

(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
2024年9月26日(26.09.2024)



(10) 国際公開番号
WO 2024/195650 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 17/435 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2024/009757

(22) 国際出願日:

2024年3月13日(13.03.2024)

(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 2023-042535 2023年3月17日(17.03.2023) JP

(71) 出願人: 国立大学法人東京医科歯科大学
(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION
TOKYO MEDICAL AND DENTAL UNIVERSI-

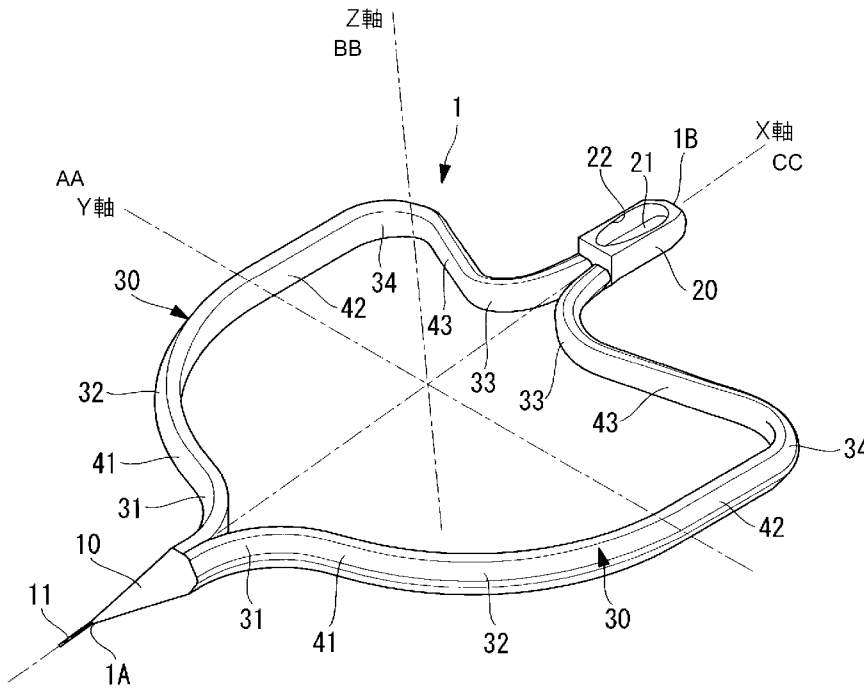
TY) [JP/JP]; 〒1138510 東京都文京区湯島一丁目5番45号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 福岡 宗明 (FUKUOKA, Muneaki);
〒1010062 東京都千代田区神田駿河台2丁目3番地10 国立大学法人東京医科歯科大学
22号館601 Prostork株式会社
内 Tokyo (JP). 池内 真志(IKEUCHI, Masashi);
〒1138510 東京都文京区湯島一丁目5番45号
国立大学法人東京医科歯科大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.);
〒2208139 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39階 オ
リーブ国際特許事務所 Kanagawa (JP).

(54) Title: EMBRYO TRANSPLANTATION DEVICE

(54) 発明の名称: 胚移植デバイス



AA Y-axis
BB Z-axis
CC X-axis

(57) Abstract: Provided is an embryo transplantation device provided with a proximal end part that forms a proximal end side, an embryo storage part, and at least two deployment frame parts, the embryo transplantation device being configured such that the at least two deployment frame parts come close to each other due to elastic deformation when the deployment frame parts are disposed in a tube and the at least two deployment frame parts are deployed in a direction orthogonal to an X-axis that passes through the proximal end part when the deployment frame parts are removed from the tube and are



WO 2024/195650 A1

(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

placed in a uterine cavity.

(57) 要約: 近位端の側を形成する近位端部と胚格納部と、2以上の展開フレーム部とを備え、前記2以上の展開フレーム部は、管内に配置される時は弾性変形によって互いに近付いた状態となり、管から出されて子宮腔内に配置されると前記近位端部を通るX軸と直交する方向に展開するように構成されている、胚移植デバイス。

明 細 書

発明の名称：胚移植デバイス

技術分野

[0001] 本開示は、胚移植デバイスに関するものである。

背景技術

[0002] 従来、子宮腔内に配置されるデバイスとして、避妊具が知られている。例えば特許文献1を参照されたい。また、子宮腔内に配置されるデバイスとして、磁力を用いた胚移植デバイスが知られている。例えば特許文献2を参照されたい。また、直線状の器具を用いて胚を子宮内に移植することが知られている。例えば特許文献3を参照されたい。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特表2014-523780号公報
特許文献2：国際公開第2018/135496号
特許文献3：特表2009-508642号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] デバイスから子宮に加わる力、デバイスの挿入／取出し時の子宮頸部、子宮腔等へのダメージ、移植のための胚の留置状態等の様々な条件が、着床の確率向上に寄与する。着床確率を高めることができる現実的且つ効果的なデバイスが望まれている。

課題を解決するための手段

[0005] 第1の態様は、近位端と遠位端とを有し、子宮頸部に挿入される管を用いて前記遠位端の側から子宮腔内に挿入される胚移植デバイスであって、前記近位端の側を形成する近位端部と、前記遠位端の側に設けられ胚を格納可能な胚格納部と、前記近位端部と前記胚格納部とを接続する2以上の展開フレーム部と、を備え、前記2以上の展開フレーム部は、前記管内に配置される

時は弾性変形によって互いに近付いた状態となり、前記管から出されて前記子宮腔内に配置されると、前記弾性変形の復元力によって、前記近位端部と前記胚格納部とを通るX軸と直交するY軸に沿った方向に展開するように構成されている。

[0006] 本発明の第2の態様は、近位端と遠位端とを有し、子宮頸部に挿入される管を用いて前記遠位端の側から子宮腔内に挿入される胚移植デバイスであって、胚を格納可能な胚格納部と、2以上の展開フレーム部と、を備え、前記2以上の展開フレーム部は、前記管内に配置される時は弾性変形によって互いに近付いた状態となり、前記管から出されて前記子宮腔内に配置されると、前記弾性変形の復元力によって、前記近位端と前記遠位端とを通るX軸と直交するY軸に沿った方向に展開し、前記胚格納部は、前記X軸および前記Y軸と直交するZ軸に沿った方向に開口している。

本発明の第3の態様は、子宮頸部に挿入される管を用いて子宮腔内に挿入される胚移植デバイスであって、胚を格納可能な胚格納部と、近位端と遠位端とを有し、前記胚格納部に接続されているフレーム部と、を備え、前記フレーム部に一端が固定された展開部又は前記フレーム部は、前記管内に配置される時は前記管の内部の形状に沿った収納状態となり、前記管から出されて前記子宮腔内に配置されると、主にY軸に沿った方向に展開し、前記Y軸に沿った方向は前記近位端と前記遠位端とを通るX軸と直交する方向であり、前記胚格納部は、前記X軸および前記Y軸と直交するZ軸に沿った方向に開口している。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]第1実施形態の胚移植デバイスの斜視図である。

[図2]第1実施形態の胚移植デバイスの平面図である。

[図3]第1実施形態の胚移植デバイスの側面図である。

[図4]第1実施形態の胚移植デバイスの使用状態における平面図である。

[図5]図4におけるV-V断面図である。

[図6]第1実施形態の胚移植デバイスの胚格納部のX軸断面図である。

[図7]第1実施形態の胚移植デバイスの使用状態における平面図である。

[図8]第1実施形態の胚移植デバイスの使用状態における平面図である。

[図9]第1実施形態の胚移植デバイスの第1変形実施形態を示す平面図である。

[図10]第1実施形態の胚移植デバイスの第2変形実施形態を示す平面図である。

[図11]第1実施形態の胚移植デバイスの第3変形実施形態を示す平面図である。

[図12]第1実施形態の胚移植デバイスの第4変形実施形態を示す平面図である。

[図13]第1実施形態の胚移植デバイスの第5変形実施形態を示す平面図である。

[図14]第1実施形態の胚移植デバイスの第6変形実施形態および外周長の例を示す平面図である。

[図15]第1実施形態の胚移植デバイスの外周長の例を示す平面図である。

[図16]第1実施形態の胚移植デバイスの外周長の例を示す平面図である。

[図17]第2実施形態の胚移植デバイスの平面図である。

[図18]胚移植デバイスの第1の他の例を示す側面図である。

[図19]胚移植デバイスの第1の他の例を示す平面図である。

[図20]胚移植デバイスの第2の他の例を示す側面図である。

[図21]胚移植デバイスの第2の他の例の収納状態を示す平面図である。

[図22]胚移植デバイスの第2の他の例を示す平面図である。

[図23]第1の他の例の胚移植デバイスの使用状態における平面図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下に、第1実施形態に係る胚移植デバイス1について図面を参照して以下に説明する。

胚移植デバイス1は、子宮頸部に挿入される管Pを用いて子宮腔210内に挿入される(図4等)。本実施形態では胚移植デバイス1は子宮腔210

内に48時間以上留置される。留置が数時間以上、12時間以上、24時間以上、72時間以上等の他の時間長さで行われる場合もある。

[0009] 胚移植デバイス1は、胚を子宮腔210内に留置することによって胚を着床させるために用いられる。本実施形態の胚が意味するものには、受精した卵子、受精した卵母細胞、および、胚盤胞も含まれるものとする。

本実施形態の胚移植デバイス1は、胚が子宮における子宮腔210等の子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態を維持し、胚の着床確率を高めるためのものである。着床のために、前記接触する状態として、胚が子宮内膜についている状態、胚が子宮内膜に潜り込む状態等が発生するが、一例では胚移植デバイス1は胚が子宮内膜についている状態となることを補助する。

[0010] 胚移植デバイス1は子宮に可能な限り無用な力、影響を与えないように構成されていることが好ましい。例えば子宮腔210内に配置される胚移植デバイス1から子宮内膜に加えられる力の低減が着床の成功に寄与することが期待される。胚移植デバイス1の挿入／取出し時の子宮頸部220、子宮腔210、患者の身体、患者の心等へのダメージが少ないことも当然重要である。一方、子宮等の体内器官の動き、当該子宮が備わっている身体の動き等がある中で、胚移植デバイス1が子宮腔210内に確実に留置され、着床のために胚が子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態が維持されなければならない。これらの条件は、一つの条件を向上すると他の条件が低下する傾向がある。例えば避妊具は子宮腔210内に確実に留置されるものであるが、その構成の採用は、子宮腔210内の様々な位置に比較的大きな力が加えられること、胚が接触すべき子宮内膜の近傍にも同様な力が加えられる可能性が高いこと等に繋がり、これらは着床の成功率を低下させる可能性が高い。

[0011] 図1～図8に示される本実施形態の胚移植デバイス1の構成を以下説明する。

胚移植デバイス1は、近位端1Aと遠位端1Bとを有し、子宮口から挿入される管Pを用いて遠位端1Bの側から子宮腔210内に挿入される。本実

施形態では、近位端1 Aおよび遠位端1 Bは、図4のように管P内に配置された時の胚移植デバイス1の近位端および遠位端である。胚移植デバイス1は、近位端1 Aの少なくとも一部を形成する近位端部1 0と、遠位端1 Bの側に設けられ胚を格納する胚格納部2 0と、を有する。本実施形態の説明では、図1～図3に示すように、X軸は近位端部1 0と胚格納部2 0とを通り、X軸と直交するY軸は後述の展開フレーム部3 0が展開する方向に延び、Z軸はX軸およびY軸に直交している。なお、本実施形態では遠位端1 Bは胚格納部2 0の端であるが、遠位端1 Bが胚移植デバイス1の他の部分となる場合もあり得る。

[0012] 本実施形態の胚移植デバイス1は、近位端部1 0と胚格納部2 0とを接続する2つの展開フレーム部3 0を有する。各展開フレーム部3 0の一端は近位端部1 0に繋がっていると共に他端が胚格納部2 0に繋がっている。各展開フレーム部3 0はゴム状弾性を有する材料から形成されている。ゴム状弾性を有する材料の例は、シリコンゴム等のゴム材料、他のエラスティック材料 (e l a s t i c m a t e r i a l) 等である。

[0013] ゴム材料として他の種類のゴム材料も使用可能である。本実施形態のゴム材料のゴム硬度は、 23 ± 2 °Cの状態タイプAデュロメータで測定した場合に、90ポイント以下の範囲であるが、これに限定されない。例えば、本実施形態のゴム材料のゴム硬度は、 23 ± 2 °Cの状態で高分子計器株式会社製のアスカーゴム硬度計A型で測定した場合に、10～90ポイントの範囲である。この10～90ポイントの値は、J I S K 6 2 5 3のデュロメータ硬さを意味する。本実施形態の各展開フレーム部3 0等は細いため、テックロック社製のGS-680selの商品名のデュロメータでタイプAデュロメータ（アスカーゴム硬度計A型）の近似値を測定し、当該近似値を用いて各展開フレーム部3 0のゴム硬度を特定してもよい。GS-680selの代わりにMD-1capaの商品名の高分子計器株式会社製のマイクロゴム硬度計が用いられてもよい。

[0014] なお、本実施形態では、子宮内膜下にある筋層の収縮時におけるヤング率

が10MPa前後であるとし、各展開フレーム部30の材質のヤング率がそれと同等又はそれ以下となるように、ゴム硬度が上記の設定となっている。当該設定は、各展開フレーム部30が子宮腔210内で異物と認識されないという効果を奏する可能性がある。なお、子宮内膜下の血管のヤング率は上記ヤング率よりも低い可能性がある。血管のヤング率等を考慮して各展開フレーム部30の材質のヤング率はより低い方が良い場合があり、この場合は各展開フレーム部30の材質のゴム硬度は60ポイント以下又は50ポイント以下に設定される。

- [0015] なお、アスカーゴム硬度計A型で各展開フレーム部30等のゴム硬度を測定し難い場合に、6mm～10mmの厚さを有する同じ材料のシートを型を用いて成形し、シートの硬度を $23 \pm 2^\circ\text{C}$ の状態のアスカーゴム硬度計A型で測定し、当該測定結果を各展開フレーム部30のゴム硬度とすることができる。
- [0016] 好ましくは、近位端部10および胚格納部20も同じ範囲のヤング率（ゴム硬度）の材質で形成される。本実施形態では近位端部10、胚格納部20、および2つの展開フレーム部30が型を用いて一体に形成されており、近位端部10、胚格納部20、および2つの展開フレーム部30は同じ材料から成る。胚移植デバイス1の構造はこの例に限定されない。各実施形態でゴム状弾性を有する材料が単に弾性材料と称される場合がある。
- [0017] 2つの展開フレーム部30は、子宮腔210内への挿入のために管P内に配置される収納時は弾性変形によって互いに近付いた状態となる（図4）。この時、本実施形態では2つの展開フレーム部30の一部が互いに接触している。2つの展開フレーム部30は、管Pから出されると前記弾性変形の復元力によってY軸に沿った方向に展開する（図7、図8）。以下、「X軸に沿った方向」、「Y軸に沿った方向」、および「Z軸に沿った方向」がそれぞれ「X方向」、「Y方向」、および「Z方向」と称される場合がある。
- [0018] 本実施形態では、2つの展開フレーム部30は、管Pから出されると、前記弾性変形の復元力によって、長さ方向の少なくとも中間部が互いから離れ

るように、且つ、X軸から離れるように動き、当該動きによって展開する。なお、当該展開の時に2つの展開フレーム部30がZ軸に沿った方向等にも動くことは許容される。つまり、2つの展開フレーム部30が少なくともY方向に前述のように動くことがY方向への展開である。なお、展開時の2つの展開フレーム部30のY方向の動きがX方向およびZ方向の動きよりも大きいことが好ましく、この場合は2つの展開フレーム部30は展開時に主にY方向に動くと言える。

[0019] ここで、管Pの典型的な例はプラスチック製の管である。管Pは、挿入／取出し時の前述の子宮へのダメージを低減するために、好ましくは外径が2.5mm以下であり、より好ましくは2.0mm以下であり、さらに好ましくは1.5mm以下である。このため、管Pの内径は2.3mm以下、1.8mm以下、1.3mm以下等になる。管Pはガイド、シース等と称される場合があり、カテーテルと称される場合もあるが、その他の名称の管を用いることも可能である。

[0020] このような細い管Pの中空部に胚移植デバイス1を配置するために、各展開フレーム部30の断面積は小さくなる。例えば管Pの内径（中空部の内部の直径）が1.8mmである場合、2つの展開フレーム部30の各々は管Pの中空部の断面積の1/2の狭いエリアに配置されることになる。例えば、図5のように、各展開フレーム部30の断面形状を二等辺三角形、二等辺三角形に近い形状等とすることができる。各展開フレーム部30の断面形状を半円形とすることができ、これらの間の形状又はこれらに類似した形状にすることもできる。当該構成は、前記狭いエリアにおいて各展開フレーム部30の断面積を出来るだけ大きくすることができる。これは、後述のように胚格納部20を所望の場所に配置するために貢献する。

[0021] 近位端部10は管Pの中空部と同等以下の断面積を有していればよい。本実施形態では近位端部10は管Pの内径よりも0.1mm程度小さい最大直径の円筒形状又は円錐形状を有する。近位端部10が他の形状であってもよい。本実施形態では、近位端部10に引き抜き用の糸11の端が固定されて

いる。本実施形態では、近位端部10は後述のプッシュロッド3によって押される部分であるとも言える。他の実施形態では、近位端部10は糸11が胚移植デバイス1から出る場所である。さらに他の実施形態では、近位端部10から糸11が出ない場合もあり、近位端部10がプッシュロッド3によって押されない場合もある。

[0022] 胚格納部20はZ軸に沿った方向に開口している。本実施形態では、図1、図6等に示すように、胚格納部20はZ軸に沿った方向に窪んだ凹部21を有し、凹部21の開口部22がZ軸に沿った方向に開口している。胚は凹部21に格納される。本実施形態では、開口部22の開口方向はZ軸に完全に沿った方向であるが、前記開口方向とZ軸とのなす角度が 60° 以下、好ましくは 45° 以下、より好ましくは 30° 以下であれば、後述の効果の達成に繋がり、開口部22がZ軸に沿った方向に開口していると言える。本実施形態では、開口方向は開口部22の縁に沿った仮想平面に直交する方向である。前記開口方向とZ軸とのなす角度が 60° を超えても、子宮の形状等に応じて後述の効果が期待できる場合もあり得る。

このように胚格納部20がZ軸に沿った方向に開口しているので、胚移植デバイス1が子宮腔210内に配置された時に、胚格納部20内の胚が子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態が維持される。

[0023] 各展開フレーム部30の形状を、各展開フレーム部30に負荷が加わっていない無負荷状態において、以下説明する。なお、無負荷状態は、例えば、胚移植デバイス1が図3に示すように水平面100上に置かれ、重力のみが胚移植デバイス1に加わっている状態である。図3では、各展開フレーム部30の一端の側および中間部が水平面100に接地している。

[0024] 無負荷状態において、各展開フレーム部30は、前記一端から前記他端に向かってX軸から離れる方向に湾曲している第1屈曲部31と、第1屈曲部31よりも前記他端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かって前記X軸に近づく方向に屈曲している第2屈曲部32とを有する。

[0025] また、無負荷状態において、各展開フレーム部30は、第2屈曲部32よ

りも前記他端の側に配置され、前記他端から前記一端に向かってX軸から離れる方向に屈曲している第3屈曲部33を有する。また、無負荷状態において、各展開フレーム部30は、第2屈曲部32よりも前記他端の側に配置されると共に第3屈曲部33よりも前記一端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かってX軸に近づく方向に屈曲している第4屈曲部34を有する。

[0026] 各実施形態では、第1屈曲部31と第2屈曲部32との間が第1接続部41と称され、第2屈曲部32と第4屈曲部34との間が第2接続部42と称され、第4屈曲部34と第3屈曲部33との間が第3接続部43と称される。

[0027] 図4および図7に示すように、胚移植デバイス1が管P内に配置されている時に、各屈曲部31, 32, 33, 34は曲率（曲がりの程度）が緩くなり、ほぼ直線状になる場合もある。管P内に胚移植デバイス1が配置された時、近位端1Aの側から遠位端1Bの側に向かって、第1屈曲部31、第2屈曲部32、第4屈曲部34、第3屈曲部33、胚格納部20の順番で配置される。なお、胚移植デバイス1の全体が完全に管P内に収納される場合もあり、胚移植デバイス1の一部、例えば近位端部10又は胚格納部20の一部が管Pから露出する場合もあり得る。

[0028] 例えばユーザが管P内に配置された胚移植デバイス1を子宮腔210内に配置する時、まず、ユーザは図4に示すように管Pの一端側を外子宮口から子宮頸部220に挿入する。なお、ユーザは例えば施術者であり、管Pの先端側には胚格納部20が配置され、管Pの基端側には近位端部10が配置される（図4等）。次に、ユーザは、例えば、管Pにその基端から挿入するプッシュロッド3に管Pの先端に向かう力を加えながら、管Pを子宮頸部220から抜く方向に移動する。本実施形態では、プッシュロッド3はプラスチック、金属等から成る細いパイプ形状を有するが、プッシュロッド3が他の材質から形成されると共に他の形状を有する場合もある。

[0029] これにより、図7に示すように、子宮腔210内において管Pからまず胚

格納部 20 が出ると共に第 3 屈曲部 33 が出る。続いて、管 P から第 4 屈曲部 34、第 2 屈曲部 32、第 1 屈曲部 31、近位端部 10 の順に出て、胚移植デバイス 1 が子宮腔 210 内に配置される（図 8）。

[0030] 管 P から展開フレーム部 30 の前記他端が出た後前記一端が出るまでに、2 つの展開フレーム部 30 が Y 方向に展開する。このように展開すると、Z 軸に沿った方向から見た時に、各展開フレーム部 30 の第 3 接続部 43 は主に Y 方向に延びるように配置される。一例では、第 3 接続部 43 の延びる方向である延在方向 43a（図 2）は第 3 接続部 43 の両終端を結ぶ直線が延在する方向である。Z 軸に沿った方向から見て延在方向 43a と Y 軸とのなす角度が 45° 未満の時は、第 3 接続部 43 は主に Y 方向に延びていると言える。

[0031] 図 2 では、第 3 接続部 43 は Z 軸に沿った方向から見た時に直線状に延びているが、第 3 接続部 43 が Z 軸方向から見て湾曲していてもよく、この場合でも前記両終端を結ぶ直線が延在する方向は特定できる。また、第 3 屈曲部 33 と第 4 屈曲部 34 とが直接に接続される場合、第 3 屈曲部 33 と第 4 屈曲部 34 とが短い第 3 接続部 43 を介して接続される場合もある。これら場合、各展開フレーム部 30 において第 3 屈曲部 33 と第 4 屈曲部 34 との接続部を含む所定範囲が第 3 接続部 43 として機能する。前記所定範囲は、例えば、各展開フレーム部 30 の前記他端から前記一端に向かって子宮腔 210 の奥側に斜めに延びる範囲である。当該奥側は、X 軸に沿った方向における遠位端 1B の側である。

[0032] 胚移植デバイス 1 の他の部分も子宮に接触するが、本実施形態では胚移植デバイス 1 における Y 方向の両側を構成する 2 つの展開フレーム部 30 の幅方向外側部 18（図 2）が子宮腔 210 の内壁に接触する。当該内壁は、図 8 に示すように、典型的には子宮腔 210 における前記身体の幅方向の両壁である。当該幅方向は子宮腔 210 の幅方向と称される場合がある。当該接触は子宮に対する幅方向外側部 18 の移動抵抗となる。なお、各展開フレーム部 30 における幅方向外側部 18 よりも前記一端の側も移動抵抗となる。

なお、本実施形態の場合は、図2に示すように第2屈曲部32の一部と第4屈曲部34の一部と第2接続部42とが幅方向外側部18となる、又は、第4屈曲部34の一部と第2接続部42とが幅方向外側部18となる。何れにしても本実施形態では各展開フレーム部30の中間部である幅方向外側部18が子宮腔210の幅方向の両壁に接触する。

[0033] このように、幅方向外側部18は胚格納部20よりもX軸から離れた位置に配置される。このため、胚格納部20が子宮腔210の幅方向の外側に配置され難いという効果が得られる。また、当該構成によって、胚が卵管側に配置されることの防止又は低減の効果が得られる。

[0034] 各展開フレーム部30は、前記一端が近位端部10に繋がると共に前記他端が胚格納部20に繋がり、Y方向に展開する。このため、各展開フレーム部30は上記のように細くゴム状弾性を有する材料から形成されているが、近位端部10からX軸に沿って延び管Pに挿入可能な細いゴム製の棒で胚格納部20を支持する場合と比較し、胚格納部20のY方向の位置が安定し易いという効果が得られる。

また、胚格納部20は一对の幅方向外側部18に対し一对の第3接続部43を介して支持された状態となり、各第3接続部43は主にY方向に延びている。このため、胚格納部20のY方向の位置が安定し易いという前記効果がより確実に達成される。

[0035] なお、本実施形態では、各展開フレーム部30は、前記一端が近位端部10に繋がると共に前記他端が胚格納部20に繋がり、Y方向に展開する。当該構成によって、一对の展開フレーム部30の中間部は子宮腔210の幅方向の両側に配置され、一对の展開フレーム部30の前記他端の側は子宮腔210の奥側に配置され、一对の展開フレーム部30の前記一端の側は子宮腔210の入り口（子宮口）の側に配置される。本実施形態では、子宮腔210の幅方向の両側を両側壁と称する場合がある。

[0036] このように、一对の展開フレーム部30は子宮腔210内の両側壁、奥側、および入り口側に亘って配置される。一例では、一对の展開フレーム部30

0の中間部（幅方向外側部18）は子宮腔210内の両側壁に沿って配置され、一对の展開フレーム部30の前記一端の側は前記中間部の間に配置される。また、一对の展開フレーム部30の前記他端の側は、前記一端の側よりも子宮腔210の奥側に配置され、前記中間部の間に配置される。本実施形態では、このような一对の展開フレーム部30の配置を環状配置と称する場合がある。

[0037] なお、本実施形態の場合、より正確に説明すると一对の展開フレーム部30、胚格納部20、および近位端部10が子宮腔210内の両側壁、奥側、および入り口側に亘って配置されるが、一对の展開フレーム部30の範囲だけでも上記環状配置と言える。当該環の周方向の70%以上、より好ましくは80%以上、さらに好ましくは90%以上の長さを一对の展開フレーム部30が占めていることが、子宮腔210内における胚格納部20の位置の安定と胚移植デバイス1から子宮内膜に加えられる力の低減を実現するために好ましい。

[0038] 各展開フレーム部30は上記のように細くゴム状弾性を有する材料から形成されているが、上記環状配置によって、胚格納部20の位置が安定し易いという効果が得られる。つまり、胚格納部20がY方向に移動する際に、一例では、各展開フレーム部30の全体に、前記環の例えば中心周りの力が加わることになる。各展開フレーム部30には子宮腔210との接触等により移動抵抗が生ずる。このため、細くゴム状弾性を有する各展開フレーム部30が、前記環状配置によって、胚格納部20の位置の安定化を図ることができるという効果を奏する。このような環状配置の効果は、Z軸に沿った方向から見た時に延在方向43aとY軸とのなす角度が45°以上であっても得られる。

[0039] また、本実施形態では、延在方向43aが各展開フレーム部30の前記他端から前記一端に向かって子宮腔210の奥側に傾斜しており、一对の展開フレーム部30の遠位端1Bの側がいかり肩形状を有している。これに対し、延在方向43aが各展開フレーム部30の前記他端から前記一端に向かっ

て子宮腔 210 の入り口の側（X軸に沿った方向における近位端 1A の側）に傾斜し、一对の展開フレーム部 30 の遠位端 1B の側がなで肩形状を有していてもよい。なで肩形状を有する場合も前記環状配置の効果は得られる。

[0040] また、上記環状配置によって、胚格納部 20 の X 方向の位置の安定化の効果も期待できる。胚格納部 20 の位置を主に X 方向において安定させるために、Z 軸に沿った方向から見た時の延在方向 43a と Y 軸とのなす角度を 45° 以上とすることも考えられる。

[0041] 子宮腔 210 内における胚格納部 20 の位置を安定させつつ胚移植デバイス 1 から子宮内膜に加えられる力の低減を実現するために、各展開フレーム部 30 の長さが 25 mm 以上であることが好ましく、30 mm 以上であることがより好ましく、40 mm 以上であることがさらに好ましい。

また、子宮腔 210 内における胚移植デバイス 1 および胚格納部 20 の位置の安定化のために、無負荷状態の胚移植デバイス 1 の Y 方向の寸法は好ましくは 15 mm 以上であり、より好ましくは 20 mm 以上であり、さらに好ましくは 30 mm 以上である。なお、本実施形態では、胚移植デバイス 1 の Y 方向の両端是一对の展開フレーム部 30 の中間部である。

子宮腔 210 の形状、サイズ、状態等の個人差を考慮し、展開フレーム部 30 の長さが異なる複数種類の胚移植デバイス 1 が準備されてもよい。

[0042] 本実施形態では、胚格納部 20 において胚が格納される凹部 21 は各展開フレーム部 30 の前記他端よりも遠位端 1B の側に配置されている。子宮腔 210 における奥側の方が着床の確立が高いと考えられており、当該条件に合った患者の場合に上記構成は着床確率の向上を図ることができるという効果を奏する。

[0043] 本実施形態では、無負荷状態において、Z 軸に沿った方向から見た時、延在方向 43a と X 軸とがなす角度のうち遠位端 1B の側（子宮腔 210 の奥側）の角度 α は 90° 未満である（図 2）。つまり、無負荷状態において、各展開フレーム部 30 の前記他端の側は、前記他端の側から前記一端の側に向かって子宮腔 210 の奥側（X 軸に沿った方向における遠位端 1B の側）

に斜めに延びる遠位方向傾斜部 15 を有する。第 3 屈曲部 33 の前記一端の側も遠位方向傾斜部 15 として機能し得る。または、無負荷状態において、各展開フレーム部 30 は、第 3 屈曲部 33 よりも前記一端の側に、第 3 屈曲部 33 の前記一端の側の終端よりも子宮腔 210 の奥側に配置される部分（第 3 接続部 43、第 4 屈曲部 34 の一部等）を有する。

[0044] 当該構成は、胚が卵管側に配置されることの防止に寄与するという効果を奏する場合がある。また、本実施形態では、子宮等からの力によって対の幅方向外側部 18 が無負荷状態に比べ互いに近付く時、胚格納部 20 に、子宮底 230 に近づく方向の力よりも子宮底 230 から離れる方向の力が加わり易い。これは、子宮に可能な限り無用な力を与えないという効果に繋がる。

[0045] 本実施形態では、第 4 屈曲部 34 の前記他端の側および第 3 接続部 43 は、無負荷状態において Z 軸に沿った方向に傾斜している Z 方向傾斜部 17 となっている。第 3 屈曲部 33 の前記一端の側も Z 方向傾斜部 17 として機能し得る。つまり、各展開フレーム部 30 の前記他端から第 2 屈曲部 32 までの範囲に Z 方向傾斜部 17 が存在している。なお、Z 方向傾斜部 17 は前記範囲の少なくとも一部に存在していればよい。なお、「前記他端から第 2 屈曲部 32 までの範囲」は、第 2 屈曲部 32 の存在範囲を含む範囲である。

[0046] Z 方向傾斜部 17 の水平面 100 に対する傾斜角度は 2° 以上であることが好ましく、 3° 以上であることがより好ましく、 4° 以上であることがさらに好ましい。また、前記傾斜角度は 80° 以下であることが好ましく、 60° 以下であることがより好ましく、 45° 又は 30° 以下であることがさらに好ましい。Z 方向傾斜部 17 は幅方向外側部 18 に対し胚格納部 20 を Z 方向にオフセットするものである。当該オフセットの量は図 3 に距離 D で示される部分であり、当該オフセットの量は 1.5 mm 以上であることが好ましく、 2.5 mm 以上であることがより好ましく、 3.5 mm 以上であることがさらに好ましい。

[0047] 当該構成によって、子宮等の体内器官の動き、当該子宮が備わっている身

体の動きがある場合でも、胚格納部 20 の開口部 22 が子宮内膜に接触又は近接した状態が維持され易いという効果が得られる。前記オフセット量が 1.5 mm 未満である場合や Z 方向傾斜部 17 が無い場合でも、他の条件によって当該効果と同様の効果が達成される場合がある。つまり Z 方向傾斜部 17 が無い胚移植デバイス 1 は Z 方向傾斜部 17 が有る胚移植デバイス 1 と同等の効果を達成可能であり、Z 方向傾斜部 17 が無い胚移植デバイス 1 も有用である。

[0048] 本実施形態の胚移植デバイス 1 は、2つの展開フレーム部 30 が、その展開および環状配置によって胚格納部 20 を子宮腔 210 の幅方向の中央側に位置決めする。当該構成によって、胚格納部 20 が子宮腔 210 の幅方向の外側に配置され難いという効果が得られ、胚が卵管側に配置されることの防止又は低減の効果が得られる。

[0049] 展開フレーム部 30 の代わりに図 9 に示す展開フレーム部 50 を採用することも可能である。図 9 の実施形態の各展開フレーム部 50 は、展開フレーム部 30 と同様に第 1 屈曲部 31、第 2 屈曲部 32、第 3 屈曲部 33、第 4 屈曲部 34、第 1 接続部 41、第 2 接続部 42、および第 3 接続部 43 を有する。

[0050] 図 9 の実施形態の各展開フレーム部 50 でも、第 2 屈曲部 32 の一部と第 4 屈曲部 34 の一部と第 2 接続部 42 とが前記幅方向外側部 18 となる、又は、第 4 屈曲部 34 の一部と第 2 接続部 42 とが幅方向外側部 18 となる。

[0051] 図 9 の実施形態の各展開フレーム部 50 は、第 1 屈曲部 31 の前記他端の側の終端から延びる部分である第 1 接続部 41、又は、第 1 接続部 41 および第 2 屈曲部 32 の一部が、前記一端から前記他端に向かって子宮腔 210 の入り口の側（X 軸に沿った方向における近位端 1A の側）に斜めに延びている近位方向傾斜部 16 となっている。

このため、図 9 の実施形態は、子宮等の体内器官の動き、当該子宮が備わっている身体の動きがある場合でも、胚移植デバイス 1 が子宮腔 210 から意図せず排出される可能性が低減されるという効果を奏する。

- [0052] 展開フレーム部30の代わりに図10に示す展開フレーム部60を採用することも可能である。無負荷状態において、各展開フレーム部60は、前記一端から前記他端に向かってX軸から離れる方向に湾曲している第1屈曲部61と、第1屈曲部61よりも前記他端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かって前記X軸に近づく方向に屈曲している第2屈曲部62とを有する。
- [0053] また、無負荷状態において、各展開フレーム部60は、第2屈曲部62よりも前記他端の側に配置され、前記他端から前記一端に向かってX軸から離れる方向に屈曲している第3屈曲部63を有する。
- [0054] 図10の実施形態では、第1屈曲部61と第2屈曲部62との間を第1接続部64と称する。第2屈曲部62と第3屈曲部63との間は第2接続部となるが、図10の実施形態のように第2屈曲部62における前記他端の側の終端が第3屈曲部63に直接繋がっている場合は、第2接続部が実質的に存在しない。
- [0055] 図10の実施形態でも、無負荷状態において、Z軸に沿った方向から見た時、第2屈曲部62の前記他端の側とX軸とがなす角度のうち遠位端1Bの側の角度は90°未満である。つまり、無負荷状態において、第3屈曲部63の前記一端の側の終端から延びる部分である第2屈曲部62の一部が、子宮腔210の奥側に向かって斜めに延びている遠位方向傾斜部15'となっている。第3屈曲部63の前記一端の側も遠位方向傾斜部15'として機能し得る。
- [0056] 図10の実施形態でも、第2屈曲部62の前記他端の側は、無負荷状態においてZ軸に沿った方向に傾斜しているZ方向傾斜部17'となっている。第3屈曲部63の前記一端の側もZ方向傾斜部17'として機能し得る。つまり、各展開フレーム部60の前記他端から第2屈曲部62までの範囲にZ方向傾斜部17'が存在している。なお、「前記他端から第2屈曲部62までの範囲」は、第2屈曲部62の存在範囲を含む範囲である。
- [0057] 図10の実施形態において、無負荷状態において、第2屈曲部62はその

曲率が変化するものであってもよい。勿論、各実施形態において、各屈曲部の曲率が変化していてもよい。例えば、第2屈曲部62において、前記一端の側の曲率がきつく、中間部の曲率が緩く、前記他端の側の曲率がきつくてよい。このように前記一端の側の曲率をきつくすることによって図9の実施形態のように近位方向傾斜部16を設けることも可能である。

図10の実施形態の各展開フレーム部60でも、第2屈曲部62の中間部等が幅方向外側部18となる。

[0058] 図9に示す展開フレーム部50が図11に示す形状を有する場合もあり得る。図11の実施形態の各展開フレーム部50'は、図9に示す例から、第2接続部の形状を変えたものであり、図11の実施形態の第2接続部42'はZ軸に沿った方向から見た時に蛇行している。

[0059] この場合でも、第4屈曲部34は、第2屈曲部32よりも前記他端の側に配置されると共に第3屈曲部33よりも前記一端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かってX軸に近づく方向に屈曲している。また、図1~3、図9等の実施形態と同様に、各展開フレーム部50'の第4屈曲部34における前記他端の側、第3接続部43、および第3屈曲部33は支持部として機能し、一对の幅方向外側部18に対して一对の支持部が胚格納部20を支持し、一对の幅方向外側部18に対し胚格納部20が子宮腔210の幅方向の内側に配置される。このため、図11に示す胚移植デバイス1も前記各実施形態と同様の効果を奏し得る。各実施形態において、各屈曲部および各接続部が同様に蛇行するように形成されてもよい。

[0060] 前記各実施形態では各支持部は主にY方向に延びている。Z軸に沿った方向から見た時に、又は、Z軸に沿った方向に投影した時に、例えば図9に示す二点鎖線よりもX軸から離れた範囲が幅方向外側部18であると言える。各実施形態の説明で、Z軸に沿った方向から見た時は、Z軸に沿った方向に投影した時であるとも言える。2つの二点鎖線はX軸に沿った方向に延びている。本実施形態では、2つの二点鎖線間の距離（Y方向の距離）WBは、胚移植デバイス1のY方向の寸法である幅寸法WAの8/10である。他の

例では、WBはWAの $7/10$ 以上であり、WBがWAの $9/10$ 以上であってもよい。

[0061] つまり、幅方向外側部18は、一对の展開フレーム部50において、胚移植デバイス1のY方向の寸法の外側 $3/10$ の範囲、 $2/10$ の範囲、又は $1/10$ の範囲であり、胚移植デバイス1のY方向の両外側の部分を構成している。上記各実施形態において幅方向外側部18は同様に設定される。他の見方をする時、幅方向外側部18は、主にY方向に延びている各支持部のY方向の外側の端を支持する部分であるとも言える。胚移植デバイス1のY方向の両外側の部分を幅方向外側部18とすることも可能であり、胚移植デバイス1のY方向の寸法の外側 $2/10$ の範囲を幅方向外側部18とすることも可能である。

[0062] 本実施形態では、Z軸に沿った方向から見た時、各支持部の幅方向外側部18の側の一端と各支持部の他端（展開フレーム部50の前記他端）とを通る直線とY軸とのなす角度が 45° 未満であれば、各支持部は主にY方向に延びているものとする。つまり、各支持部はX方向よりもY方向に延びている。

このように各支持部がY方向に延びているので、各展開フレーム部50は上記のように細くゴム状弾性を有する材料から形成されているが、近位端部10からX軸に沿って延び管Pに挿入可能な細いゴム製の棒で胚格納部20を支持する場合と比較し、胚格納部20のY方向の位置が安定し易いという効果が得られる。

[0063] 図9に示す展開フレーム部50が図12に示す形状を有する場合もあり得る。図12の実施形態の各展開フレーム部50'は、図9に示す例に対し、第2屈曲部32の形状を変え、第2接続部42'の中間部を幅方向外側に凸湾曲形状とし、第2屈曲部32の近傍に第5屈曲部35および第6屈曲部36を加えたものである。

[0064] このように第1屈曲部31および第2屈曲部32の曲率をきつくし、同様に曲率がきつい第5屈曲部35および第6屈曲部36を加えると、近位端部

10の近傍の展開フレーム部50'のボリュームが増す。このように近位端部10の近傍に設けられたボリューム増部は、近位方向傾斜部16と同様に、胚移植デバイス1が子宮腔210から意図せず排出される可能性が低減されるという効果を奏する。なお、図12の実施形態は近位方向傾斜部16も有する。

なお、図9、10、11、12でもX軸は近位端部と胚格納部とを通過しており、後述の図13、15等でも同様である。

[0065] 胚移植デバイス1の子宮腔210からの排出を防止するための前記ボリューム増部、近位方向傾斜部16等の排出防止部は、各展開フレーム部の前記一端の側又は近位端部10に設けられる。

[0066] 糸11を引くことにより胚移植デバイス1を子宮腔210から取り出す際には、ボリューム増部および近位方向傾斜部16は各屈曲部がその曲率が緩くなるように変形するので、胚移植デバイス1の子宮腔210からの取り出しはスムーズに行われる。当該構成は、胚移植デバイス1の取出し時の子宮頸部220、子宮腔210、患者の身体、患者の心等へのダメージを低減することができるという効果を奏する。

[0067] また、各実施形態では、近位端部10が近位端1Aに向かって徐々に外径が小さくなる形状を有する。当該構成も胚移植デバイス1の取出し時の子宮頸部220、子宮腔210、患者の身体、患者の心等へのダメージを低減することができるという効果を奏する。

また、各実施形態では、糸11は近位端部10から胚移植デバイス1の外に出ており、糸11の端は近位端部10等の弾性材料で形成された部分の内側に配置されている。本実施形態では近位端部10は糸11が出る部分である。当該構成も胚移植デバイス1の取出し時の子宮頸部220、子宮腔210、患者の身体、患者の心等へのダメージを低減することができるという効果を奏する。なお、糸11が他の方法で近位端部10等の弾性材料で形成された部分に接続されてもよい。

[0068] なお、図3、図9等の実施形態において、直線状の第2接続部42の代わ

りにX方向に近付くように屈曲している第2接続部42を採用することも可能である。この場合、第2接続部は前記一端から前記他端に向かってX軸から離れる方向に屈曲する。他の例では、第2接続部42に、前記一端から前記他端に向かってX軸から離れる方向に屈曲する屈曲部を設けることも可能である。これらの構成は、胚移植デバイス1の子宮腔210内における位置を安定させる効果、又は、胚移植デバイス1の子宮腔210からの意図せぬ排出を防止する効果に寄与することが期待される。

[0069] 展開フレーム部30の代わりに図13に示す展開フレーム部70を採用することも可能である。図13の実施形態の各展開フレーム部70は、展開フレーム部30と同様に第1屈曲部31、第2屈曲部32、第3屈曲部33、第4屈曲部34、第1接続部41、第2接続部42、および第3接続部43を有する。

[0070] 図13の実施形態の各展開フレーム部70では、第4屈曲部34の一部が前記幅方向外側部18となる、又は、第4屈曲部34の一部と第2屈曲部32の一部とが幅方向外側部18となる。図13の実施形態も図9の実施形態と同様に遠位方向傾斜部15、近位方向傾斜部16、およびZ方向傾斜部17が設けられている。

[0071] 図13の実施形態では、第2接続部42に、前記一端から前記他端に向かってX軸から離れる方向に屈曲する屈曲部42aが設けられている。第2接続部42の全体又は一部がX軸に近付く方向に凸形状になっていてもよい。

図13の実施形態では、各展開フレーム部70は、X軸から離れる方向に凸形状となるように湾曲している第1凸湾曲部71と、第1凸湾曲部71よりも前記他端の側に配置され、X軸から離れる方向に凸形状となるように湾曲している第2凸湾曲部72と、を有する。

[0072] 当該構成によって、図13の実施形態の胚移植デバイス1は、第1凸湾曲部71および第2凸湾曲部72が子宮腔210の両側壁に沿って配置され、又は、子宮腔210の両側壁に接触する。図13では、子宮腔210の一例の概略形状が二点鎖線で示されている。各展開フレーム部70は、子宮腔2

10内に配置されると、子宮腔210の形状に応じて適宜変形する。当該構成は、子宮腔210内における胚移植デバイス1の位置の安定化に繋がり、胚格納部20のY方向の位置が安定し易いという効果を得ることが可能となる。なお、第1凸湾曲部71および第2凸湾曲部72の突出量、湾曲の程度等の調整に応じて、当該効果の程度が変化すると考えられる。

[0073] また、図13の実施形態では、第2凸湾曲部72は子宮腔210の奥側にも凸形状となっており、第2凸湾曲部72の一部は胚格納部20および／又は遠位端1Bよりも子宮腔210の奥側に配置されている。当該構成は、胚格納部20および／又は遠位端1Bの子宮底230への接触の防止、当該接触の力の低減等に寄与し得る。これらは子宮底230に可能な限り無用な力を与えないという効果に繋がる。

なお、超音波検査装置の等の検査装置を用いることにより、子宮腔210内における各展開フレーム部の展開状態や、各展開フレーム部と子宮腔210の両側壁、子宮底230等との接触状態を、挿入中又は挿入後に確認できる。

[0074] 図13の実施形態の胚移植デバイス1において、図14に二点鎖線で示すように、前記環状配置となっている複数の展開フレーム部70の外周を定義することも可能である。図14の二点鎖線は、Z軸に沿った方向から見た時に複数の展開フレーム部70を全て内包するように引かれた最短の線であり、これが複数の展開フレーム部70で形成される環状部の外周となっている。

[0075] 図15に二点鎖線で示すように複数の展開フレーム部70の外周を定義することも可能である。図15の胚移植デバイス1は、図13の実施形態において、各第2凸湾曲部72のX方向の突出量が少ないものである。図15の二点鎖線は、Z軸に沿った方向から見た時に、複数の展開フレーム部70の前記一端側を除く部分および胚格納部20を内包するように引かれた最短の線であり、これが複数の展開フレーム部70で形成される環状部の外周となっている。

[0076] 図11の実施形態の胚移植デバイス1において、図16に二点鎖線で示すように複数の展開フレーム部50'の外周を定義することも可能である。図16の二点鎖線は、Z軸に沿った方向から見た時に、複数の展開フレーム部50'の前記一端側を除く部分を内包するように引かれた最短の線であり、これが複数の展開フレーム部70で形成される環状部の外周となっている。

[0077] 図2、図10、図11、および図12の実施形態でも、上記の何れかの例に沿って環状部の外周を定義できる。

子宮腔210内における胚格納部20の位置を安定させつつ胚移植デバイス1から子宮内膜に加えられる力の低減を実現するために、環状部の外周の長さは、60mm以上であることが好ましく、70mm以上であることがより好ましく、80mm以上であることがさらに好ましい。子宮腔210の形状、サイズ、状態等の個人差があるので、特定はできないが、環状部の外周の長さは180mm以下であり、又は150mm以下であり、又は125mm以下である。

子宮腔210の形状、サイズ、状態等の個人差を考慮し、環状部の外周の長さが異なる複数種類の胚移植デバイス1が準備されてもよい。

[0078] 以下に、第2実施形態に係る胚移植デバイス2について図17を参照して以下に説明する。

第2実施形態の胚移植デバイス2は、第1実施形態と同様に管Pを用いて遠位端2B側から子宮腔210内に挿入される。胚移植デバイス2の遠位端2Bは遠位端部12の一部であり、胚移植デバイス2の近位端2Aの一部を形成する近位端部10'には胚格納部として第1実施形態と同じ凹部21が形成されている。近位端部10'が胚格納部であるとも言える。第2実施形態の胚移植デバイス2は、近位端部10'と遠位端部12とを接続する2つの展開フレーム部80を有する。各展開フレーム部80の一端は近位端部10'に繋がっており、各展開フレーム部80の他端は遠位端部12に繋がっている、又は、遠位端部12を構成している。胚移植デバイス2の近位端部10'からは第1実施形態と同様に糸11が出ており、胚移植デバイス2は

第1実施形態と同様の材料から形成される。

[0079] 各展開フレーム部80は、無負荷状態において、前記一端から前記他端に向かってX軸から離れる方向に湾曲している第1屈曲部81と、第1屈曲部81よりも前記他端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かって前記X軸に近づく方向に屈曲している第2屈曲部82とを有する。X軸は近位端部10'と遠位端部12とを通る軸である。

[0080] また、各展開フレーム部80は、第1屈曲部81と第2屈曲部82とを接続する第1接続部83と、第2屈曲部82と遠位端部12とを接続する第2接続部84とを有する。各展開フレーム部80は、第1実施形態のように様々な形状にすることができる。

第2実施形態の展開フレーム部80も幅方向外側部18と、幅方向外側部18に対し胚格納部である近位端部10'を支持する支持部（第2屈曲部82の前記一端の側、第1接続部83、第1屈曲部81等）を有する。当該支持部が第1実施形態と同様にZ方向傾斜部を有する場合もある。

[0081] 2つの展開フレーム部80は、管Pから出されると、前記弾性変形の復元力によって、長さ方向の少なくとも中間部が互いから離れるように、且つ、X軸から離れるようにY方向に動き、当該動きによって展開する。この展開動作は第1実施形態と同様である。

[0082] 2つの展開フレーム部80によって、第1実施形態と同様に、子宮腔210内において展開フレーム部80が近位端部10'の移動の抵抗となり、近位端部10'内の胚が子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態が維持されるという効果を奏する。

[0083] 第2実施形態でも、幅方向外側部18が胚格納部である近位端部10'よりもX軸から離れた位置に配置される。このため、胚格納部である近位端部10'が子宮腔210の幅方向の外側に配置され難いという効果が得られる。また、当該構成によって、胚が卵管側に配置されることの防止又は低減の効果が得られる。

[0084] また、第2実施形態でも、一对の展開フレーム部80、遠位端部12、お

よび近位端部10'が子宮腔210内の両側壁、奥側、および入り口側に亘って配置され、一对の展開フレーム部80の範囲だけでも上記環状配置が実現されていると言える。当該環の周方向の70%以上、より好ましくは80%以上、さらに好ましくは90%以上の長さを一对の展開フレーム部80が占めていることが、子宮腔210内における胚格納部である近位端部10'の位置の安定と胚移植デバイス2から子宮内膜に加えられる力の低減を実現するために好ましい。

第2実施形態でも、近位端部10'からX軸に沿って延び管Pに挿入可能な細いゴム製の棒で胚格納部である近位端部10'を支持する場合と比較し、近位端部10'のY方向の位置が安定し易いという効果が得られる。

[0085] なお、胚移植デバイス1, 2が3つ以上の展開フレーム部を有する場合もあり得る。例えば、図2の実施形態において、Y方向の一方の展開フレーム部30がZ方向に重なって配置された2つの展開フレーム部から成り、Y方向の他方の展開フレーム部30がZ方向に重なって配置された2つの展開フレーム部から成っていてもよい。この場合、胚移植デバイス1は4つの展開フレーム部を有することになる。

[0086] また、胚移植デバイス1, 2の図2、図17等的一对の展開フレーム部30, 80の間に細いゴム製フレーム、糸、プラスチック製フレーム等の他の部材が配置され、当該部材の一端が近位端部10, 10'に繋がり、当該部材の他端が胚格納部20又は遠位端部12に繋がっていてもよい。このように、上記各実施形態で示されていない追加の部材、構造等が適宜加えられる場合もあり得る。

[0087] また、図17に示す胚移植デバイス2の遠位端部12を第1実施形態の胚格納部20とすることも可能である。この場合は胚移植デバイス2に2つの胚格納部が設けられることになる。または、胚移植デバイス2の各展開フレーム部80にそれぞれ1つの胚格納部を設けることも考えられる。この場合、胚移植デバイス2に複数の胚格納部が設けられることになる。図2等に示す胚移植デバイス1で同様の変形を行うことも考えられる。

[0088] また、胚移植デバイス 1, 2 において、図 14 のように、糸 11 の所定長さ範囲を覆う被覆部 11 a が設けられ、被覆部 11 a が胚移植デバイス 1 の近位端部 10 等と同じゴム材料によって形成されてもよい。前記所定長さ範囲は、糸 11 の長さの例えば 30% 以上であり、50% 以上であり、70% 以上である。また、被覆部 11 a の一端は、近位端部 10 の端や一部に繋がっている。

[0089] 一例では、被覆部 11 a は近位端部 10 の成形時に同時に型で成形される。例えば、型内に糸 11 が配置された状態で、型内にゴム材料が充填され、これにより、被覆部 11 a の一端が近位端部 10 に繋がる態様で糸 11 が被覆部 11 a によって被覆される。当該構成は、取出し時の子宮頸部 220、子宮腔 210、患者の身体、患者の心等へのダメージを低減することができるという効果の達成に有利である。また、当該構成は、糸 11 の繊維間の隙間を通して雑菌が体内に侵入する可能性の低減にも繋がり得る。当該可能性の低減のため、前記各実施形態で糸 11 としてモノフィラメントの糸を用いることも可能である。上記のように成形されるので、糸 11 の一部が被覆部 11 a の側面 11 b から露出する場合もあり得る。

[0090] 上記各実施形態において、各フレーム部 30, 50, 50', 50'', 60, 70, 80 の一端は近位端であり他端は遠位端であり、各フレーム部 30, 50, 50', 50'', 60, 70, 80 は胚格納部 20, 21 に接続されている。また、前記フレーム部 30, 50, 50', 50'', 60, 70, 80 は、管 P 内に配置される時は管 P の内部（中空部）の形状に沿った収納状態となる。また、前記フレーム部 30, 50, 50', 50'', 60, 70, 80 は、管 P から出されて子宮腔 210 内に配置されると、主に Y 軸に沿った方向に展開する。また、胚格納部 20, 21 は Z 軸に沿った方向に開口している。

上記各実施形態によって、胚格納部 20, 21 から X 軸に沿って延び管 P に挿入可能な細いゴム製の棒で胚格納部 20, 21 を支持する場合と比較し、胚格納部 20, 21 の Y 方向の位置が安定し易いという効果が得られ、胚

が子宮腔 210 の子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態が維持され易い。

[0091] 図 18 および図 19 に示すように、フレーム部 90 の近位端 90A が第 1 実施形態と同様の近位端部 10 に接続され、フレーム部 90 の遠位端 90B が第 1 実施形態と同様の胚格納部 20 に接続された胚移植デバイス 4 も製造可能である。

第 1 実施形態と同様に、近位端部 10 が胚移植デバイス 4 の近位端 1A を構成し、胚格納部 20 が胚移植デバイス 4 の遠位端 1B を構成している。

[0092] 無負荷状態における胚移植デバイス 4 の形状が以下説明される。胚移植デバイス 4 の X 軸はフレーム部 90 の近位端 90A と遠位端 90B を通る。また、フレーム部 90 は、近位端 90A から遠位端 90B に向かって X 軸から離れる方向に湾曲している第 1 屈曲部 91 と、第 1 屈曲部 91 よりも遠位端 90B の側に配置され、近位端 90A から遠位端 90B に向かって前記 X 軸に近づく方向に屈曲している第 2 屈曲部 92 とを有する。

[0093] また、フレーム部 90 は、第 2 屈曲部 92 よりも遠位端 90B の側に配置され、遠位端 90B から近位端 90A に向かって X 軸から離れる方向に屈曲している第 3 屈曲部 93 を有する。また、フレーム部 90 は、第 2 屈曲部 92 よりも遠位端 90B の側に配置されると共に第 3 屈曲部 93 よりも近位端 90A の側に配置され、近位端 90A から遠位端 90B に向かって X 軸に近づく方向に屈曲している第 4 屈曲部 94 を有する。

図 19 では、第 2 屈曲部 92 と第 4 屈曲部 94 とが接続部 95 によって接続されているが、他の形状のフレーム部 90 の採用され得る。一例では、フレーム部 90 は、第 1 および第 2 実施形態と同様の材料から成り、型を用いて近位端部 10 および胚格納部 20 と一体に成形される。

[0094] フレーム部 90 は、図 23 のように管 P 内に配置されると、管 P の内部（中空部）の形状に沿った収納状態となり、この時に各屈曲部 91, 92, 93, 94 の曲率が緩くなる又は各屈曲部 91, 92, 93, 94 がほぼ直線状に伸ばされた状態となる。

そして、フレーム部90は、管Pから出されて子宮腔210内に配置されると、第1および第2実施形態と同様に、主にY軸に沿った方向に展開する。

[0095] これにより、胚格納部20からX軸に沿って延び管Pに挿入可能な細いゴム製の棒で胚格納部20を支持する場合と比較し、胚格納部20のY方向の位置が安定し易いという効果が得られる。また、胚が子宮腔210の子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態が維持され易い。

[0096] また、図20～22に示すように、フレーム部96の近位端96Aが第1実施形態と同様の近位端部10に接続され、フレーム部96の遠位端96Bが第1実施形態と同様の胚格納部20に接続された胚移植デバイス5も製造可能である。

第1実施形態と同様に、近位端部10が胚移植デバイス5の近位端1Aを構成し、胚格納部20が胚移植デバイス5の遠位端1Bを構成している。

[0097] 無負荷状態における胚移植デバイス5の形状が以下説明される。胚移植デバイス5のX軸はフレーム部96の近位端96Aと遠位端96Bを通る。一例では、フレーム部96は近位端96Aと遠位端96BまでX軸に沿って長い円柱形状、角柱形状等を有する。

[0098] フレーム部96の長手方向の一部には凹部96Cが設けられ、凹部96C内に展開部97が配置されている。一例では、フレーム部96および展開部97は、第1および第2実施形態と同様の材料から成り、型を用いて一体に成形される。展開部97の一端はフレーム部96又は胚格納部20に固定され、展開部97の他端は無負荷状態でX軸から離れるようにY方向に展開する(図22)。

[0099] フレーム部96および展開部97は、管P内に配置されると、管Pの内部(中空部)の形状に沿った収納状態となり、この時にフレーム部96と展開部97とは図21に示すように互いに近付いた状態となる。

そして、展開部97は、管Pから出されて子宮腔210内に配置されると、第1および第2実施形態と同様に主にY軸に沿った方向に展開する。

[0100] これにより、胚格納部 20 から X 軸に沿って延び管 P に挿入可能な細いゴム製の棒で胚格納部 20 を支持する場合と比較し、胚格納部 20 の Y 方向の位置が安定し易いという効果が得られる。また、胚が子宮腔 210 の子宮内膜に接触できる状態又は接触する状態が維持され易い。

なお、フレーム部 96 および展開部 97 の形状や構造を変更することは可能である。例えば、条件に応じて、展開部 97 の他端がフレーム部 96 に固定され、展開部 97 の他の部分が Y 方向に展開する構成が採用される場合もあり得る。

[0101] 本開示の実施形態について詳述したが、本開示は上述した個々の実施形態に限定されるものではない。これらの実施形態は、発明の要旨を逸脱しない範囲で、または、特許請求の範囲に記載された内容とその均等物から導き出される本発明の思想および趣旨を逸脱しない範囲で、種々の追加、置き換え、変更、部分的削除等が可能である。例えば、上述した実施形態において、各動作の順序の変更、各処理の順序の変更、条件に応じた一部の動作の省略又は追加、条件に応じた一部の処理の省略又は追加は、上記の例に拘泥されることなく可能である。また、上記実施形態の説明に数値又は数式が用いられている場合も同様である。

符号の説明

- [0102] 1、2、4、5 胚移植デバイス
1A、2A、90A、96A 近位端
1B、2B、90B、96B 遠位端
10、10' 近位端部
11 糸
15、15' 遠位方向傾斜部
16 近位方向傾斜部
17、17' Z 方向傾斜部
18 幅方向外側部
20 胚格納部

30、50、50' 50' '、60、70、80 展開フレーム部

31 第1屈曲部

32 第2屈曲部

33 第3屈曲部

34 第4屈曲部

41 第1接続部

42、42' 第2接続部

43 第3接続部

61 第1屈曲部

62 第2屈曲部

63 第3屈曲部

90、96 フレーム部

97 展開部

請求の範囲

- [請求項1] 近位端と遠位端とを有し、子宮頸部に挿入される管を用いて前記遠位端の側から子宮腔内に挿入される胚移植デバイスであって、
前記近位端の側を形成する近位端部と、
前記遠位端の側に設けられ胚を格納可能な胚格納部と、
前記近位端部と前記胚格納部とを接続する2以上の展開フレーム部と、を備え、
前記2以上の展開フレーム部は、前記管内に配置される時は弾性変形によって互いに近付いた状態となり、前記管から出されて前記子宮腔内に配置されると、前記弾性変形の復元力によって、前記近位端部と前記胚格納部とを通るX軸と直交するY軸に沿った方向に展開するように構成されている、胚移植デバイス。
- [請求項2] 前記胚格納部は、前記X軸および前記Y軸と直交するZ軸に沿った方向に開口している、請求項1に記載の胚移植デバイス。
- [請求項3] 各前記展開フレーム部はタイプAデュロメータで測定した場合に90ポイント以下となる硬度の材料から成る、請求項1又は2に記載の胚移植デバイス。
- [請求項4] 各前記展開フレーム部は、一端が前記近位端部に繋がっていると共に他端が前記胚格納部に繋がっており、
各前記展開フレーム部は、各前記展開フレーム部に負荷が加わっていない無負荷状態において、
前記一端から前記他端に向かって前記X軸から離れる方向に屈曲している第1屈曲部と、
前記第1屈曲部よりも前記他端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かって前記X軸に近づく方向に屈曲している第2屈曲部と、
前記第2屈曲部よりも前記他端の側に配置され、前記他端から前記一端に向かって前記X軸から離れる方向に屈曲している第3屈曲部

と、

を少なくとも有する、請求項 2 に記載の胚移植デバイス。

[請求項5] 各前記展開フレーム部は、前記第 2 屈曲部よりも前記他端の側に配置されると共に前記第 3 屈曲部よりも前記一端の側に配置され、前記一端から前記他端に向かって前記 X 軸に近付く方向に屈曲している第 4 屈曲部を有する、請求項 4 に記載の胚移植デバイス。

[請求項6] 各前記展開フレーム部は、一端が前記近位端部に繋がっていると共に他端が前記胚格納部に繋がっており、

各前記展開フレーム部は、各前記展開フレーム部に負荷が加わっていない無負荷状態において、

前記 X 軸から離れる方向に凸形状となるように湾曲している第 1 凸湾曲部と、

前記第 1 凸湾曲部よりも前記他端の側に配置され、前記 X 軸から離れる方向に凸形状となるように湾曲している第 2 凸湾曲部と、

を少なくとも有する、請求項 2 に記載の胚移植デバイス。

[請求項7] 前記無負荷状態において、各前記展開フレーム部における前記第 3 屈曲部から前記一端の側に延びる部分の延在方向と前記 X 軸とがなす角度のうち前記遠位端の側の角度が 90° 未満である、請求項 4 又は 5 に記載の胚移植デバイス。

[請求項8] 前記無負荷状態において、各前記展開フレーム部は前記第 3 屈曲部から前記一端の側に延びる部分に前記遠位端の側に傾斜している遠位方向傾斜部を有する、請求項 4 又は 5 に記載の胚移植デバイス。

[請求項9] 各前記展開フレーム部における前記他端から前記第 2 屈曲部までの範囲に、前記無負荷状態において、前記 Z 軸に沿った方向に傾斜している Z 方向傾斜部が設けられている、請求項 4 又は 5 に記載の胚移植デバイス。

[請求項10] 前記近位端部又は前記 2 以上の展開フレーム部に、当該胚移植デバイスが前記子宮腔から排出されることを防止するための排出防止部が

設けられている、請求項 1、2、4、又は 5 の何れかに記載の胚移植デバイス。

[請求項11] 近位端と遠位端とを有し、子宮頸部に挿入される管を用いて前記遠位端の側から子宮腔内に挿入される胚移植デバイスであって、

胚を格納可能な胚格納部と、

2以上の展開フレーム部と、を備え、

前記2以上の展開フレーム部は、前記管内に配置される時は弾性変形によって互いに近付いた状態となり、前記管から出されて前記子宮腔内に配置されると、前記弾性変形の復元力によって、前記近位端と前記遠位端とを通るX軸と直交するY軸に沿った方向に展開し、

前記胚格納部は、前記X軸および前記Y軸と直交するZ軸に沿った方向に開口している、胚移植デバイス。

[請求項12] 前記2以上の展開フレーム部は、前記展開によって前記胚格納部を前記子宮腔の幅方向の中央側に位置決めする、請求項11に記載の胚移植デバイス。

[請求項13] 前記2以上の展開フレーム部のうち少なくとも2つは、

胚移植デバイスの前記Y軸に沿った方向の両外側の部分を構成している幅方向外側部と、

前記幅方向外側部と前記胚格納部との間を構成すると共に前記幅方向外側部に対し前記胚格納部を支持する支持部と、

を有する、請求項1、2、11、又は12に記載の胚移植デバイス。

[請求項14] 前記支持部は主に前記Y軸に沿った方向に延びている、請求項13に記載の胚移植デバイス。

[請求項15] 子宮頸部に挿入される管を用いて子宮腔内に挿入される胚移植デバイスであって、

胚を格納可能な胚格納部と、

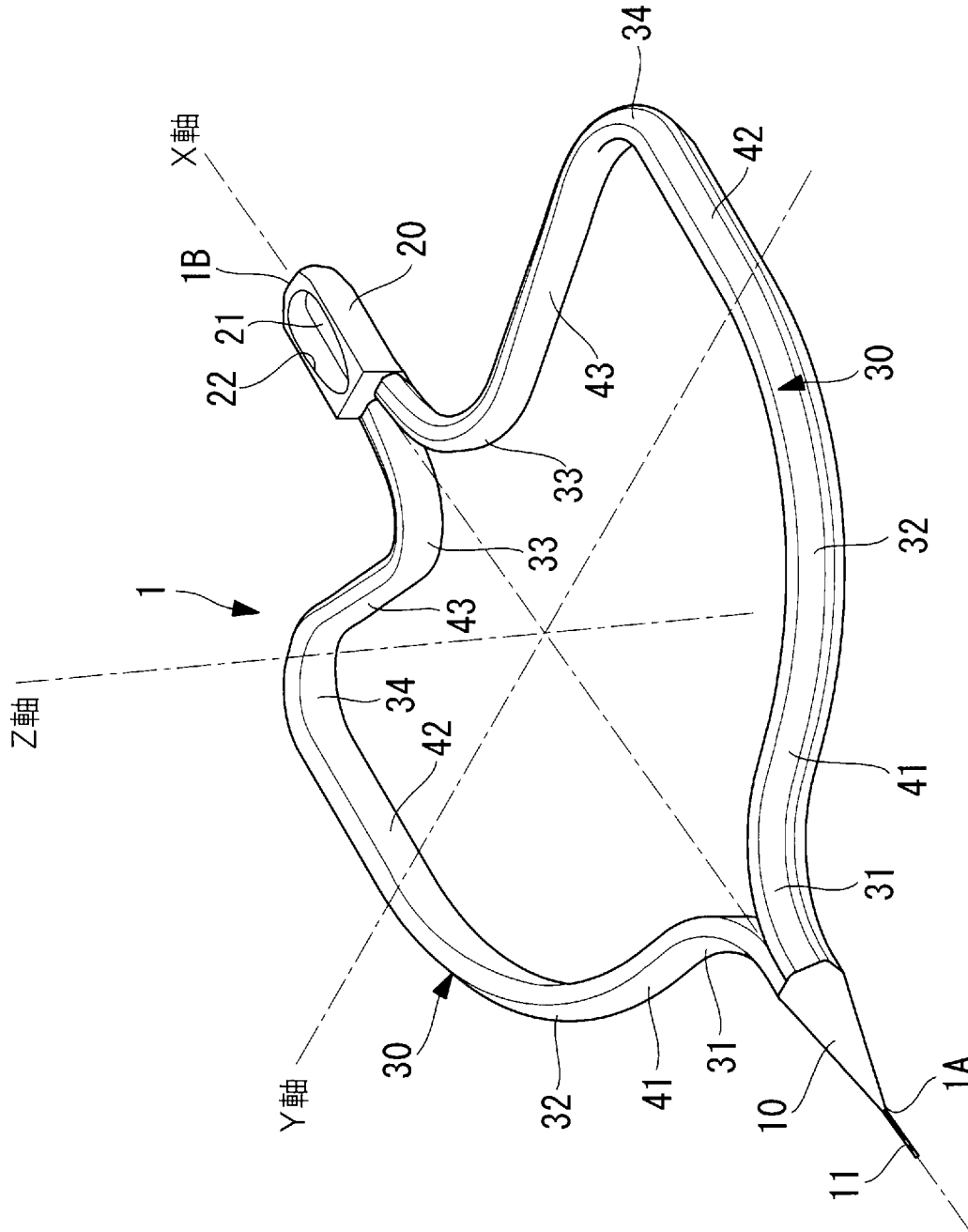
近位端と遠位端とを有し、前記胚格納部に接続されているフレーム

部と、を備え、

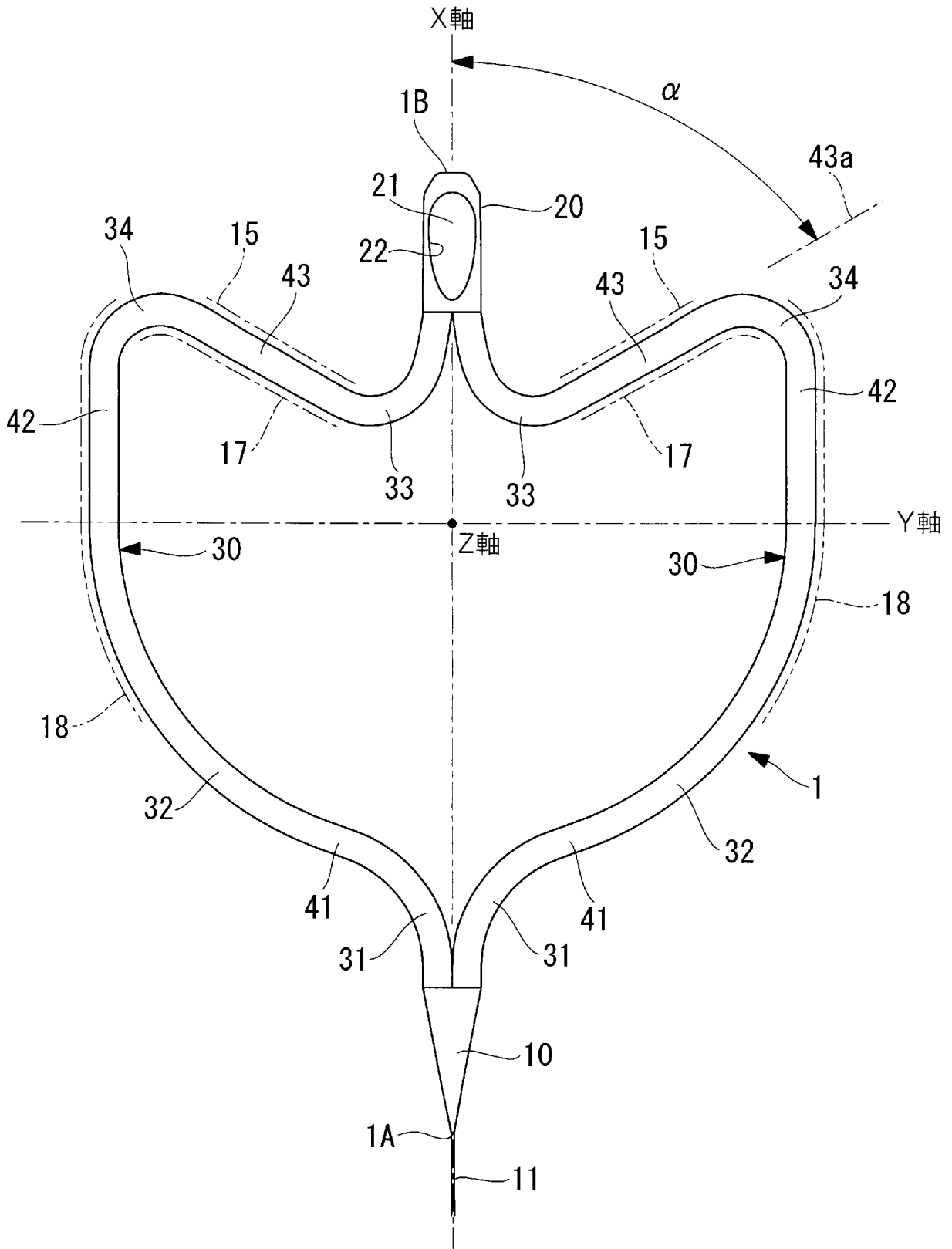
前記フレーム部に一端が固定された展開部又は前記フレーム部は、前記管内に配置される時は前記管の内部の形状に沿った収納状態となり、前記管から出されて前記子宮腔内に配置されると、主にY軸に沿った方向に展開し、前記Y軸に沿った方向は前記近位端と前記遠位端とを通るX軸と直交する方向であり、

前記胚格納部は、前記X軸および前記Y軸と直交するZ軸に沿った方向に開口している、胚移植デバイス。

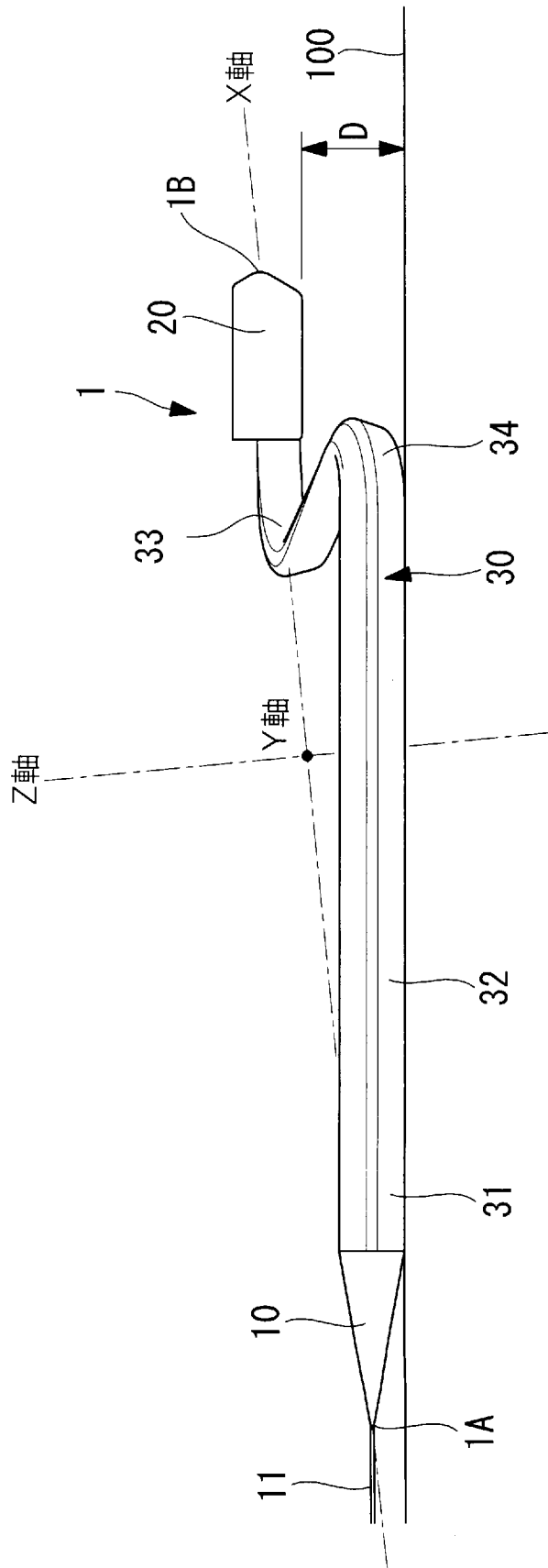
[図1]



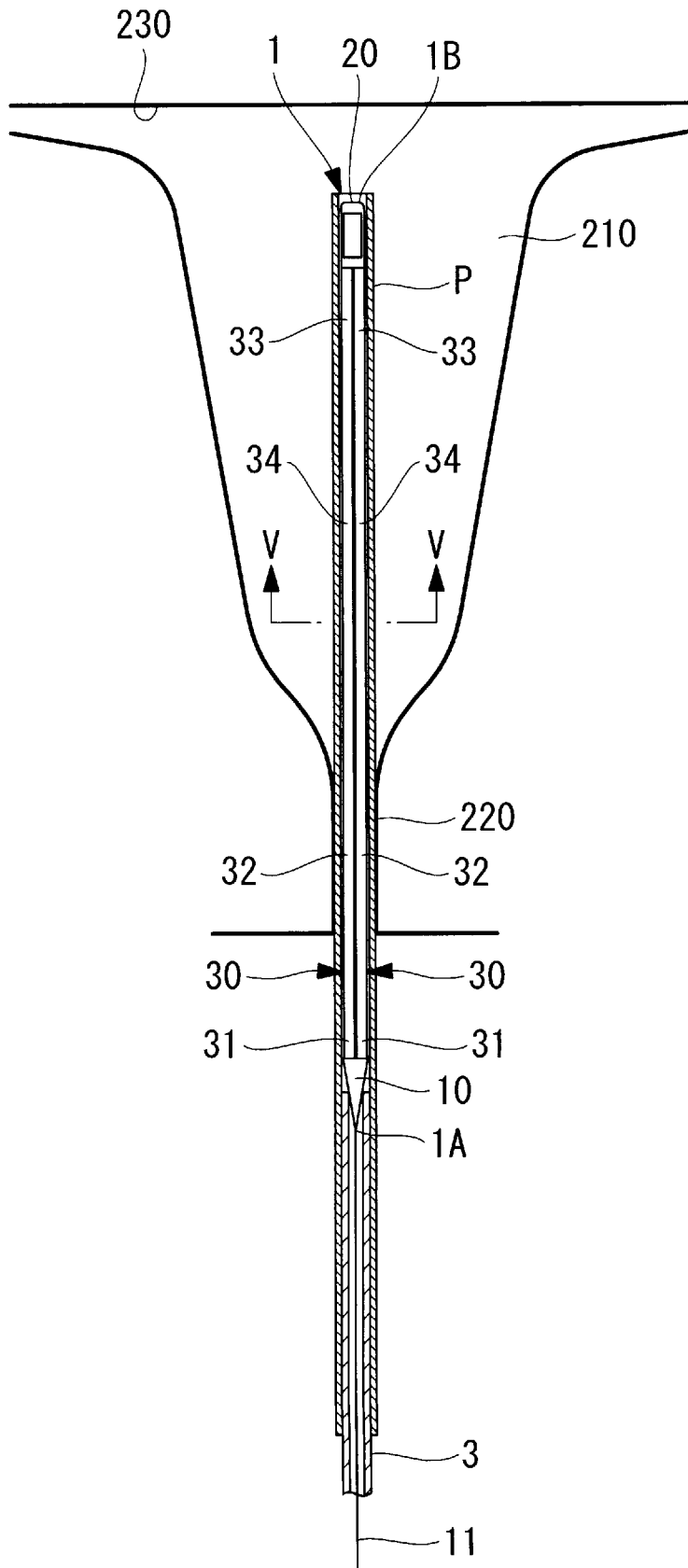
[図2]



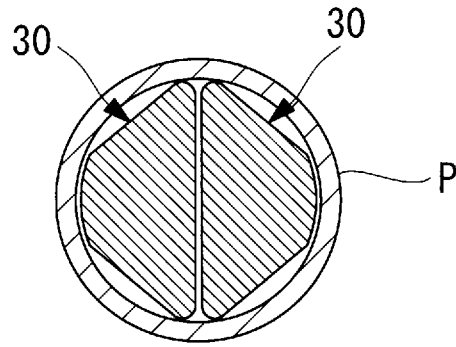
[図3]



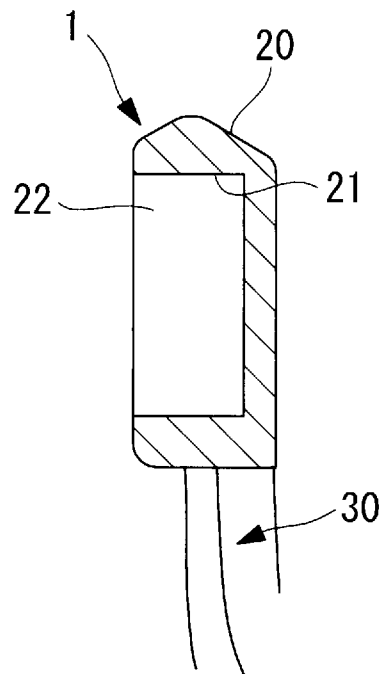
[図4]



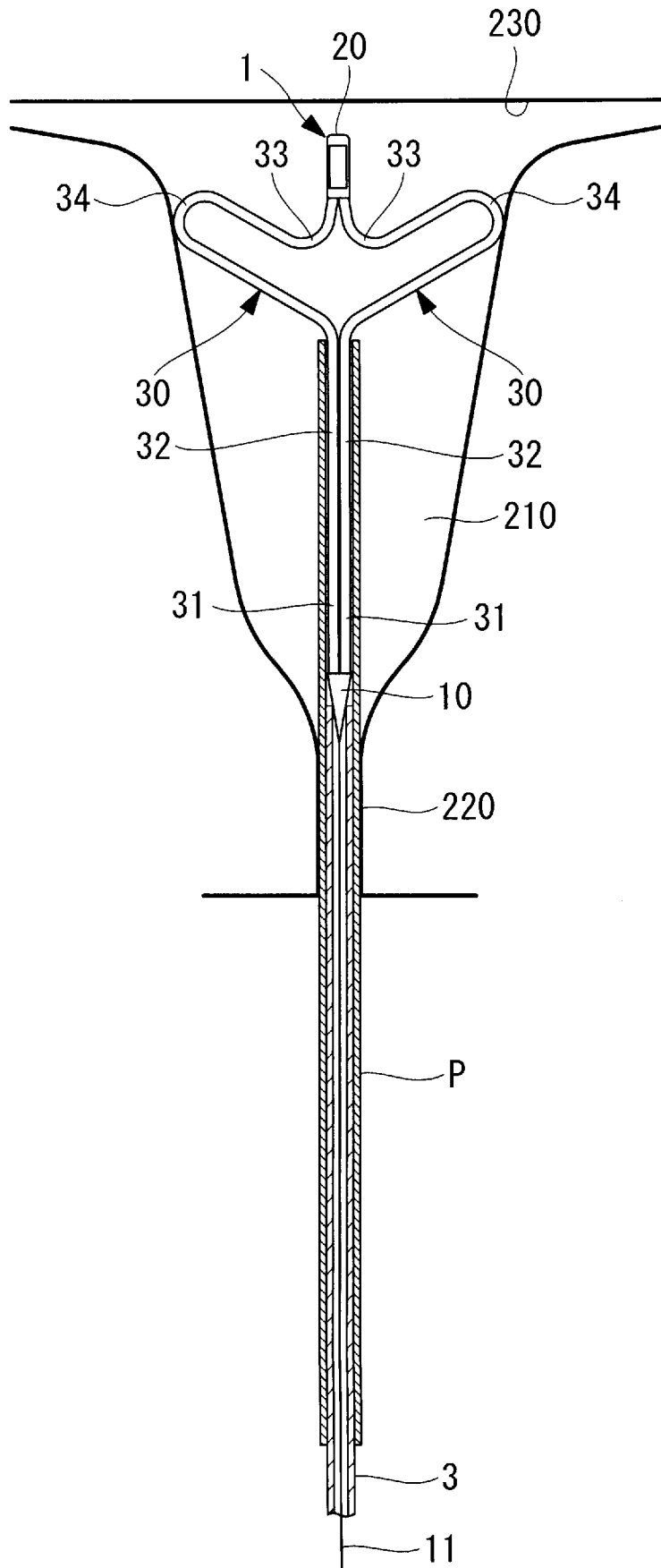
[図5]



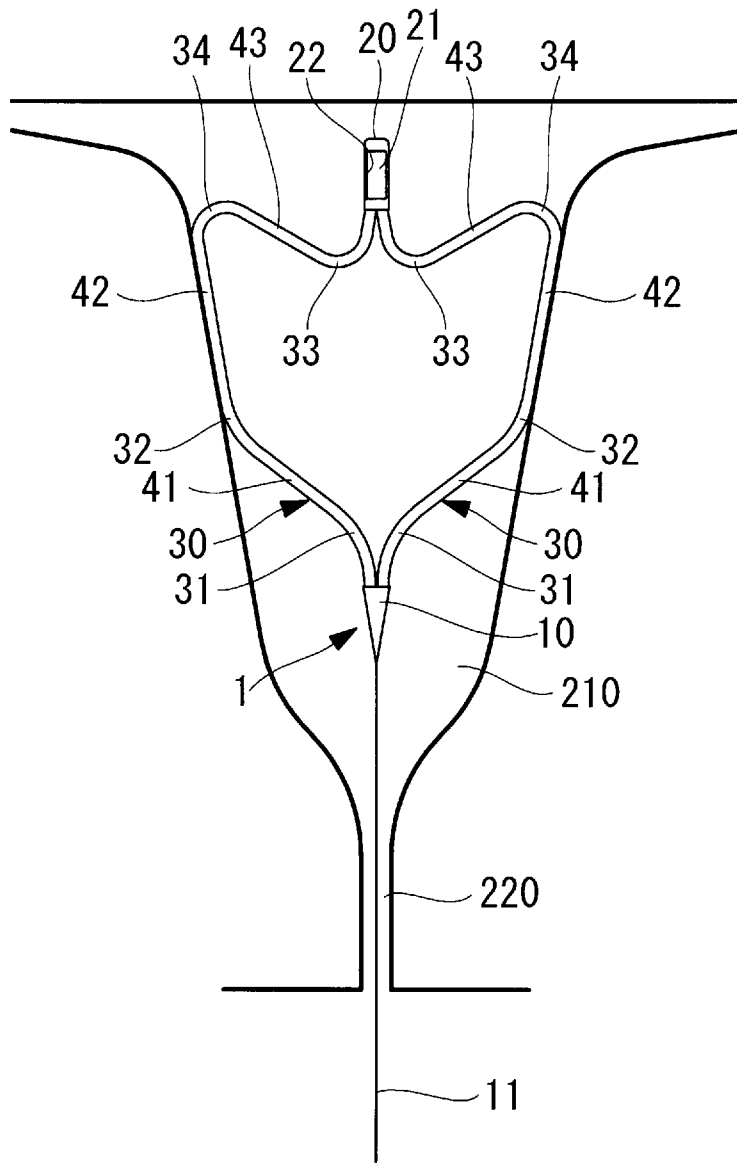
[図6]



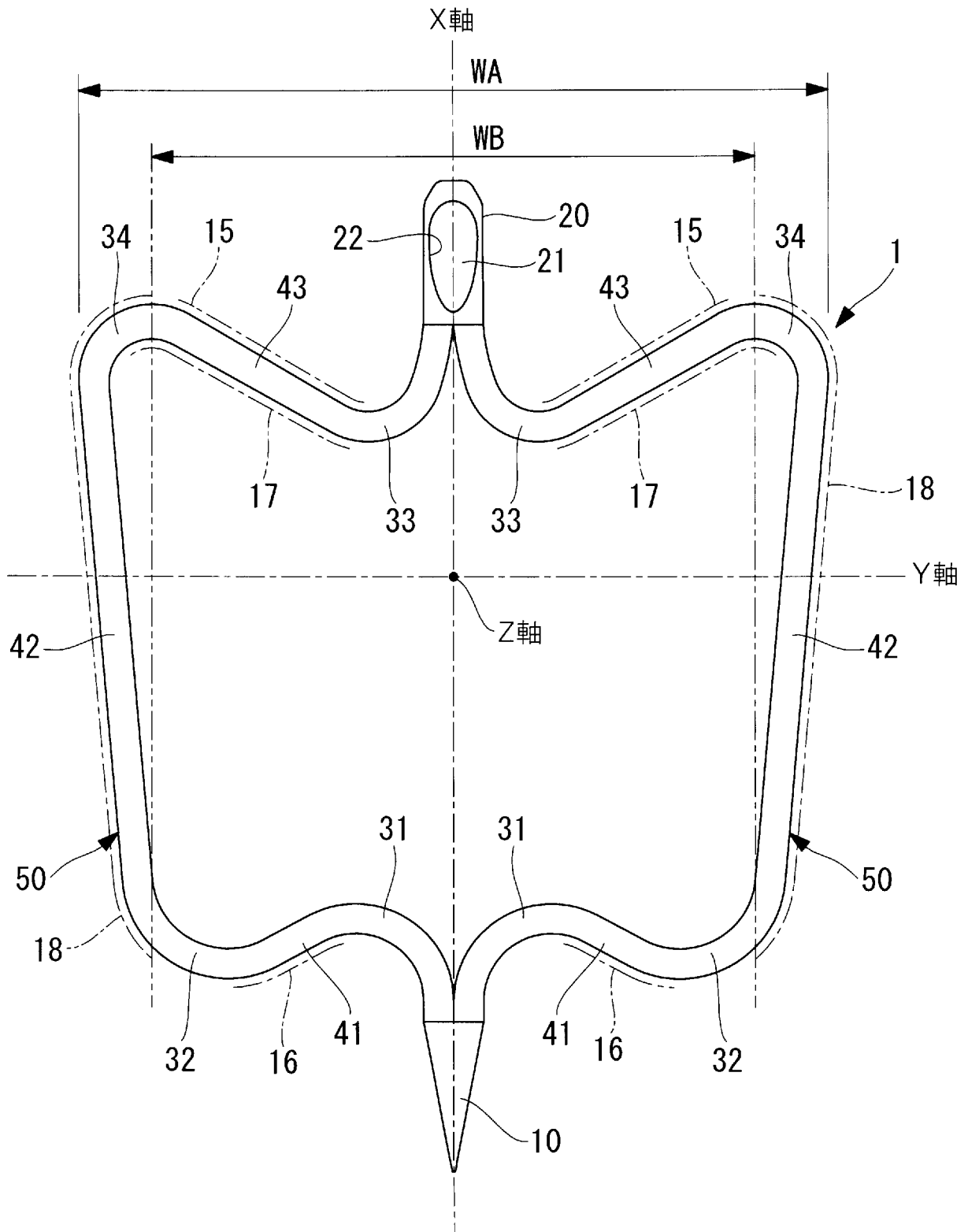
[図7]



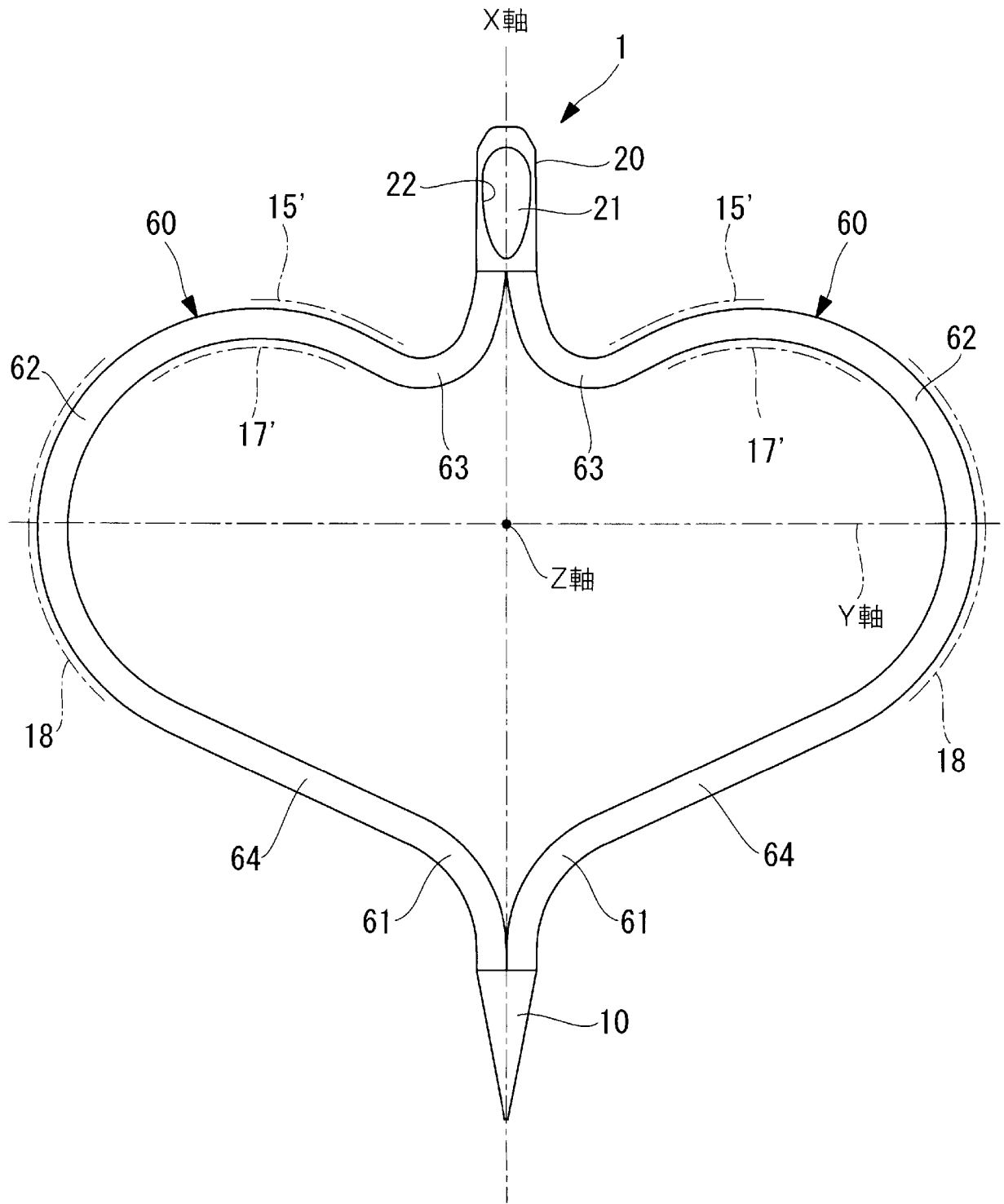
[図8]



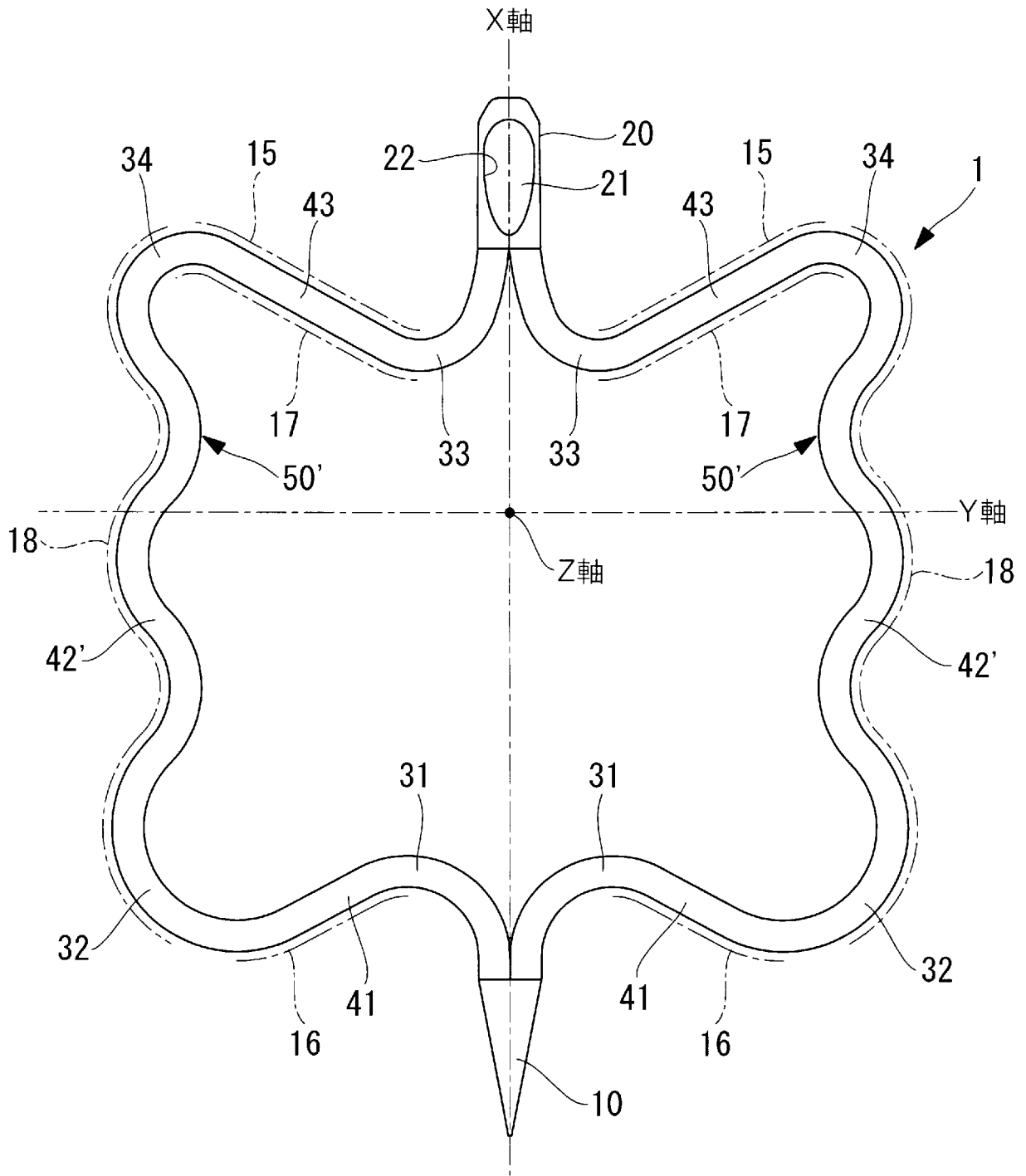
[図9]



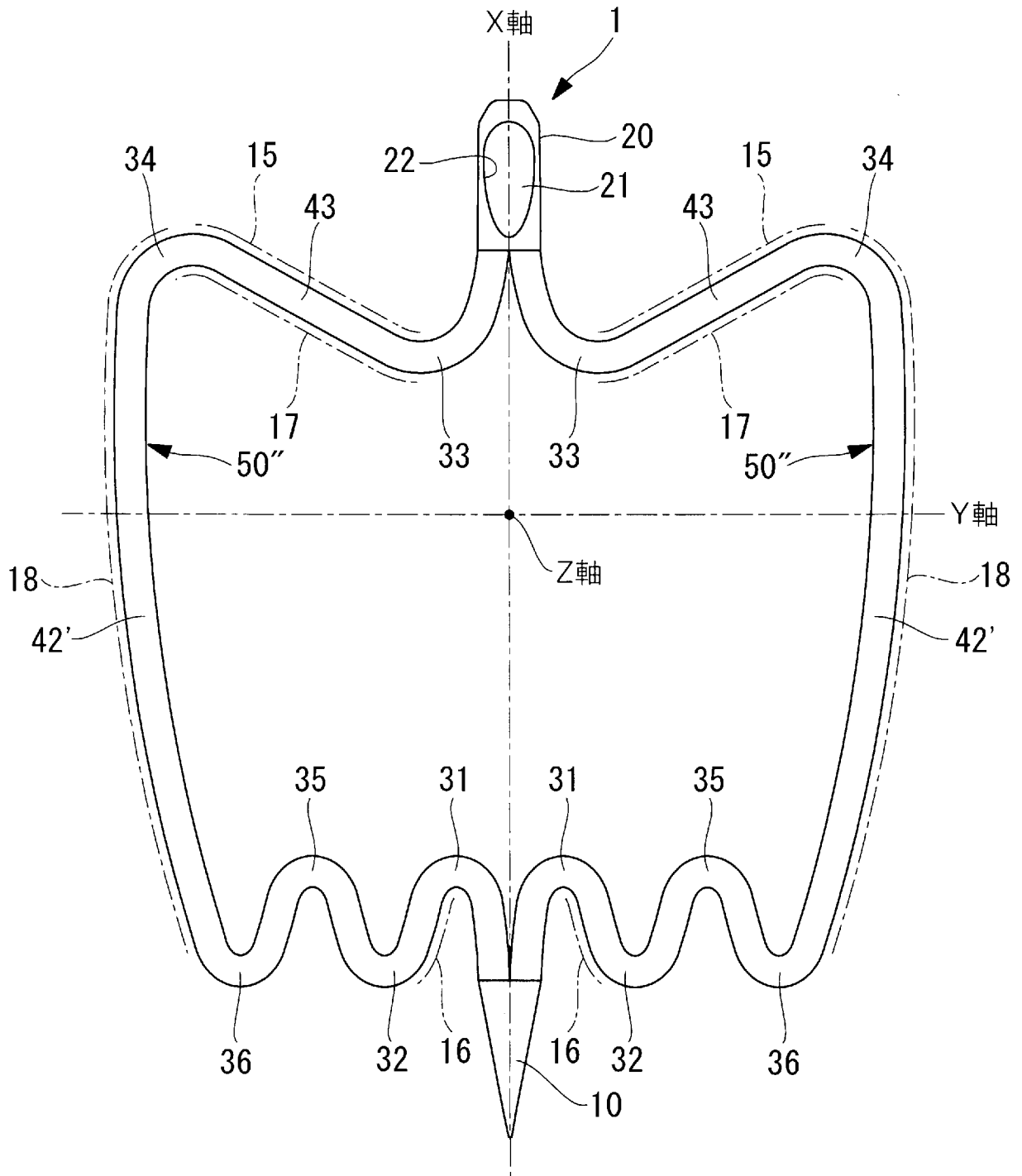
[図10]



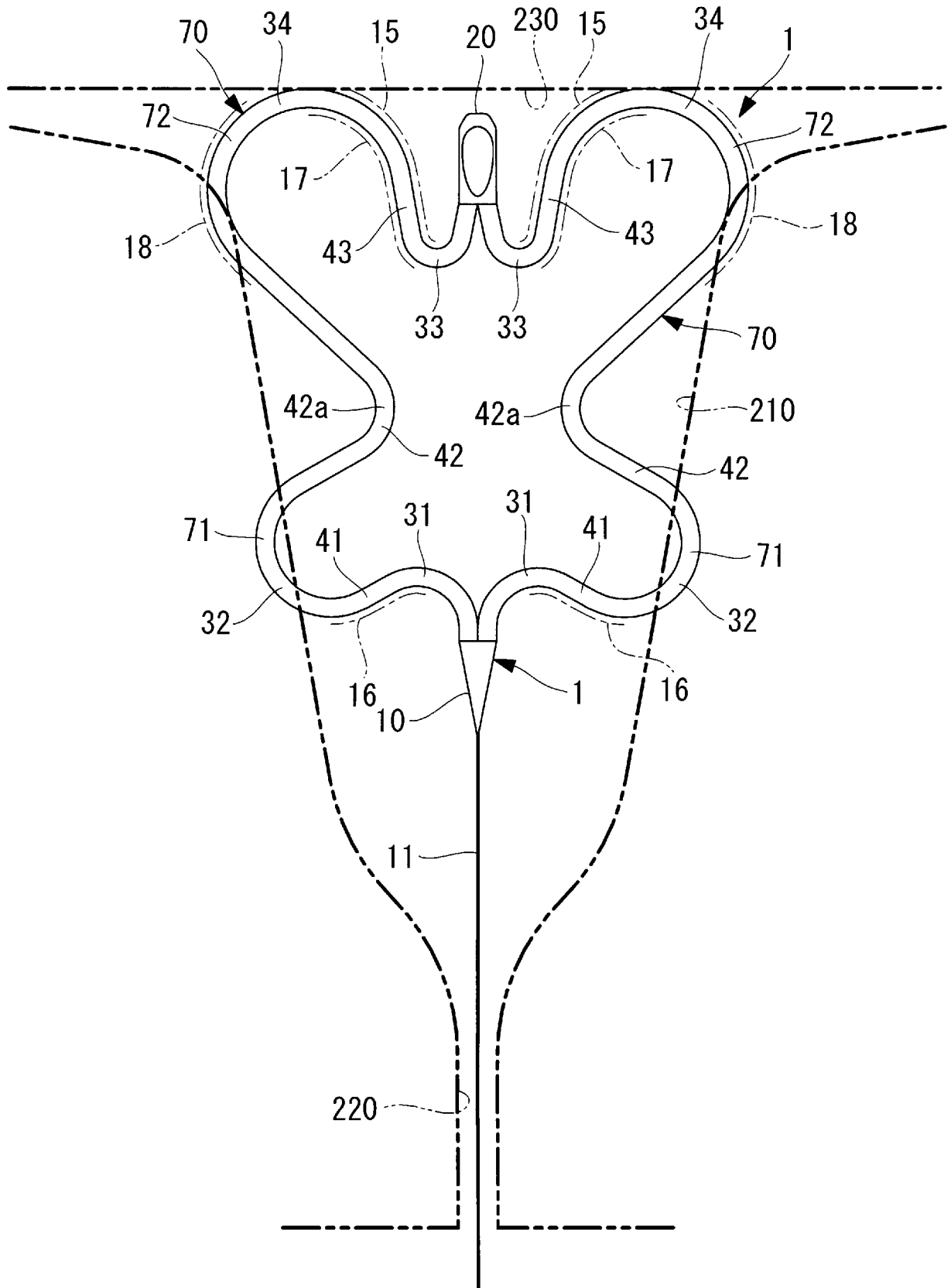
[図11]



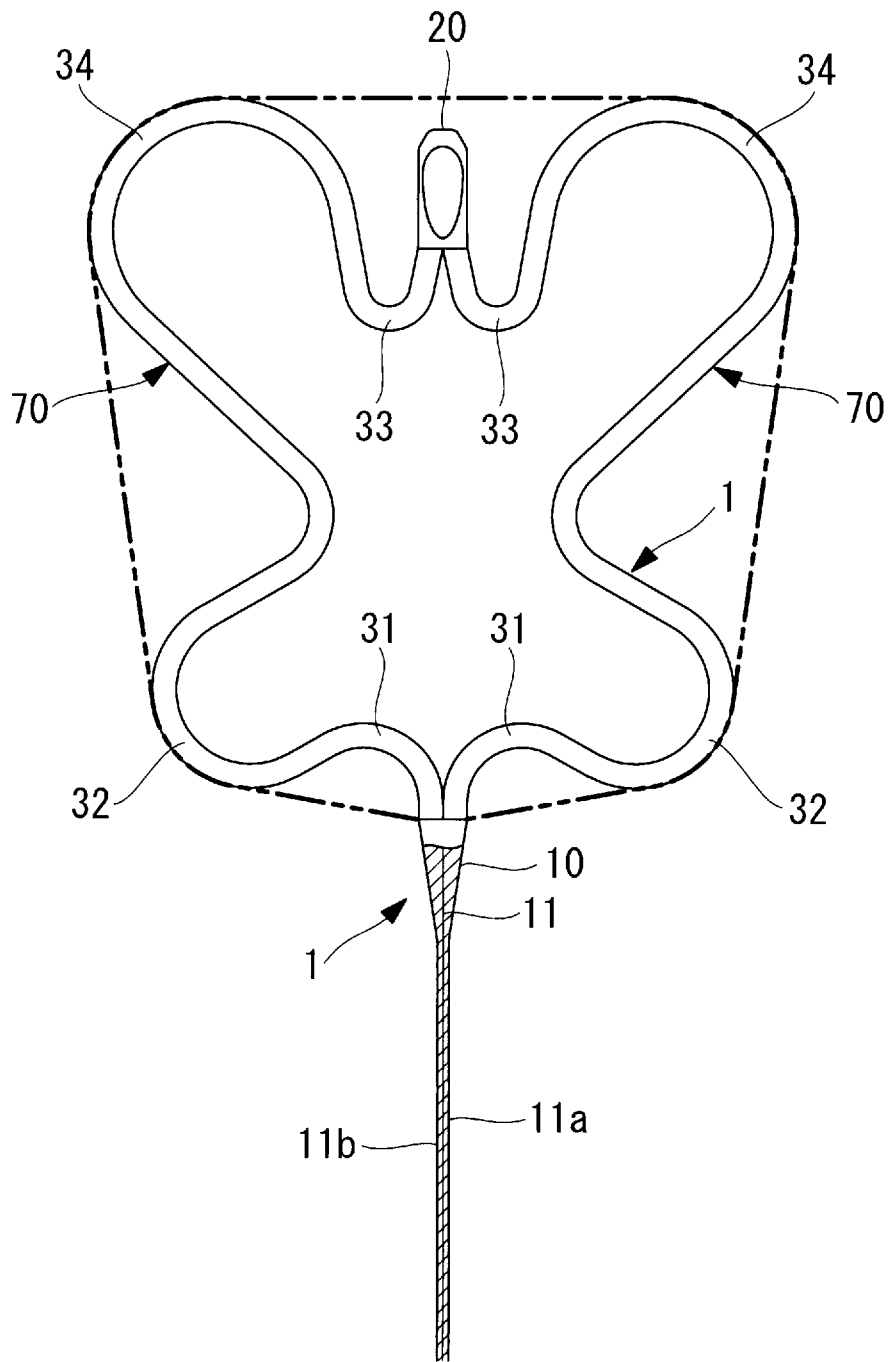
[図12]



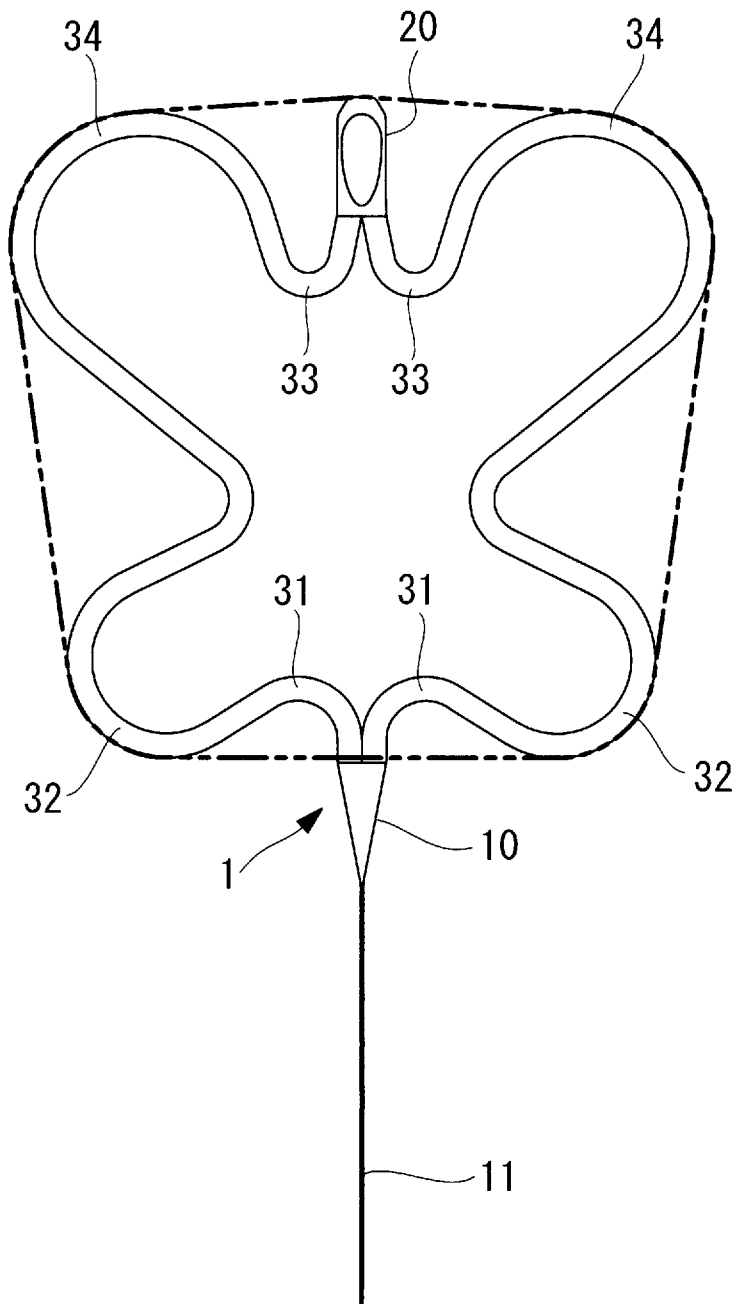
[図13]



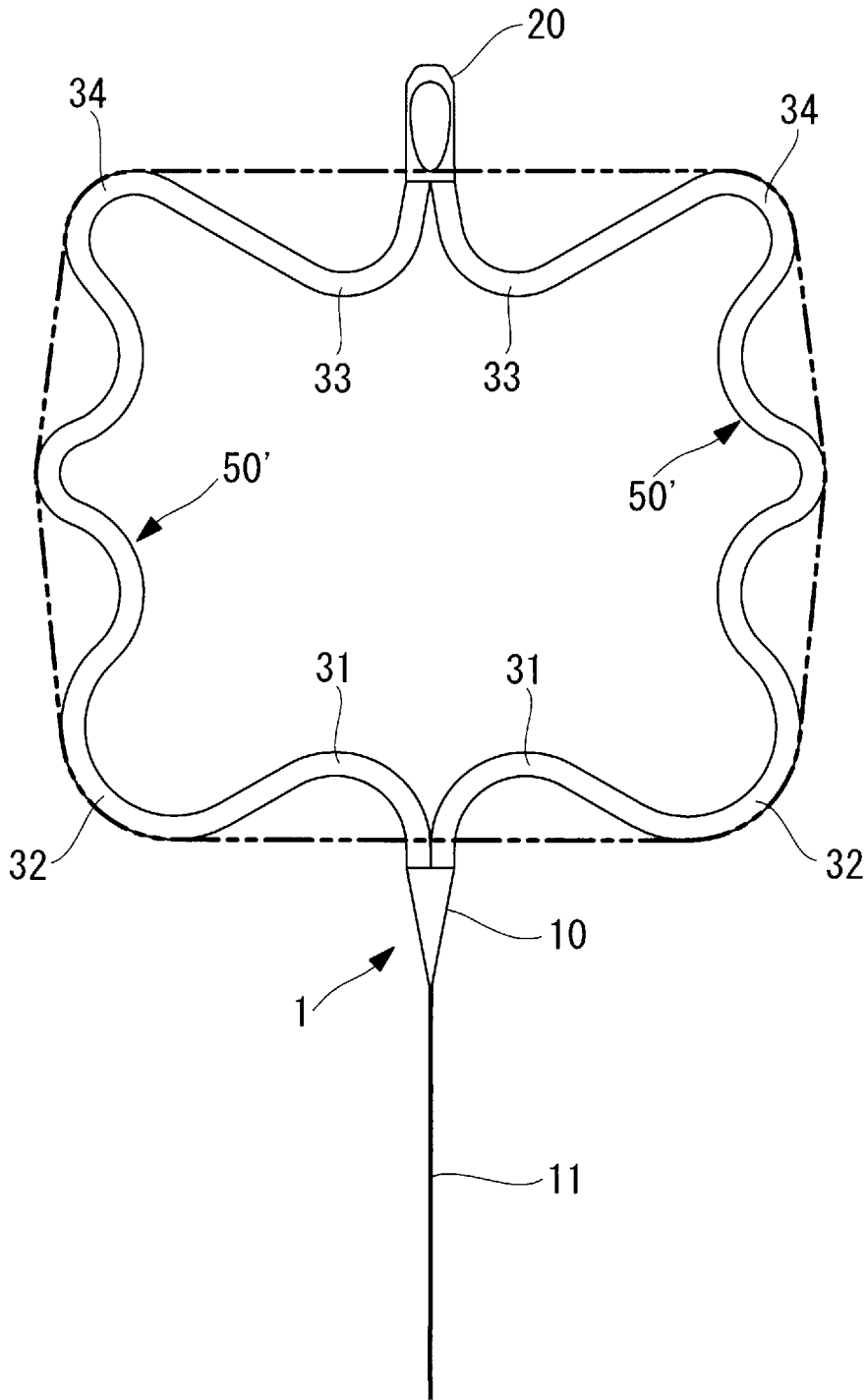
[図14]



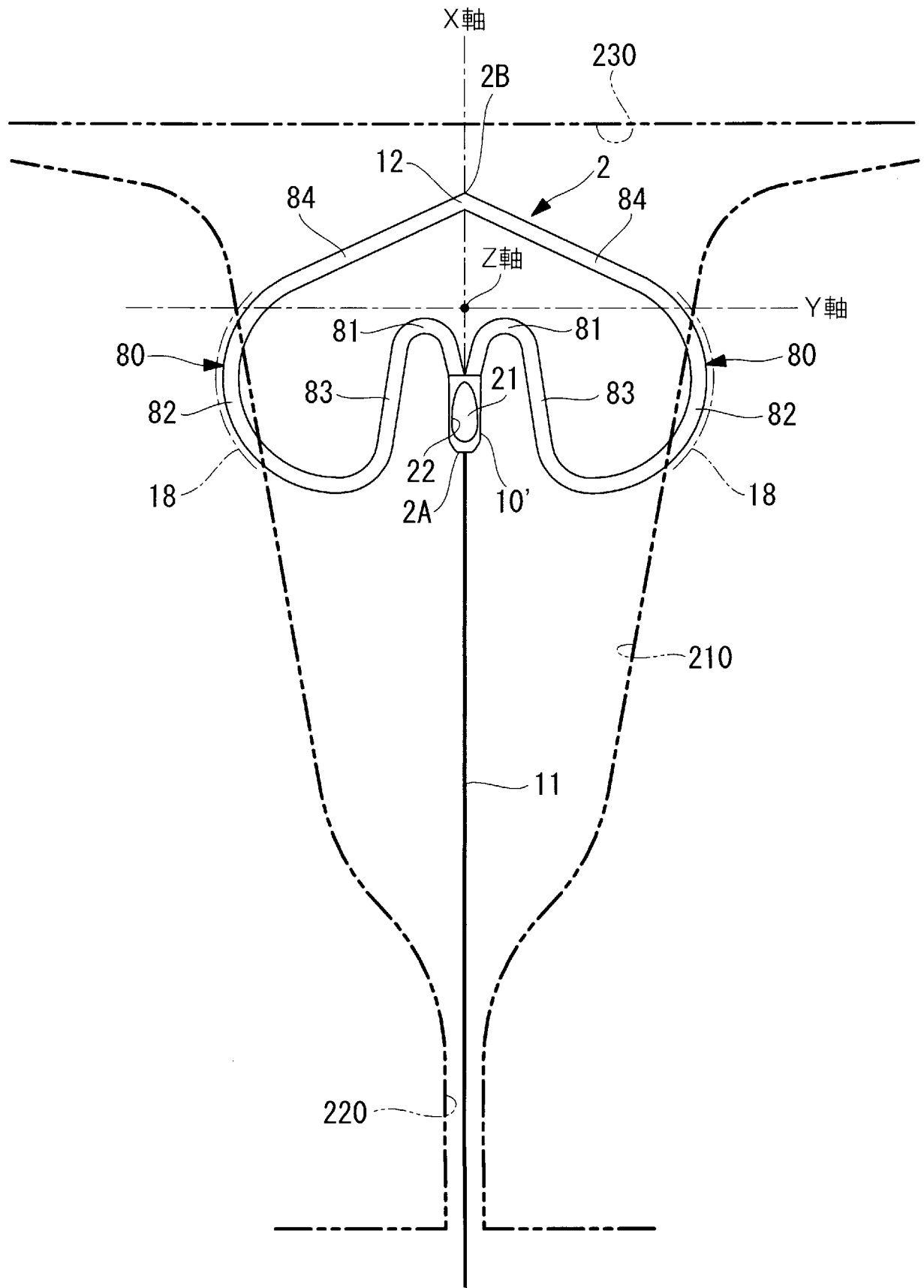
[図15]



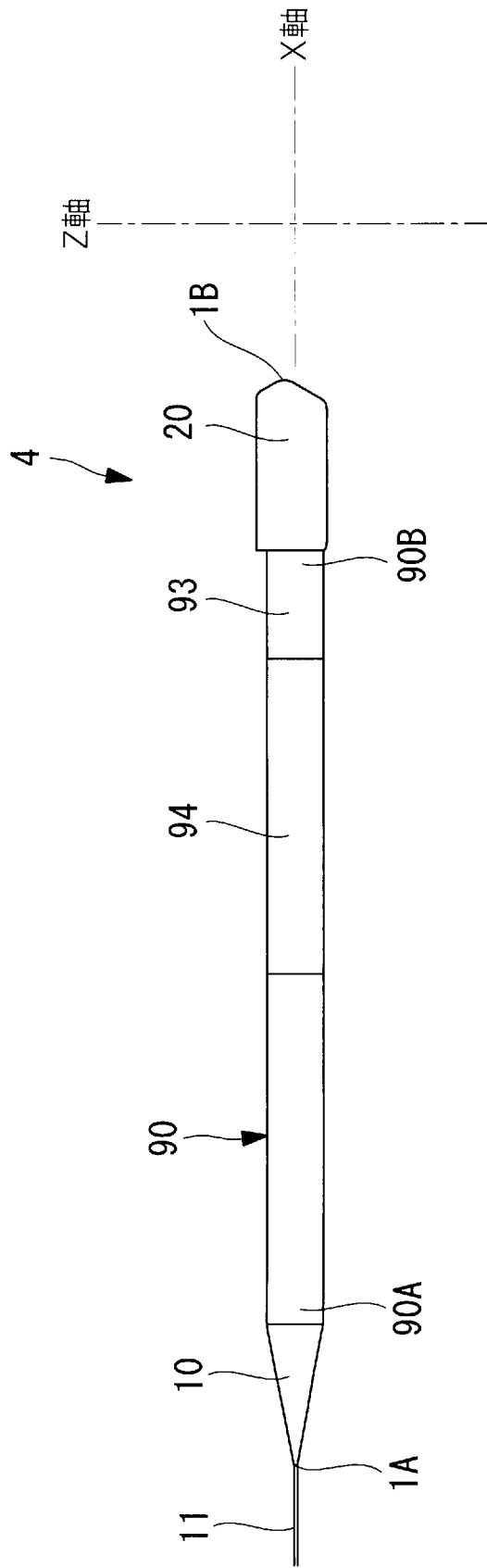
[図16]



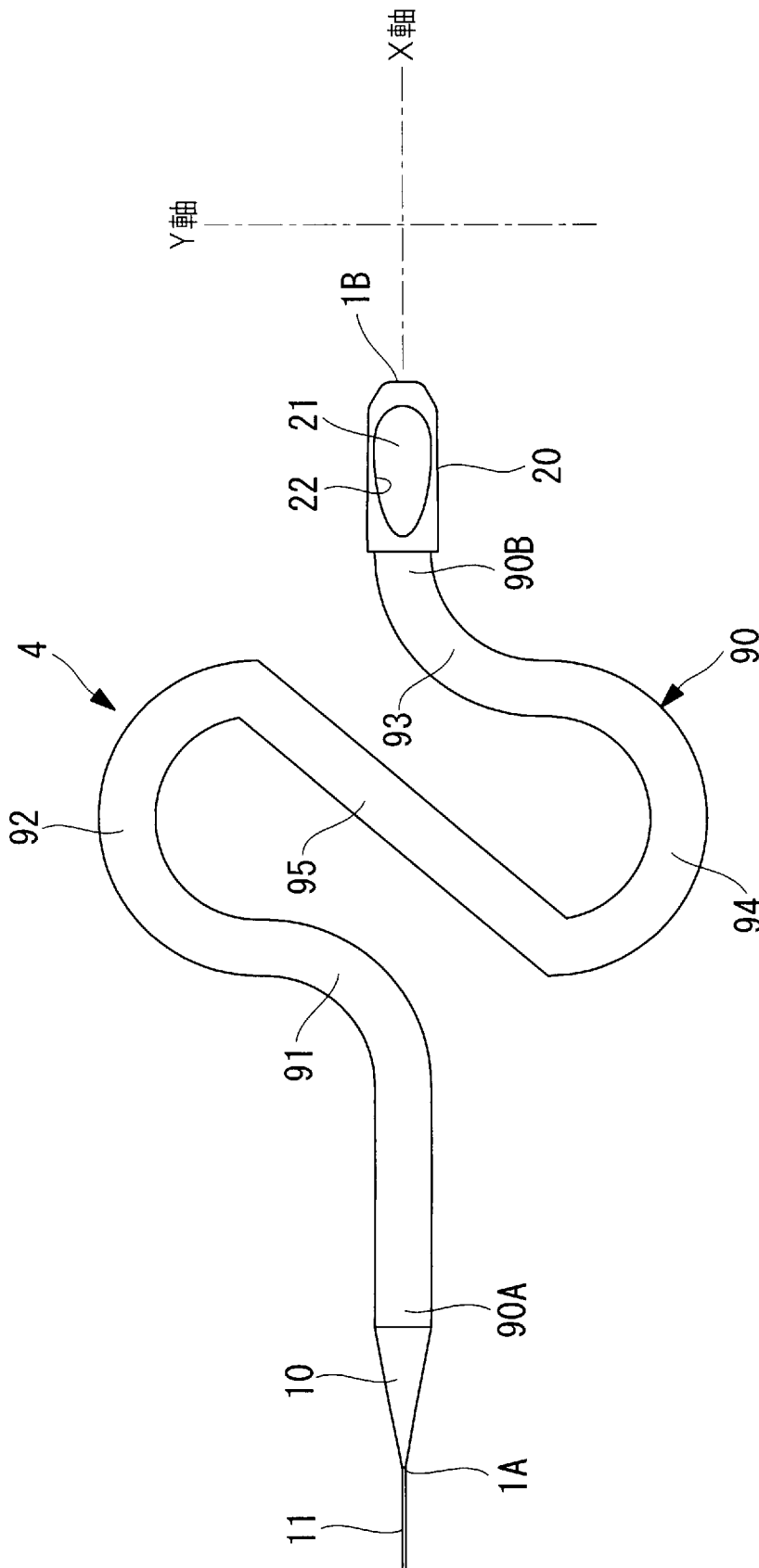
[図17]



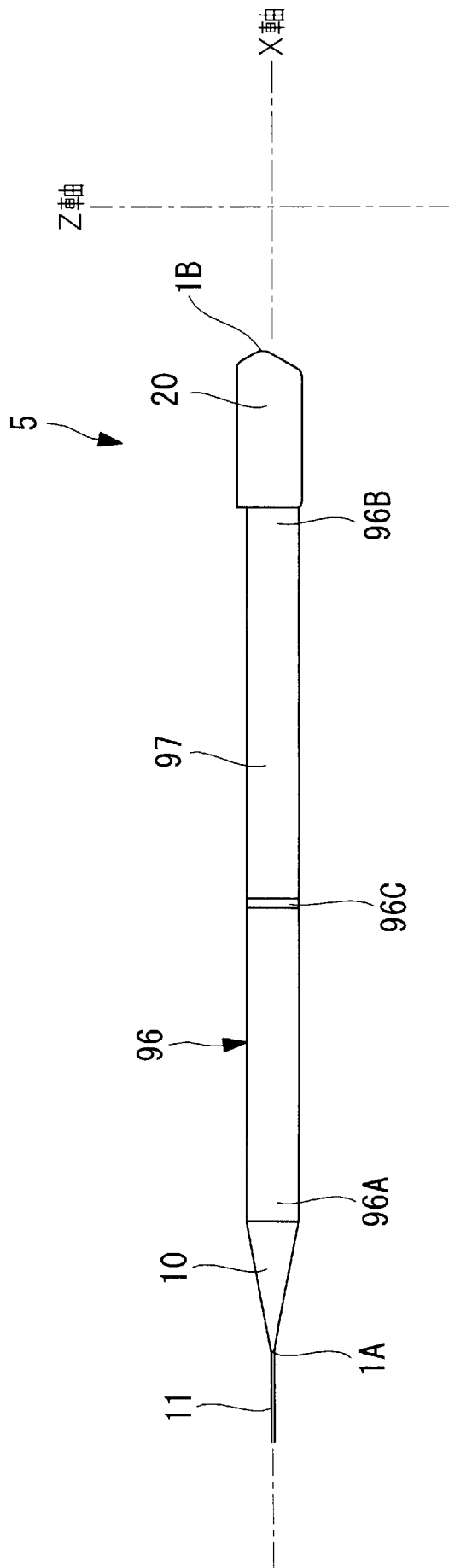
[図18]



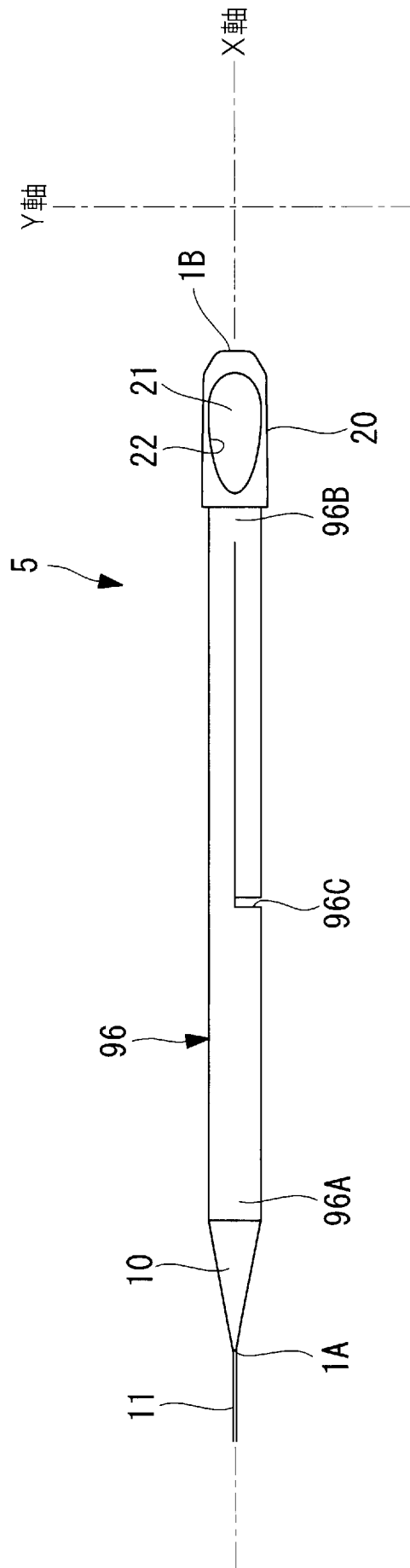
[図19]



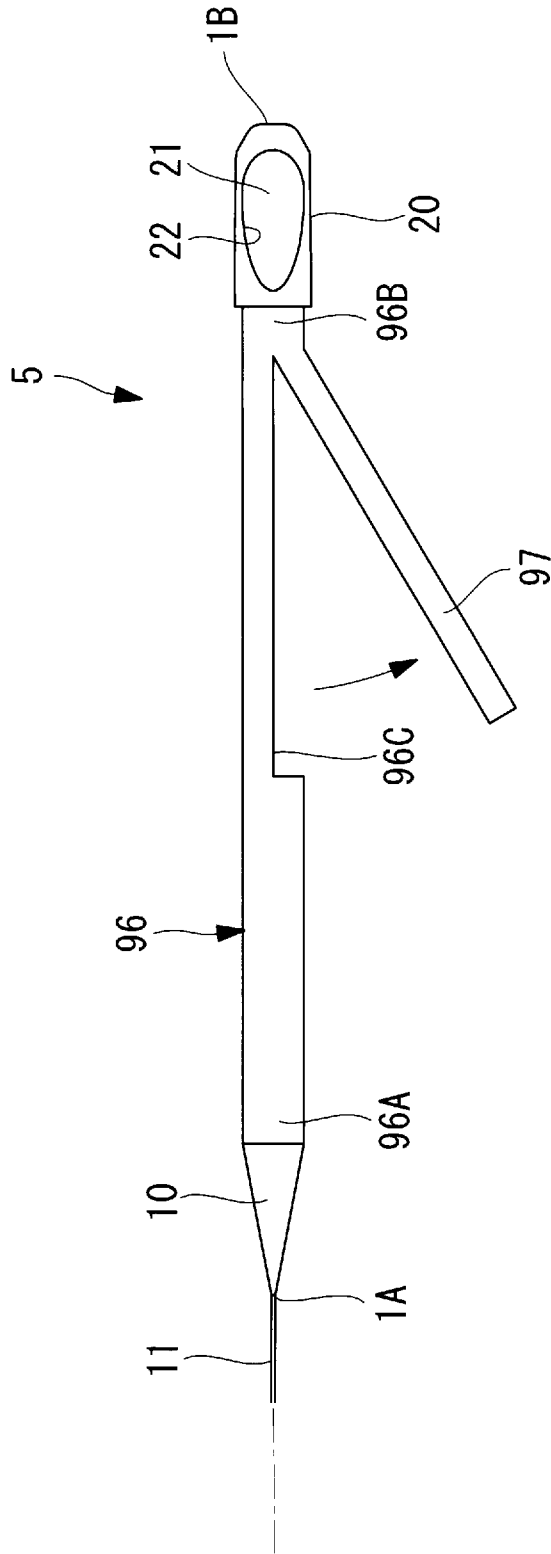
[図20]



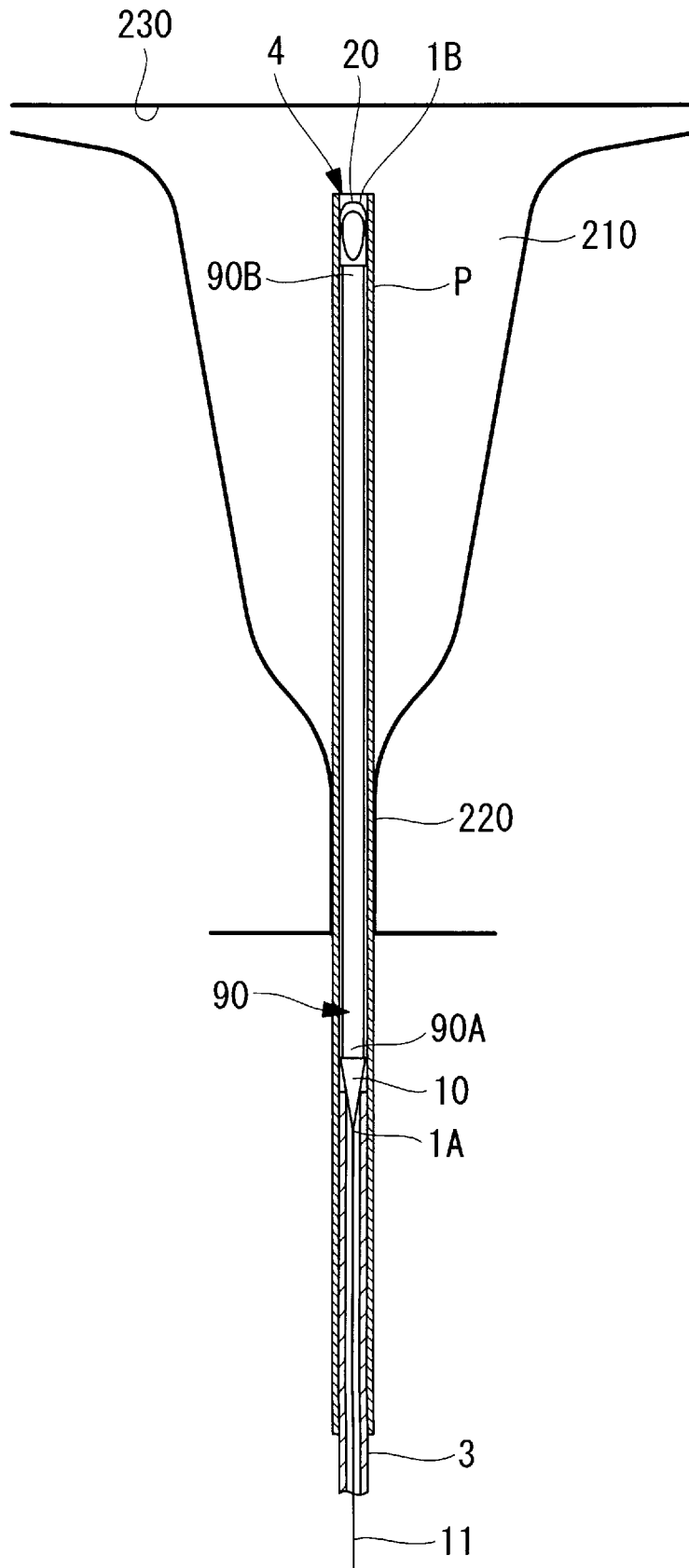
[図21]



[図22]



[図23]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/009757

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 17/435**(2006.01)i

FI: A61B17/435

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)

A61B17/425; A61D19/04; A61M29/00

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2024
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024

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.
A	US 2015/0342642 A1 (SILLENDER, Mark) 03 December 2015 (2015-12-03) entire text, all drawings	1-15
A	US 2020/0297384 A1 (CROSSBAY MEDICAL, INC.) 24 September 2020 (2020-09-24) entire text, all drawings	1-15
A	US 2013/0192606 A1 (CON TIP LTD.) 01 August 2013 (2013-08-01) entire text, all drawings	1-15
A	EP 3254607 A2 (GAVAGA, Quinn A.) 13 December 2017 (2017-12-13) entire text, all drawings	1-15
A	JP 2004-202237 A (ETHICON, INC.) 22 July 2004 (2004-07-22) entire text, all drawings	1-15
A	JP 2022-548620 A (HANNAH LIFE TECHNOLOGIES PTE. LTD.) 21 November 2022 (2022-11-21) entire text, all drawings	1-15

 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
 “D” document cited by the applicant in the international application
 “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

15 April 2024

Date of mailing of the international search report

07 May 2024

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)
 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915
 Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/009757

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2018-526163 A (MATERNA MEDICAL, INC.) 13 September 2018 (2018-09-13) entire text, all drawings	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2024/009757

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
US 2015/0342642 A1	03 December 2015	WO 2014/121333 A1	
US 2020/0297384 A1	24 September 2020	WO 2019/118520 A1	
US 2013/0192606 A1	01 August 2013	WO 2012/049676 A2	
EP 3254607 A2	13 December 2017	(Family: none)	
JP 2004-202237 A	22 July 2004	US 2002/0082634 A1 entire text, all drawings	
		WO 2002/051303 A2	
		KR 10-2004-0055650 A	
JP 2022-548620 A	21 November 2022	US 2021/0085297 A1 entire text, all drawings	
		WO 2021/053626 A1	
		CN 114423363 A	
		KR 10-2022-0064981 A	
JP 2018-526163 A	13 September 2018	US 2018/0193619 A1 entire text, all drawings	
		WO 2017/011389 A1	
		CN 107920843 A	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 17/435(2006.01)i FI: A61B17/435		
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）） A61B17/425; A61D19/04; A61M29/00 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 1971-2024年 日本国実用新案登録公報 1996-2024年 日本国登録実用新案公報 1994-2024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
A	US 2015/0342642 A1 (SILLENDER, Mark) 03.12.2015 (2015-12-03) 全文, 全図	1-15
A	US 2020/0297384 A1 (CROSSBAY MEDICAL, INC.) 24.09.2020 (2020-09-24) 全文, 全図	1-15
A	US 2013/0192606 A1 (CON TIP LTD.) 01.08.2013 (2013-08-01) 全文, 全図	1-15
A	EP 3254607 A2 (GAVAGA, Quinn A.) 13.12.2017 (2017-12-13) 全文, 全図	1-15
A	JP 2004-202237 A (エシコン・インコーポレイテッド) 22.07.2004 (2004-07-22) 全文, 全図	1-15
A	JP 2022-548620 A (ハナ ライフ テクノロジーズ ピーティーイー・リミテッド) 21.11.2022 (2022-11-21) 全文, 全図	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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 “D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献 “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抵触するものではなく、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 15.04.2024	国際調査報告の発送日 07.05.2024	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 豊田 直希 3I 1145 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	

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
A	JP 2018-526163 A (マテルナ メディカル, インコーポレイテッド) 13.09.2018 (2018 - 09 - 13) 全文, 全図	1-15

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
 PCT/JP2024/009757

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
US 2015/0342642 A1	03.12.2015	WO 2014/121333 A1	
US 2020/0297384 A1	24.09.2020	WO 2019/118520 A1	
US 2013/0192606 A1	01.08.2013	WO 2012/049676 A2	
EP 3254607 A2	13.12.2017	(ファミリーなし)	
JP 2004-202237 A	22.07.2004	US 2002/0082634 A1 全文, 全図	
		WO 2002/051303 A2	
		KR 10-2004-0055650 A	
JP 2022-548620 A	21.11.2022	US 2021/0085297 A1 全文, 全図	
		WO 2021/053626 A1	
		CN 114423363 A	
		KR 10-2022-0064981 A	
JP 2018-526163 A	13.09.2018	US 2018/0193619 A1 全文, 全図	
		WO 2017/011389 A1	
		CN 107920843 A	