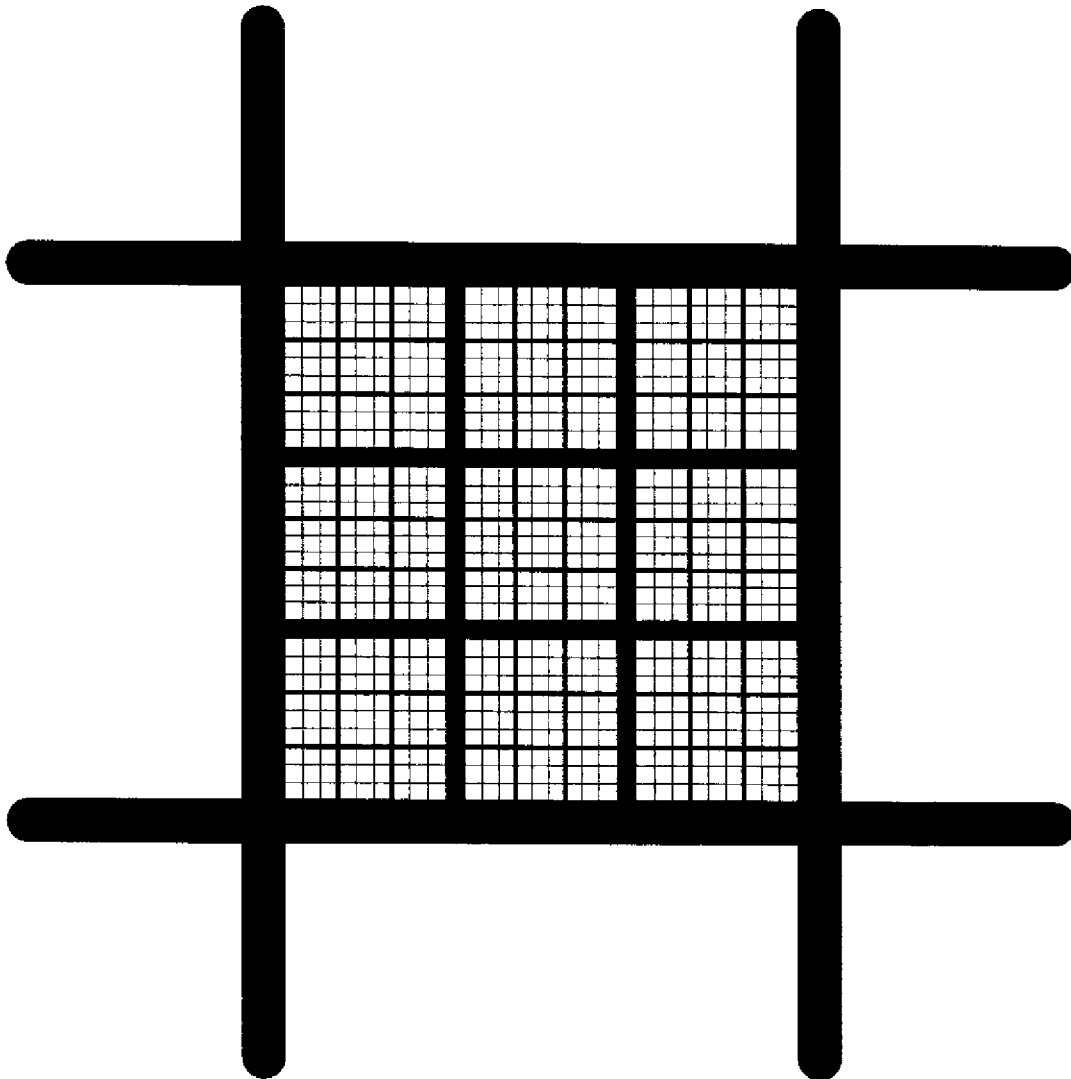


[図5]

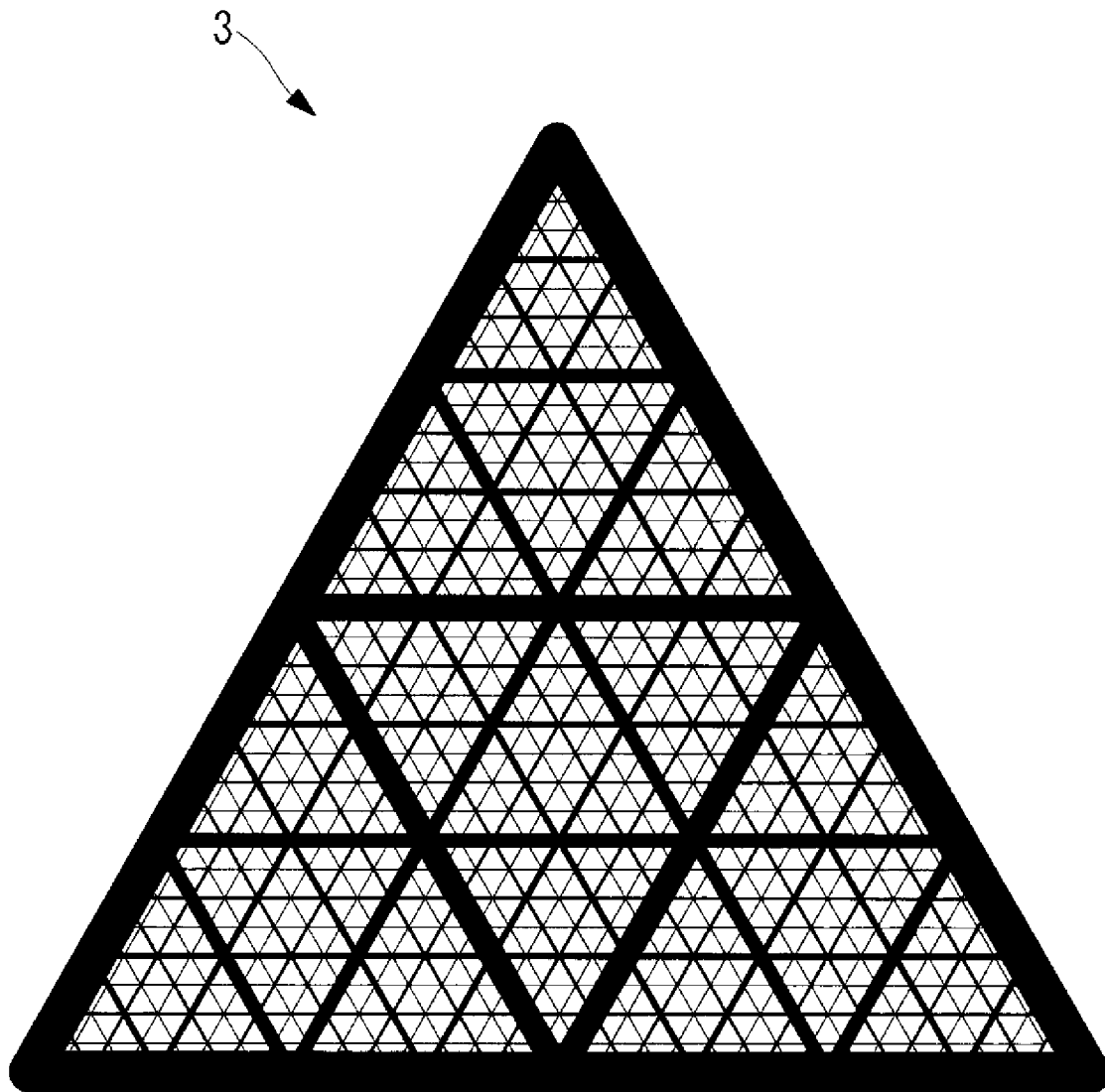


[図6]

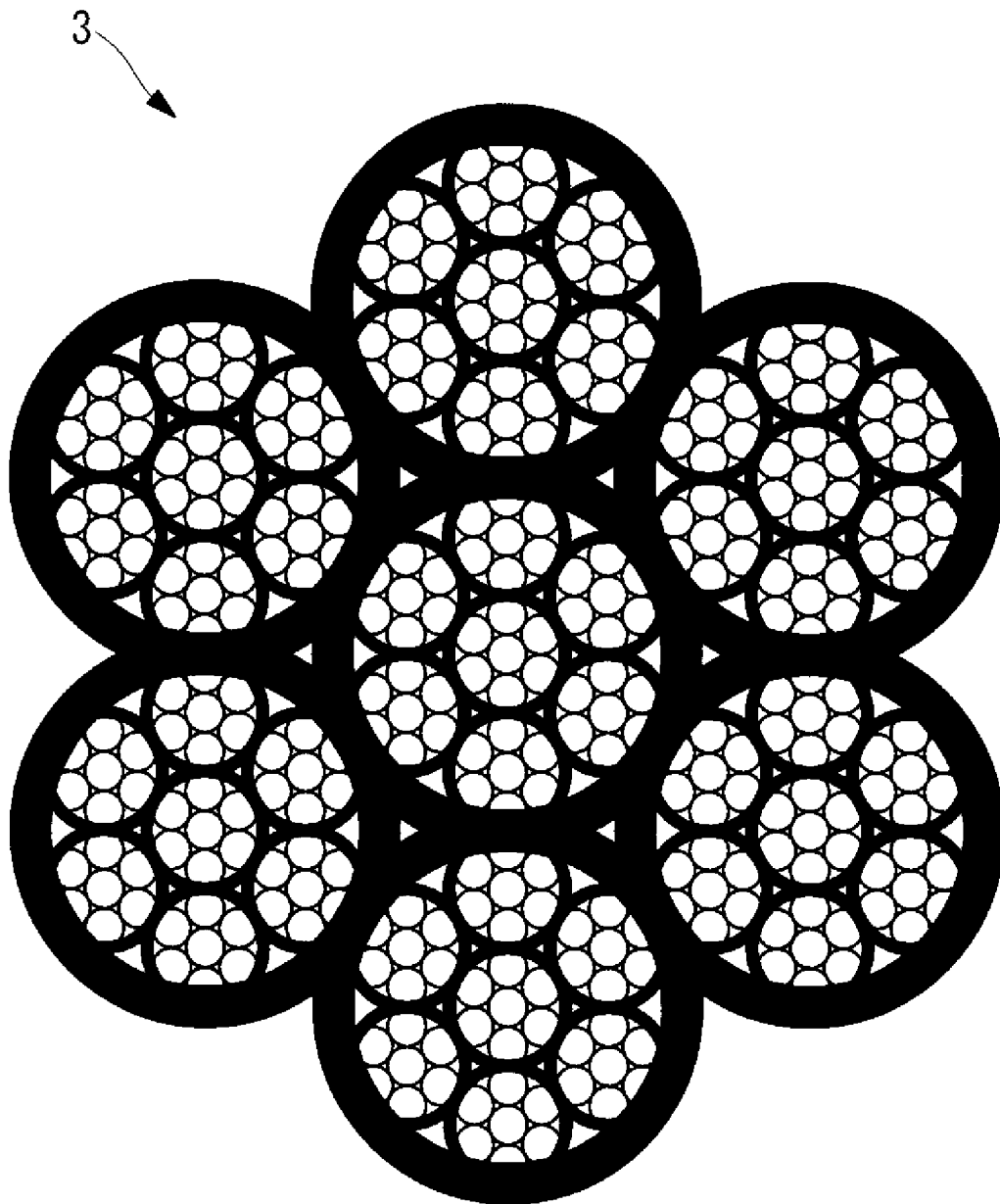
3



[図7]

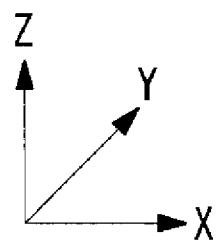
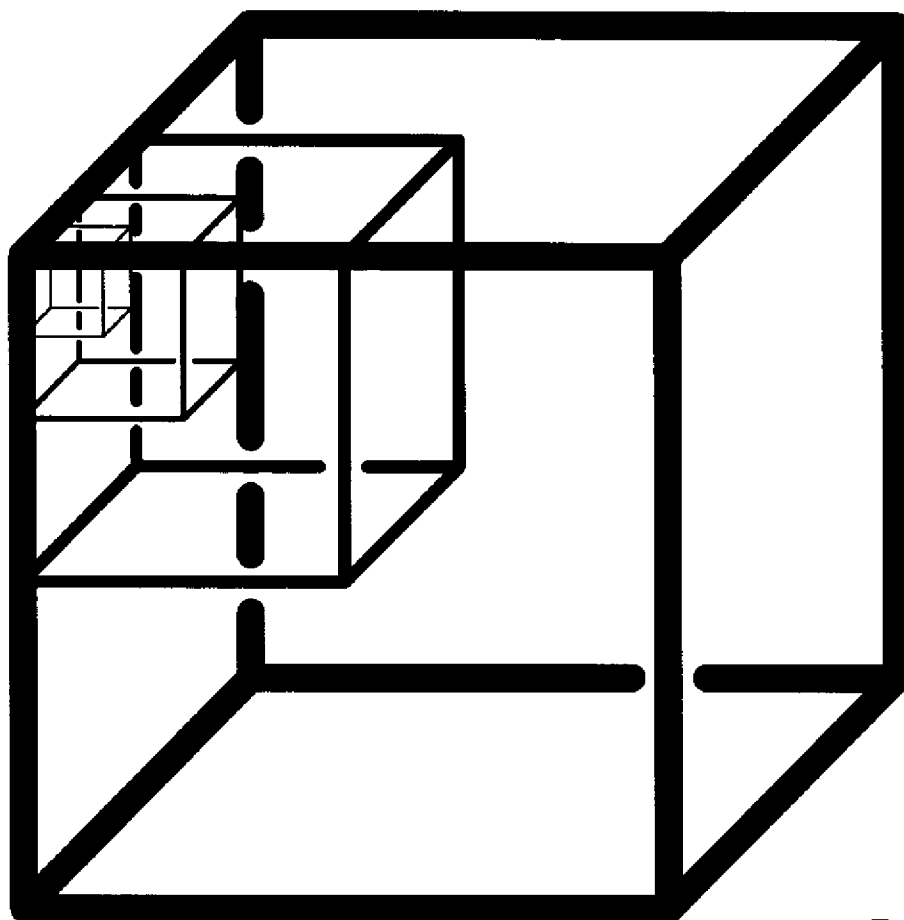


[図8]



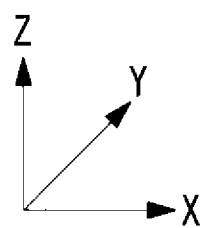
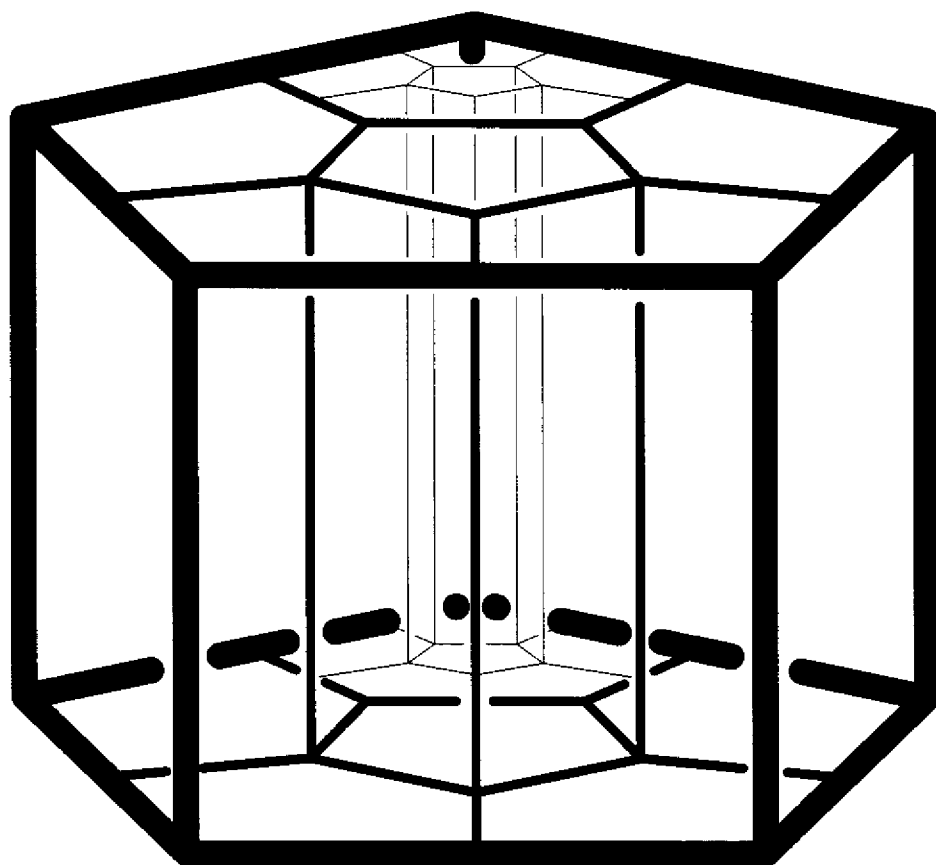
[図9]

3

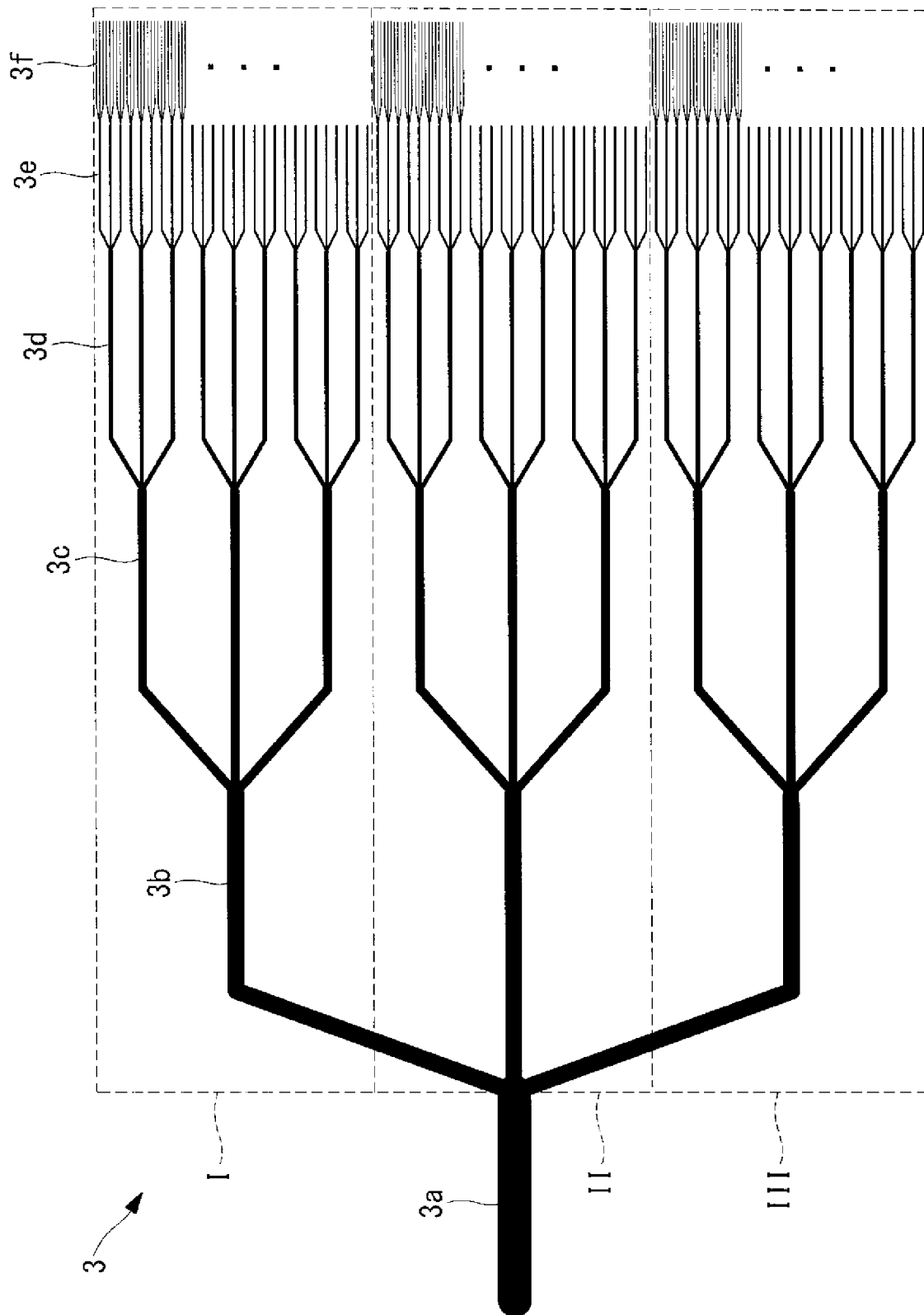


[図10]

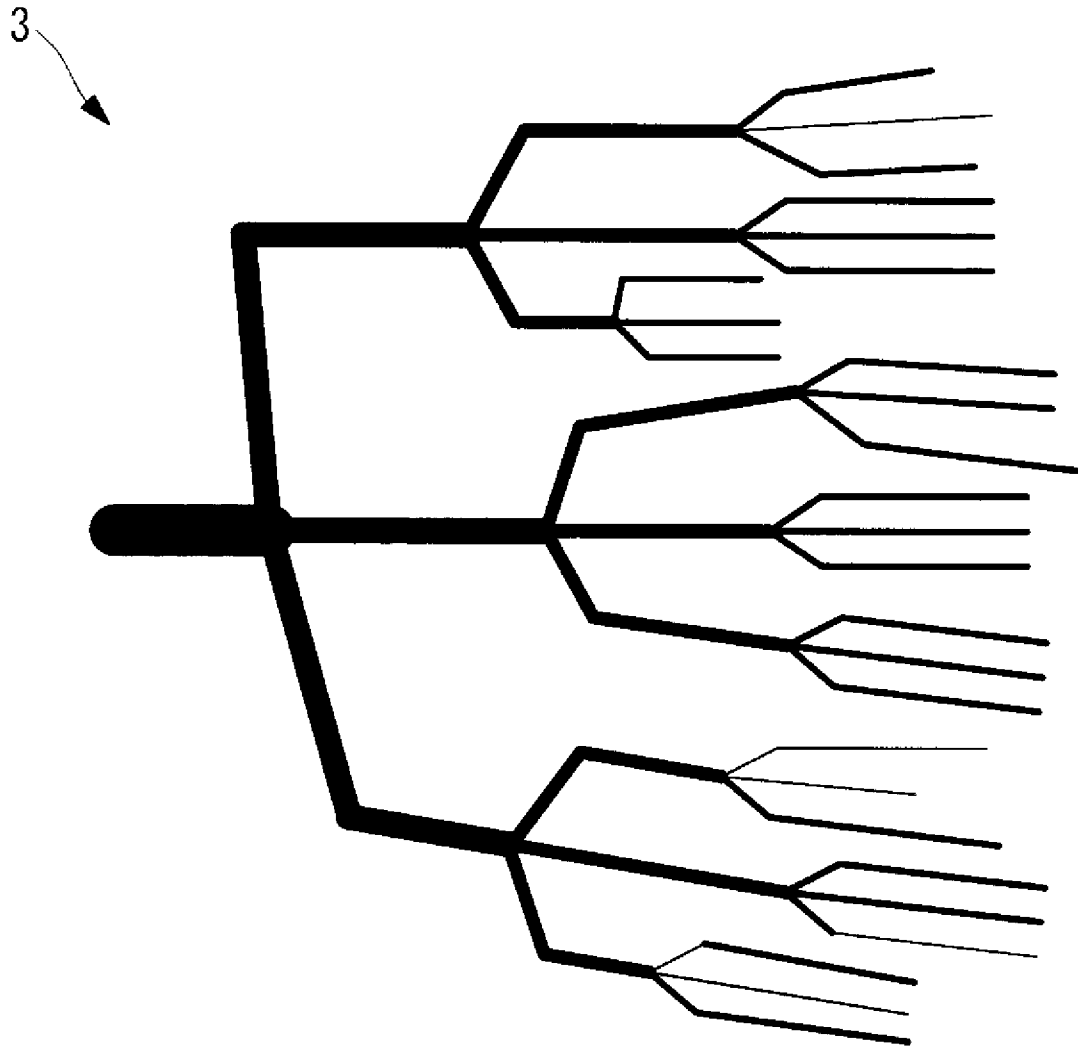
3



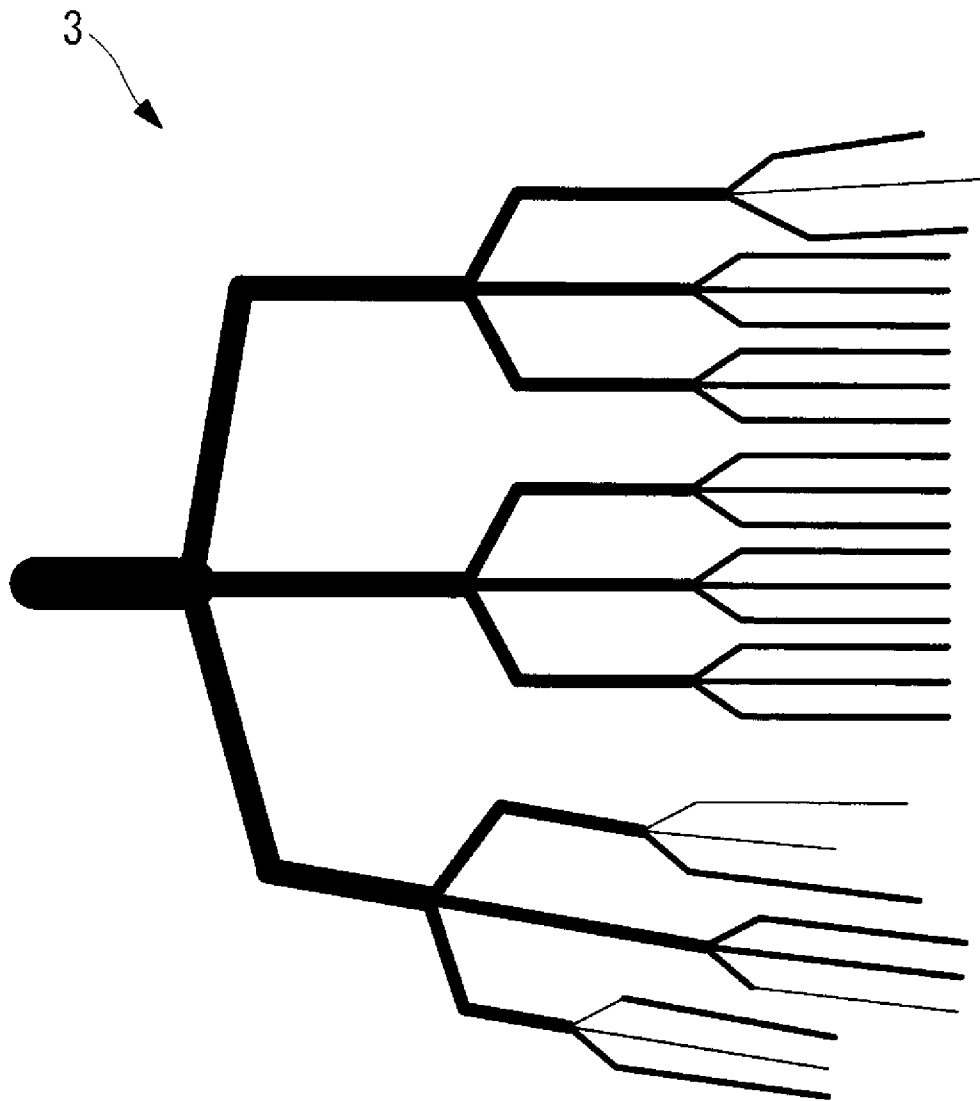
[図11]



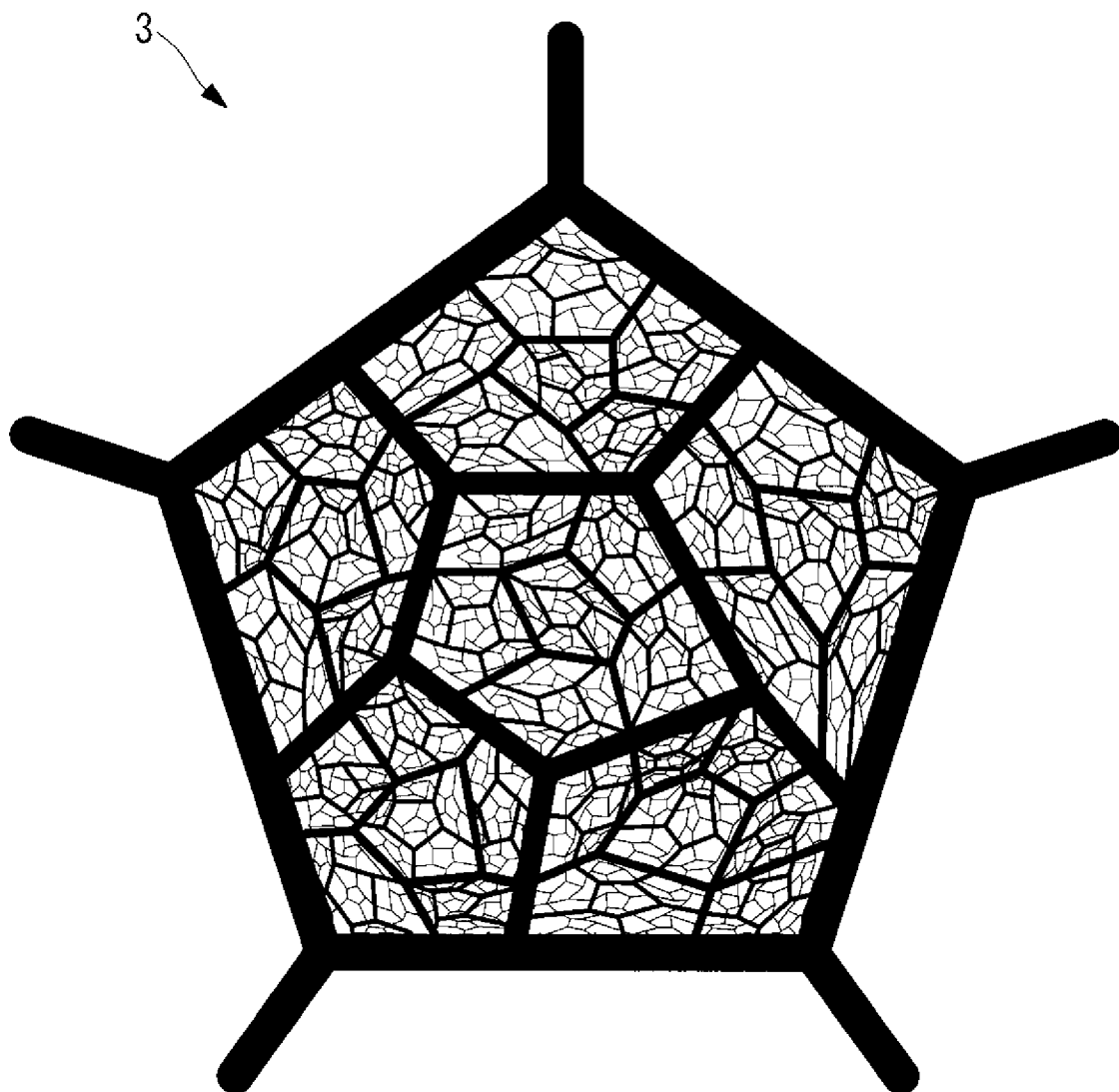
[図12]



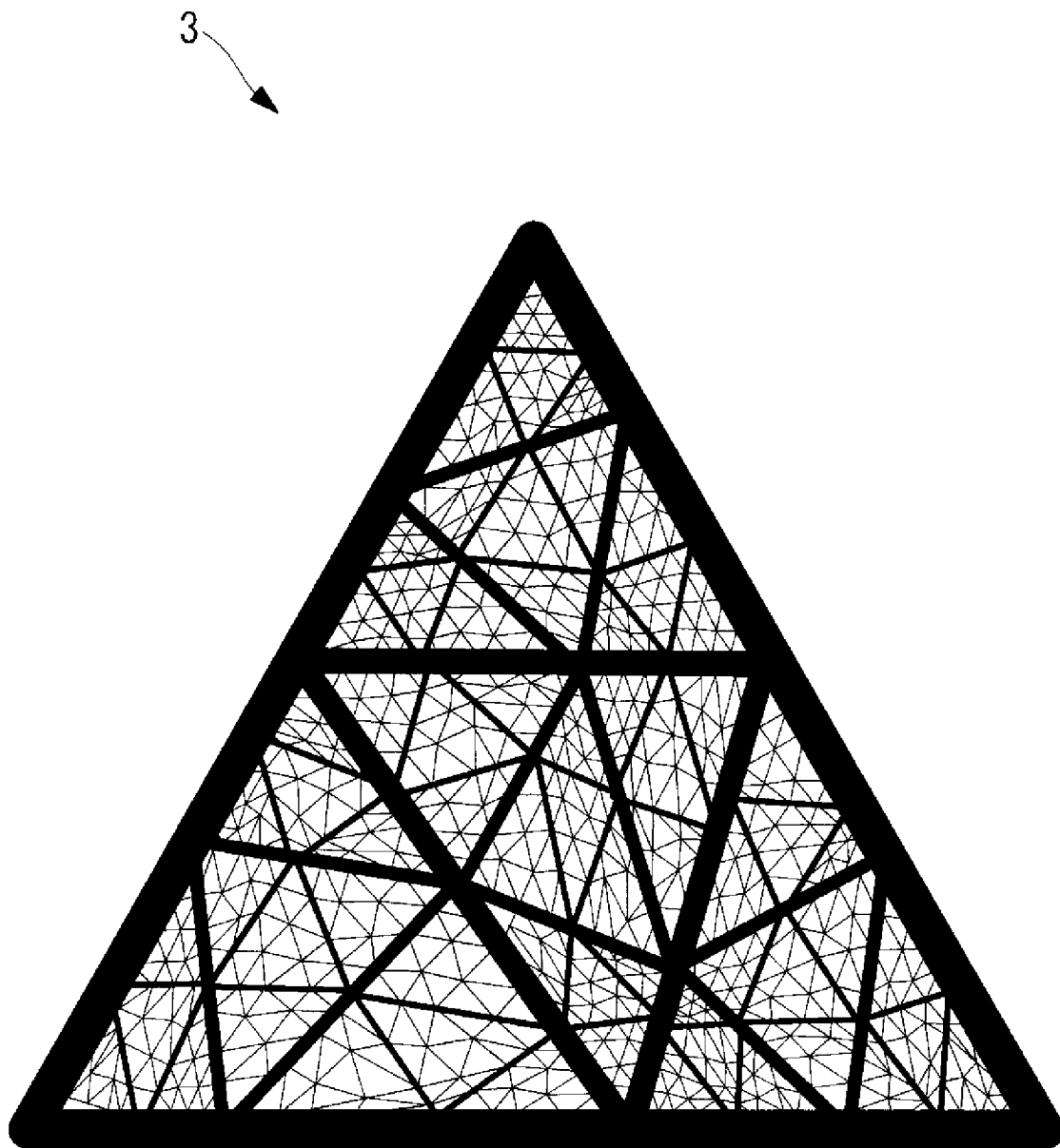
[図13]



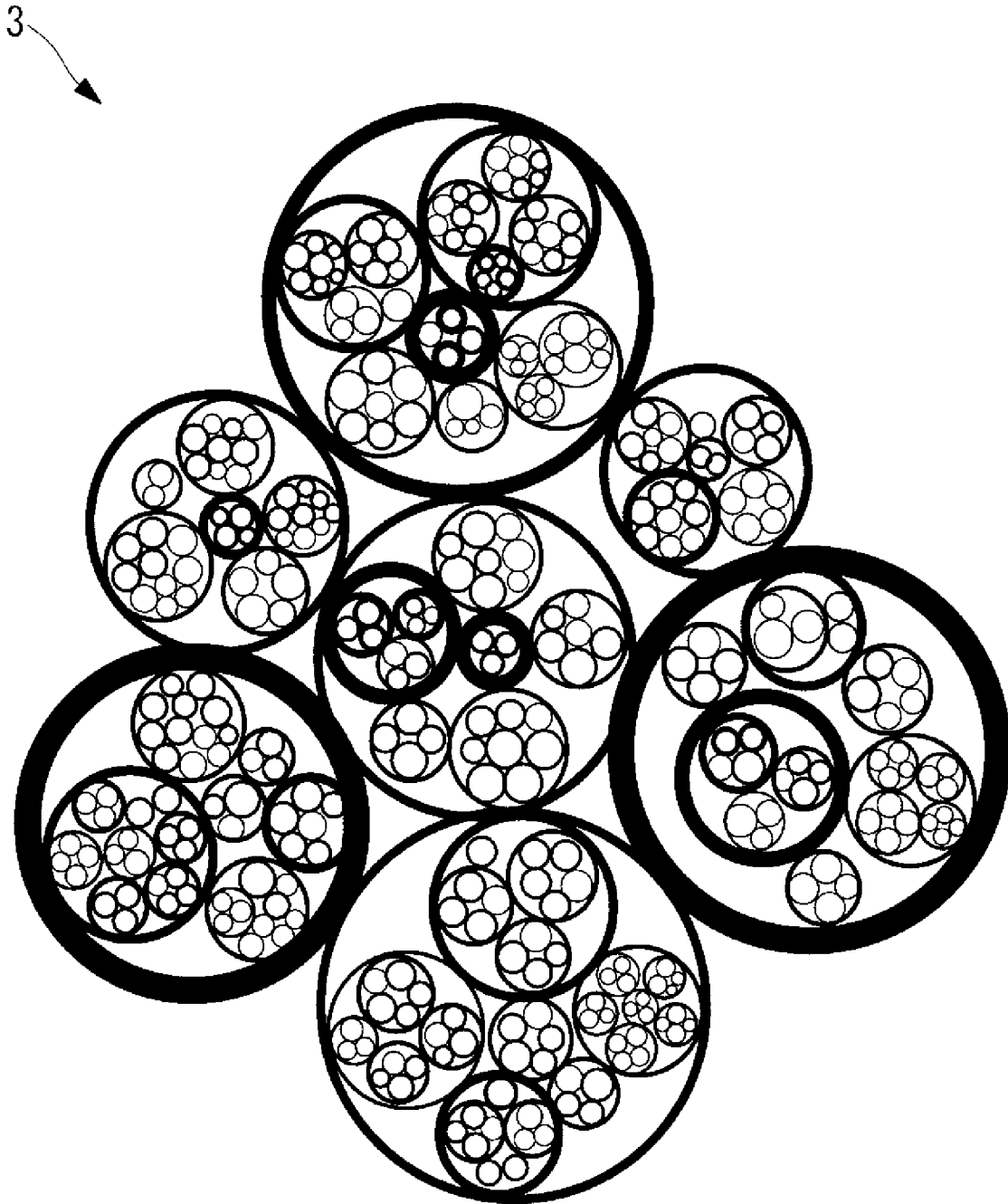
[図14]



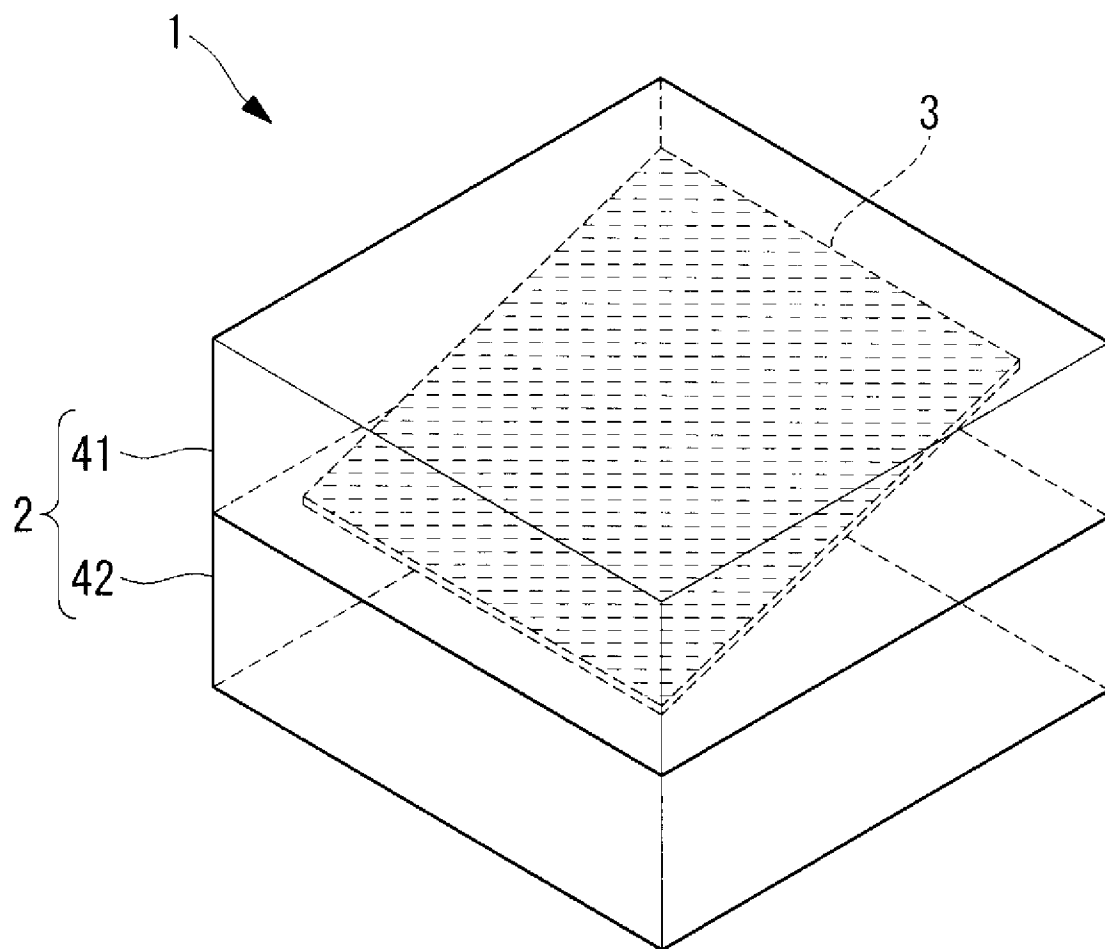
[図15]



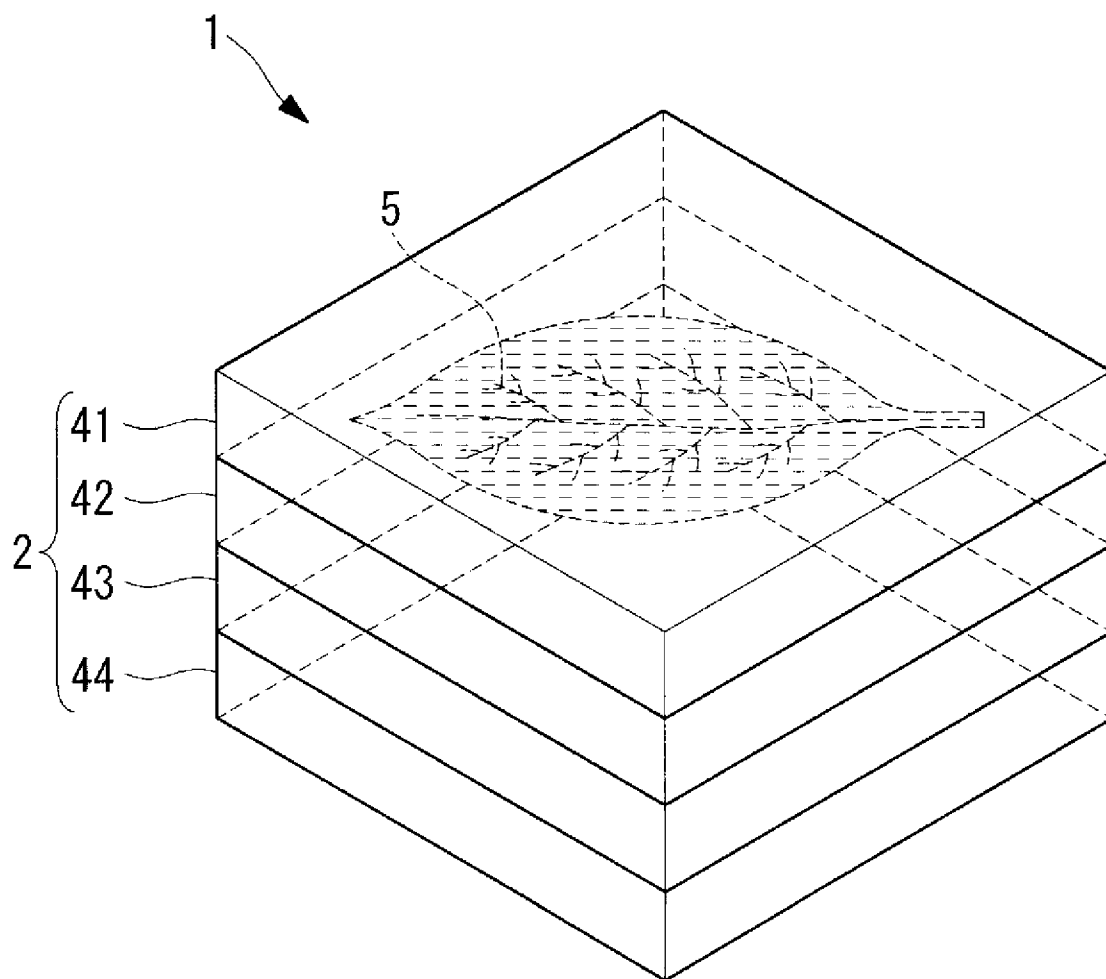
[図16]



[図17]



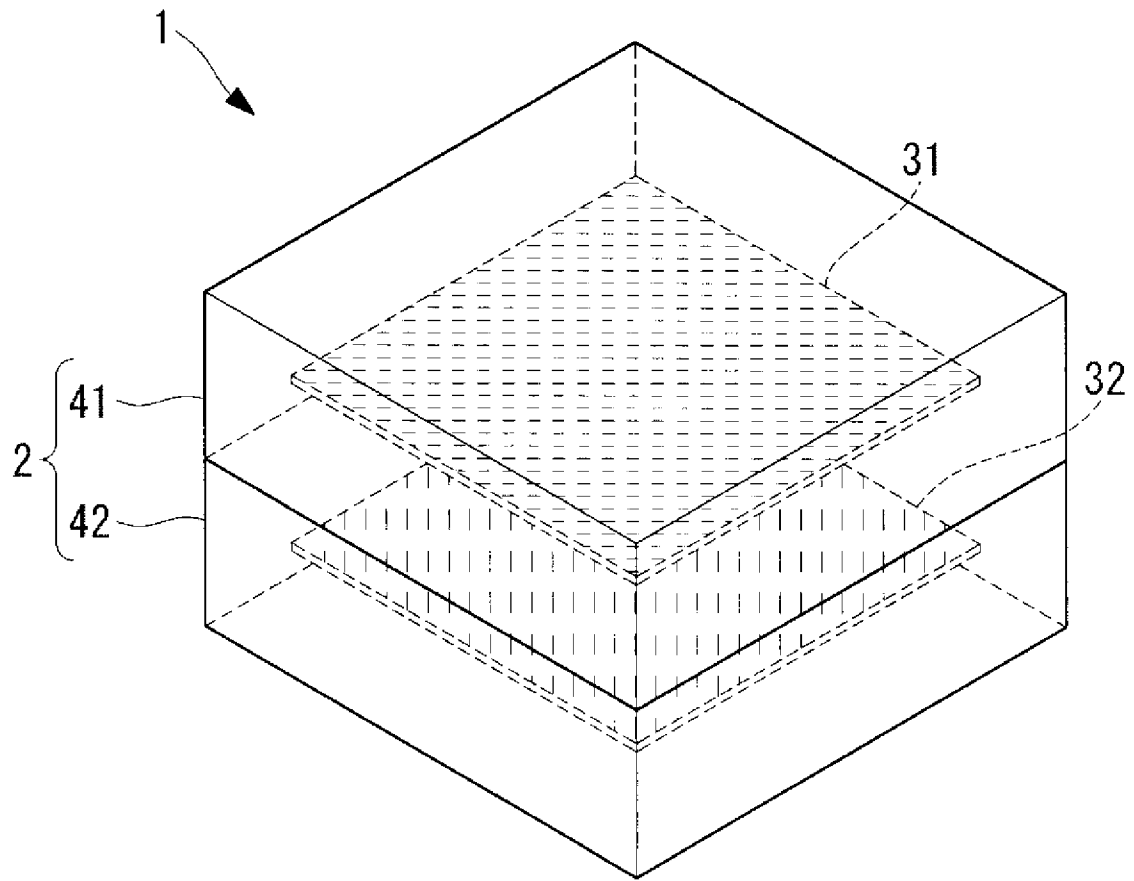
[図18]



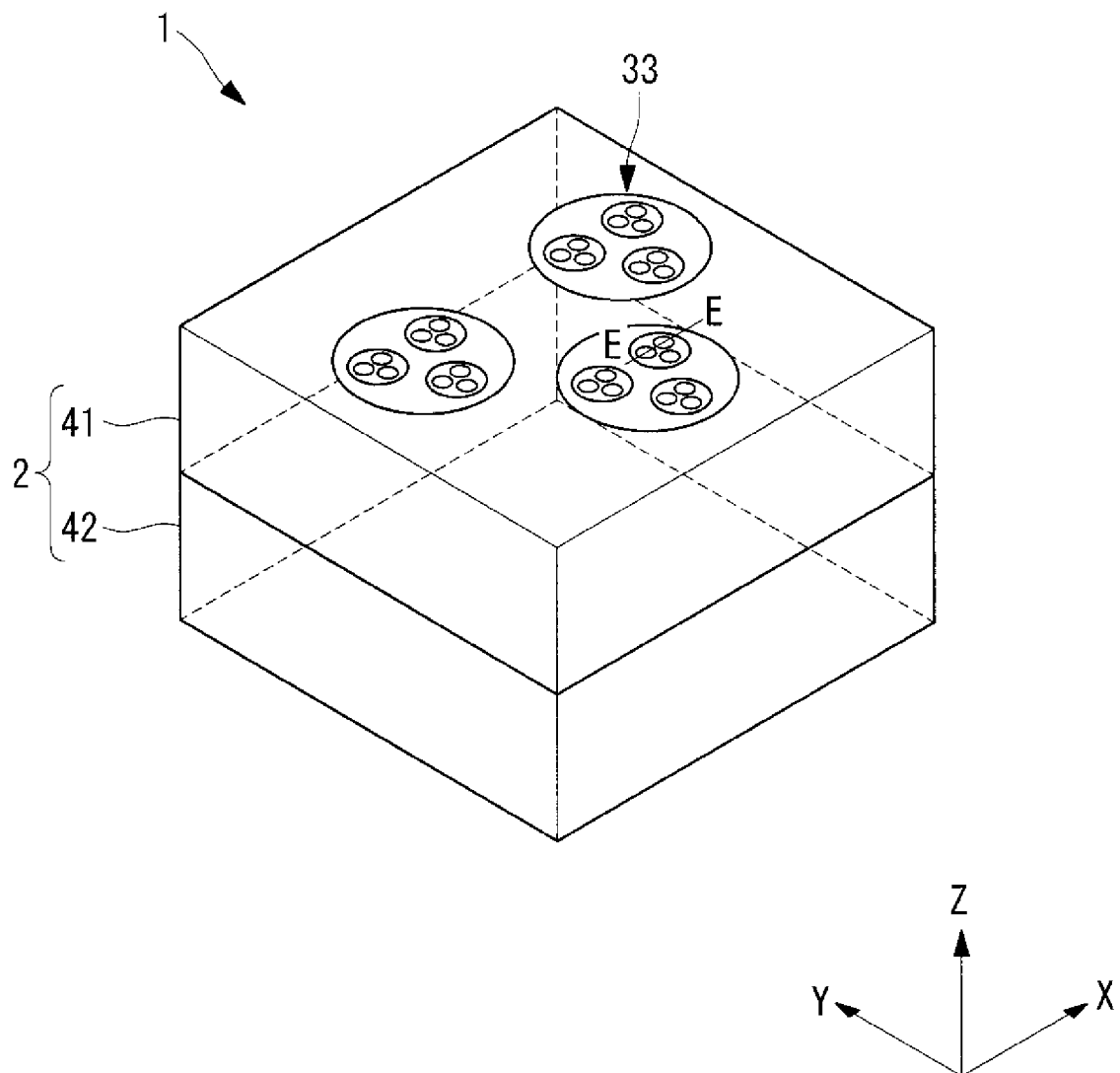
[図19]



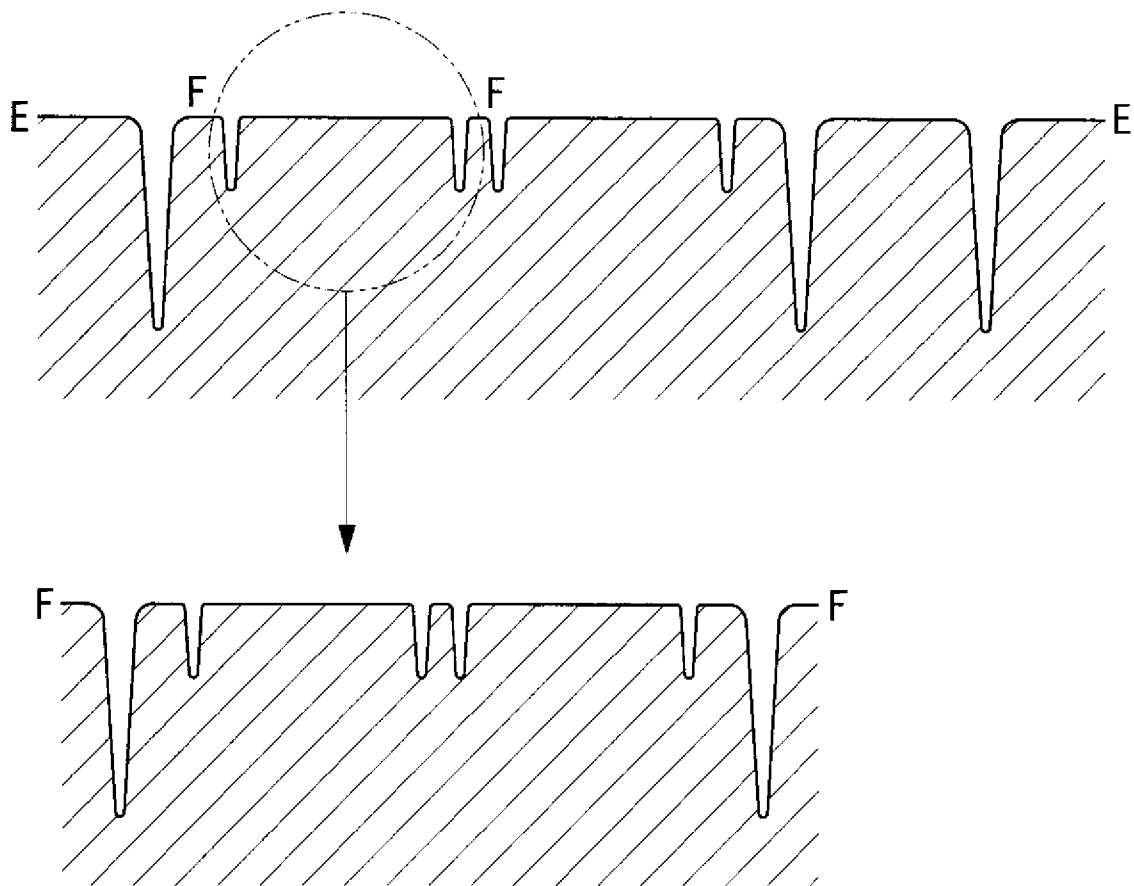
[図20]



[図21]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/017123

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(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)

A61B1/00

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
Y	US 2009/0316972 A1 (Jeffrey T. Borenstein et al.), 24 December 2009 (24.12.2009), paragraph [0025]; fig. 1 (Family: none)	1-10
Y	JP 2008-541829 A (Nederlandse Organisatie voor Toegepast-natuurwetenschappelijk Onderzoek TNO), 27 November 2008 (27.11.2008), paragraphs [0011] to [0013]; fig. 1 to 2 & US 2008/0214936 A1 paragraphs [0019] to [0021]; fig. 1 to 2 & WO 2006/126871 A1 & EP 1726256 A1	1-10

☒ 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
20 June 2017 (20.06.17)

Date of mailing of the international search report
18 July 2017 (18.07.17)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/017123

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Pejhmman Ghassemi et al., Rapid prototyping of biomimetic vascular phantoms for hyperspectral reflectance imaging, Journal of Biomedical Optics, Vol. 20, No. 12, 2015.12.31, pp. 121312-1 - 121312-10	1-10
Y	Daisuke TERAMOTO et al., "Can Fruits and Vegetables Be Used as Substitute Phantoms for Normal Human Brain Tissues in Magnetic Resonance Imaging?", Japanese Journal of Radiological Technology, vol.69, no.10, 21 October 2013 (21.10.2013), pages 1146 to 1152	6-10
Y	Daichi MATSUI et al., "Development of Multispectral Angioscope at Wavelengths around 1200 nm for Enhanced Observation of Atherosclerotic Plaques", The Journal of Japan Society for Laser Surgery and Medicine, vol.36, no.2, 30 June 2015 (30.06.2015), pages 216 to 221	10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00(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. A61B1/00

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
Y	US 2009/0316972 A1 (Jeffrey T. Borenstein et al.) 2009.12.24, [0025], FIG.1 (ファミリーなし)	1-10

☒ 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

20.06.2017

国際調査報告の発送日

18.07.2017

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）

山口 裕之

2Q

2913

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 請求項の番号
Y	JP 2008-541829 A (ネイダーランゼ、オルガニザティー、ボー、 トゥーゲパストナトゥールウェテンシャッペルーク、 オンダーツォーク、ティーエヌオー) 2008.11.27, 【0011】～【0013】、図1～2 & US 2008/0214936 A1 [0019]-[0021], Figure 1-2 & WO 2006/126871 A1 & EP 1726256 A1	1-10
Y	Pejhmán Ghassemi et al., Rapid prototyping of biomimetic vascular phantoms for hyperspectral reflectance imaging, Journal of Biomedical Optics, Vol. 20, No. 12, 2015.12.31, pp. 121312-1 - 121312-10	1-10
Y	寺本 大翼 他, MR Iにおいて果実・野菜が人体組織ファントムになり得るか?, 日本放射線技術学会雑誌, Vol. 69, No. 10, 2013.10.21, pp. 1146-1152	6-10
Y	松井 大地 他, 動脈硬化プラークの強調観察に向けた波長1200nm帯 マルチスペクトル血管内視鏡の開発, 日本レーザー医学会誌, Vol. 36, No. 2, 2015.06.30, pp. 216-221	10