

(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
2014 年 9 月 25 日(25.09.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/148017 A1

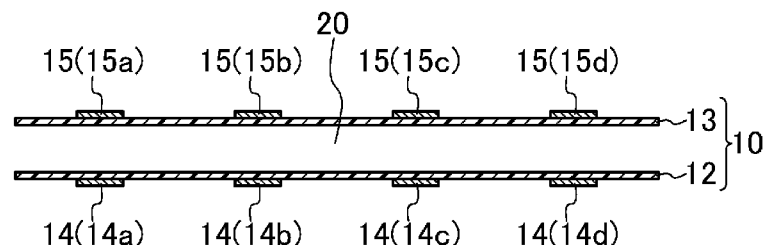
- (51) 国際特許分類:
F04D 33/00 (2006.01) *H02N 2/00* (2006.01)
A61M 1/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/001426
- (22) 国際出願日: 2014 年 3 月 13 日(13.03.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-054985 2013 年 3 月 18 日(18.03.2013) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人広島大学(HIROSHIMA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒7398511 広島県東広島市鏡山 1 丁目 3 番 2 号 Hiroshima (JP).
- (72) 発明者: 三浦 道子(MIURA, Michiko); 〒7398530 広島県東広島市鏡山一丁目 3 番 1 号 国立大学法人広島大学大学院 先端物質科学研究科内 Hiroshima (JP). マタウシュ ハンスユルゲン(MATTAUSCH, Hans Juergen); 〒7398527 広島県東広島市鏡山一丁目 4 番 2 号 国立大学法人広島大学 ナノデバイス・バイオ融合科学研究所内 Hiroshima (JP). 瀧宮 和男(TAKIMIYA, Kazuo); 〒7398527 広島県東広島市鏡山一丁目 4 番 1 号 国立大学法人広島大学大学院工学研究院内 Hiroshima (JP). 宮本 秀範(MIYAMOTO, Hidenori); 〒7398527 広島県東広島市鏡山一丁目 4 番 1 号 国立大学法人広島大学大学院工学研究院内 Hiroshima (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人前田特許事務所(MAEDA & PARTNERS); 〒5410053 大阪府大阪市中央区本町 2 丁目 5 番 7 号 大阪丸紅ビル 5 階 Osaka (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, 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, LT, 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, 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))

(54) Title: POLYMER ACTUATOR AND ARTIFICIAL LUNG DEVICE PROVIDED WITH SAME

(54) 発明の名称: ポリマーアクチュエータ及びそれを備えた人工肺装置



(57) Abstract: A polymer actuator provided with: a pair of polymer films (12, 13) which are arranged to face each other; a pair of multiple electrodes (14, 15) which are formed on the pair of polymer films (12, 13) and arranged to face each other; a flow channel (20) which is formed between the pair of polymer films (12, 13) and through which a liquid flows; and a voltage application means which applies a voltage to the pair of electrodes (14, 15). The polymer films (12, 13) are expanded and contracted by applying a voltage to the pair of electrodes (14, 15).

(57) 要約: ポリマーアクチュエータは、互いに対向して配置された一対のポリマーフィルム (12, 13) と、一対のポリマーフィルム (12, 13) 上に複数設けられ、互いに対向して配置された一対の電極 (14, 15) と、一対のポリマーフィルム (12, 13) の間に形成され、液体が流れる流路 (20) と、一対の電極 (14, 15) に電圧を印加する電圧印加手段とを備える。ポリマーフィルム (12, 13) は、一対の電極 (14, 15) に電圧を印加することにより伸縮する。



WO 2014/148017 A1

明 細 書

発明の名称：

ポリマーアクチュエータ及びそれを備えた人工肺装置

技術分野

[0001] 本発明は、メカニカルなポンプの代用となるポリマーアクチュエータ、及びそれを備えた人工肺装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、心臓手術等の際に、患者の呼吸機能及び循環機能を代行する目的で、体外式の人工肺装置が利用されている。

[0003] この人工肺装置は、まず、メカニカルポンプ（例えば、ローラポンプや遠心ポンプ）を使用して、人体（動脈）から血液を脱血するとともに、ガス交換部へと送血し、このガス交換部において、ガス交換（血液に酸素を付加するとともに二酸化炭素を除去する処理）が行われ、再び、メカニカルポンプを使用して、ガス交換が行われた血液を人体に送血する機能を有する（例えば、特許文献 1，2 参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開 2007-75541 号公報

特許文献2：特開 2009-160265 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、上記従来の人工肺装置においては、血流用として、メカニカルポンプが使用されているため、人工肺装置の小型化に対応することが困難であるという問題があった。

[0006] 特に、近年、患者の利便性向上（例えば、移植待機患者におけるブリッジ使用の向上や、患者自身の肺機能回復を目的としたブリッジ使用の向上）の観点から、小型化され、人体に携帯可能な人工肺装置の要望が高まってきて

いる。

[0007] そこで、本発明は、上述の問題に鑑みてなされたものであり、メカニカルポンプの代用となるコンパクトなポリマーアクチュエータ及びそれを備えた人工肺装置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

[0008] 上記目的を達成するために、本発明のポリマーアクチュエータは互いに対向して配置された一対のポリマーフィルムと、一対のポリマーフィルム上に複数設けられ、互いに対向して配置された一対の電極と、一対のポリマーフィルム間に形成され、液体が流れる流路と、一対の電極に電圧を印加する電圧印加手段とを備え、ポリマーフィルムは、一対の電極に電圧を印加することにより伸縮することを特徴とする。

[0009] 同構成によれば、メカニカルポンプの代用となるポリマーアクチュエータを提供することが可能になるため、例えば、血流用のポンプを小型化することが可能になる。従って、例えば、血流用のポンプを備える人工肺装置を小型化することができ、使用者（患者）の利便性を向上することが可能になる。

[0010] また、ポリマーフィルムは柔軟性を有するため、例えば、ポリマーフィルムを折り畳むことにより、大面積化が可能なポリマーアクチュエータを提供することが可能になる。

[0011] 本発明のポリマーアクチュエータにおいては、電圧印加手段に接続され、電極に印加される電圧を決定する電圧制御手段を更に備え、電圧印加手段が、電圧制御手段により決定された電圧を一対の電極に印加する構成としてもよい。

[0012] 同構成によれば、複数の一対の電極に対して異なる電圧を印加することが可能になるため、例えば、複数の一対の電極に対して時差を設けた電圧（例えば、三角波形を有する電圧）を印加することが可能になる。従って、簡単な電圧制御で、ポリマーフィルムを伸縮させてポンプとして機能させることが可能になる。

- [0013] 本発明のポリマーアクチュエータにおいては、電圧制御手段が、流路に流れる流体の流量に基づいて、電極に印加される電圧を決定する構成としてもよい。
- [0014] 同構成によれば、例えば、流体の流量に比例して、電極に印加される電圧が大きくなるように、電圧を決定することが可能になる。従って、ポリマーフィルムの伸縮量を大きくすることが可能になるため、多量の液体を送ることが可能になる。
- [0015] 本発明のポリマーアクチュエータにおいては、ポリマーフィルムが、ポリエーテル、ポリピロール、ポリフッ化ビニリデン、及びヘキサフルオロエチレンからなる群より選ばれる少なくとも1種により形成されていてもよい。
- [0016] 同構成によれば、汎用性のある材料により、電圧により伸縮する性質を有するポリマーフィルムを形成することができる。
- [0017] 本発明のポリマーアクチュエータにおいては、電極が、導電性のグラファイト、または導電性のカーボンナノチューブにより形成されていてもよい。
- [0018] 同構成によれば、汎用性のある導電材料により、ポリマーフィルムの伸縮に追従することができる電極を形成することができる。
- [0019] また、本発明のポリマーアクチュエータは、メカニカルポンプの代用となり、流体用のポンプの小型化に対応できるという優れた特性を備えている。従って、本発明のポリマーアクチュエータは、人体に接続されたポリマーアクチュエータと、ポリマーアクチュエータに接続された人工肺とを備え、ポリマーアクチュエータを介して、人体と人工肺との間で血液の送血が行われる人工肺装置に好適に使用できる。

発明の効果

- [0020] 本発明によれば、メカニカルポンプの代用となり、流体用のポンプの小型化に対応できるポリマーアクチュエータを提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0021] [図1]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータを備える人工肺装置の全体構成を示す概略図である。

[図2]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータの全体構成を示す図である。

[図3]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィルムを示す断面図である。

[図4]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータの動作手順を説明するためのフローチャートである。

[図5]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィルムの伸縮動作を説明するための図である。

[図6]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィルムに形成された各電極に印加される電圧の経時変化を示す図である。

[図7]本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィルムに形成された各電極に印加される電圧に関する信号を生成する回路の一例を示す図である。

[図8]変形例に係るポリマーフィルムを示す断面図である。

[図9]変形例に係るポリマーフィルムを示す断面図である。

[図10]変形例に係るポリマーフィルムを示す断面図である。

[図11]変形例に係るポリマーフィルムを示す断面図である。

[図12]実施例におけるポリマーデバイスを示す断面図である。

[図13]変形例におけるポリマーデバイスを示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。尚、本発明は、以下の実施形態に限定されるものではない。

[0023] 図1は、本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータを備える人工肺装置の全体構成を示す概略図であり、図2は、本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータの全体構成を示す図である。また、図3は、本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィルムを示す断面図である。

[0024] 図1に示すように、人工肺装置1は、人工肺2と、人体に接続されたポリ

マーアクチュエータ 3, 4 とを備えている。

[0025] 人工肺 2 は、血液に酸素を付加するとともに炭酸ガスを除去するガス交換部 5 と、ガス交換を行う血液の温度調整を行う熱交換部 6 とを備えており、ポリマーアクチュエータ 3, 4 に接続されている。

[0026] そして、人工肺装置 1 においては、まず、ポンプとして機能するポリマーアクチュエータ 3 を使用して、人体（動脈）から血液を脱血するとともに、脱血した血液をガス交換部 5 へと送血する。次いで、熱交換部 6 によりガス交換を行う血液の温度調整を行いながら、ガス交換部 5 においてガス交換が行われ、ポンプとして機能するポリマーアクチュエータ 4 を使用して、ガス交換が行われた血液を人体に送血する構成となっている。

[0027] 即ち、人工肺装置 1 においては、ポリマーアクチュエータ 3, 4 を介して、人体と人工肺 2 との間で血液の送血が行われる構成となっている。

[0028] なお、図 1 に示すように、人工肺装置 1 においては、酸素が含まれる空気が人工肺 2 に取り込まれるとともに、除去された二酸化炭素が含まれる空気が人工肺 2 から排出される構成となっている。空気の取り込み及び排出は、例えば、ポリマーアクチュエータの外部に設けられたポンプ（不図示）を使用して行うことができる。

[0029] ポリマーアクチュエータ 3, 4 は、図 2 に示すように、ポリマーフィルム 10 と、ポリマーフィルム 10 に電圧を供給する電圧供給手段 11 とを備えている。

[0030] ポリマーフィルム 10 は、図 3 に示すように、互いに対向して配置された一対のポリマーフィルム 12, 13 により構成されている。この一対のポリマーフィルム 12, 13 は、所定の間隔を開けて配置されており、ポリマーフィルム 12 とポリマーフィルム 13 との間に血液等の流体が流れる流路 20 が形成されている。

[0031] また、ポリマーフィルム 12 には、複数の電極 14 が形成されるとともに、ポリマーフィルム 13 には、複数の電極 15 が形成され、電極 14 と電極 15 は、互いに対向して配置されている。

- [0032] 即ち、一对のポリマーフィルム 12, 13 上に、互いに対向して配置された一对の電極 14, 15 が複数設けられている。
- [0033] ポリマーフィルム 12, 13 は、上述の一对の電極 14, 15 に電圧を印加することにより、伸縮する性質を有するものである。ポリマーフィルム 12, 13 を形成する高分子材料としては、例えば、ポリエーテル等の電圧印加により高分子材料中のイオンが移動して収縮・膨張するイオン導電性高分子や、ポリピロール等の電圧印加によりイオンのドーブ／脱ドーブによって収縮・膨張する導電性高分子、及びポリフッ化ビニリデン等の電圧印加によって変形する圧電性高分子等を使用することができる。
- [0034] なお、これらの高分子材料は、単独で使用してもよく、2 種以上からなる共重合体を使用してもよい。例えば、圧電性高分子として、ポリフッ化ビニリデンとヘキサフルオロエチレンの共重合体を使用することができる。
- [0035] 電極 14, 15 を形成する材料としては、導電性を有するとともに、ポリマーフィルム 12, 13 の伸縮に追従することができるもの（即ち、ポリマーフィルム 12, 13 と同様に、湾曲可能なもの）が使用される。より具体的には、例えば、ヒタゾル（日立化成（株）製）等のグラファイト系の導電性インク、カーボンナノチューブ等の導電性材料、及びカーボンナノチューブとイオン性液体（例えば、ブチルメチルイミダゾール）の複合体を使用することができる。
- [0036] また、ポリマーフィルム 12, 13 の表面に電極 14, 15 を形成する方法としては、グラファイト系の導電性インクを使用して、ポリマーフィルム 12, 13 の表面に電極 14, 15 を印刷する方法や、カーボンナノチューブ等の導電性材料を溶媒中に溶解させて塗布・乾燥させる方法等を使用することができる。
- [0037] 電圧供給手段 11 は、図 2 に示すように、電極 14, 15 に印加する電圧を決定する電圧制御手段としての CPU 16 と、CPU 16 に電力を供給する電力供給手段である電源 17 と、記憶手段であるメモリ 18 とを備えている。

[0038] このCPU 16には、上述の電源17、メモリ18、及びポリマーフィルム12、13に形成された電極14、15に電圧を印加する電圧印加手段19に接続されており、CPU 16は、メモリ18に記憶されているプログラムに従い、電圧印加手段19の制御を行う構成となっている。

[0039] なお、この電圧供給手段11は、ポリマーフィルム12、13とは別個に形成してもよく、電極14、15と同様に、ポリマーフィルム12、13上に形成する構成としてもよい。

[0040] 次に、本実施形態におけるポリマーアクチュエータ3、4のポンプ機能について説明する。図4は、本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータの動作手順を説明するためのフローチャートである。

[0041] まず、図4に示すように、CPU 16が、メモリ18に記憶された血液流量に関する情報に基づいて、電極14、15に印加される電圧の大きさを決定する（ステップS1）。

[0042] より具体的には、CPU 16は、ポリマーアクチュエータ3、4により送血される血液の流量に比例して、電極14、15に印加される電圧が大きくなるように、電圧の大きさを決定する。このような構成により、ポリマーフィルム12、13の伸縮量が大きくなるため、多くの血液を送血することが可能になる。

[0043] 次に、電圧の大きさに関する信号が、CPU 16から電圧印加手段19に入力され、電圧印加手段19は、電極14、15に対して、決定された大きさの電圧を印加する（ステップS2）。

[0044] そうすると、電極14、15が形成されたポリマーフィルム12、13が伸縮して、ポリマーフィルム12、13がポンプとして機能し、ポリマーフィルム12、13が、人体（動脈）から血液を脱血してガス交換部5へと送血するとともに、ガス交換が行われた血液を人体に送血する（ステップS3）。

[0045] 次に、ポリマーフィルム12、13の伸縮動作について説明する。図5は、本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィル

ムの伸縮動作を説明するための図であり、図6は、本発明の実施形態に係るポリマーアクチュエータにおけるポリマーフィルムに形成された各電極に印加される電圧の経時変化を示す図である。

[0046] 本実施形態においては、電圧供給手段11により、電極14、15に対して、時差を設けて電圧を印加する（即ち、所定の時間遅れで変化する電圧を印加する）ことにより、ポリマーフィルム12、13を伸縮させる構成としている。

[0047] より具体的には、例えば、正の電圧を供給すると膨張し、負の電圧を供給すると収縮するポリマーフィルム12、13を使用し、図3に示すポリマーフィルム12、13に対して、図6に示す時差を設けた電圧（三角波形を有する電圧）を印加する場合、時刻 T_1 においては、電極14a、15aに対して負の電圧が印加されるため、ポリマーフィルム12、13の電極14a、15aが形成された部分は収縮し、電極14c、15cに対して正の電圧が印加されるため、ポリマーフィルム12、13の電極14c、15cが形成された部分は膨張する。

[0048] また、図6に示すように、時刻 T_1 においては、電極14b、15b、及び電極14d、15dに対して電圧は印加されないため、ポリマーフィルム12、13の電極14b、15b、及び電極14d、15dが形成された部分は伸縮しない。

[0049] 従って、ポリマーフィルム12、13は、時刻 T_1 において、図3に示す状態から、図5（a）に示す状態となる。

[0050] 次に、時刻 T_1 から所定時間が経過した時刻 T_2 においては、図6に示すように、電極14b、15bに対して負の電圧が印加されるため、ポリマーフィルム12、13の電極14b、15bが形成された部分は収縮し、電極14d、15dに対して正の電圧が印加されるため、ポリマーフィルム12、13の電極14d、15dが形成された部分は膨張する。

[0051] また、図6に示すように、時刻 T_2 においては、電極14a、15a、及び電極14c、15cに対して電圧は印加されないため、ポリマーフィルム1

2, 13の電極14a, 15a、及び電極14c, 15cが形成された部分は伸縮しない。

[0052] 従って、ポリマーフィルム12, 13は、時刻 T_2 において、図5(a)に示す状態から、図5(b)に示す状態となる。

[0053] 次に、時刻 T_2 から所定時間が経過した時刻 T_3 においては、図6に示すように、電極14c, 15cに対して負の電圧が印加されるため、ポリマーフィルム12, 13の電極14c, 15cが形成された部分は収縮し、電極14a, 15aに対して正の電圧が印加されるため、ポリマーフィルム12, 13の電極14a, 15aが形成された部分は膨張する。

[0054] また、図6に示すように、時刻 T_3 においては、電極14b, 15b、及び電極14d, 15dに対して電圧は印加されないため、ポリマーフィルム12, 13の電極14b, 15b、及び電極14d, 15dが形成された部分は伸縮しない。

[0055] 従って、ポリマーフィルム12, 13は、時刻 T_3 において、図5(b)に示す状態から、図5(c)に示す状態となる。

[0056] このように本実施形態においては、図5(a)～(c)に示すように、電極14, 15に対して、時差を設けて電圧を印加することにより、ポリマーフィルム12, 13を伸縮させ、ポリマーフィルム12, 13をポンプとして機能させることにより、図5(a)～(c)の矢印21で示すように、流路20において、血液等の液体を送る（送血する）構成としている。

[0057] そして、このような構成により、ポリマーアクチュエータ3, 4を、メカニカルポンプの代用として使用することが可能になるため、例えば、血流用のポンプを小型化することが可能になる。従って、人工肺装置1を小型化することができるとともに、使用者（患者）の利便性を向上することが可能になる。

[0058] また、ポリマーフィルム12, 13は柔軟性を有するため、例えば、ポリマーフィルム12, 13を折り畳むことにより、大面積化が可能なポリマーアクチュエータ3, 4を提供することが可能になる。

- [0059] また、上記従来のメカニカルポンプとは異なり、人体に適合して動作することが可能なポリマーアクチュエータ 3, 4 を提供することが可能になる。
- [0060] また、本実施形態においては、電圧印加手段 19 が、CPU 16 により決定された電圧を一对の電極 14, 15 に印加するため、複数の一对の電極 14, 15 の各々に対して異なる電圧を印加することが可能になる。従って、上述のごとく、例えば、複数の一对の電極 14, 15 に対して時差を設けた電圧（例えば、三角波形を有する電圧）を印加することが可能になるため、簡単な電圧制御で、ポリマーフィルム 12, 13 を伸縮させてポンプとして機能させることが可能になる。
- [0061] なお、上述の CPU 16 として使用することができる回路の一例を図 7 に示す。この回路 30 は、電圧印加手段 19 に入力される電圧の大きさに関する信号を生成する回路であり、発振動作を開始するスタート回路である NAND 31 と、信号を遅延させる遅延回路であるバッファ 32 と、バッファ 32 における入出力信号の論理積を出力する論理回路である AND 33 とを備えている。
- [0062] そして、この回路により生成された電圧の大きさに関する信号が、電圧印加手段 19 に入力され、電圧印加手段 19 は、電極 14, 15 に対して、決定された大きさの電圧を印加する。このような回路 30 を使用することにより、電極 14, 15 に対して、時差をつけて電圧を印加することが可能になる。
- [0063] なお、上記実施形態は以下のように変更しても良い。
- [0064] 上記実施形態においては、遅延して変化する電圧として、三角波形を有する電圧を印加する構成としたが、例えば、正弦波形を有する電圧等、所定の時間遅れで変化する波形を有する電圧であれば、どのような電圧でも構わない。
- [0065] また、ポリマーフィルム 12 の表面に電極 14, 15 を設けるとともに、ポリマーフィルム 13 の表面に電極 14, 15 を設ける構成としてもよい。
- [0066] より具体的には、図 8 に示すように、ポリマーフィルム 12 の一方の表面

(即ち、流路20と反対側の表面)35に複数の電極14を設けるとともに、他方の表面(即ち、流路20側の表面)36に複数の電極15を設け、更に、ポリマーフィルム13の一方の表面(即ち、流路20と反対側の表面)37に複数の電極15を設けるとともに、他方の表面(即ち、流路20側の表面)38に複数の電極14を設ける構成としてもよい。

[0067] この場合、図8に示すように、ポリマーフィルム12, 13の各々において、互いに対向して配置された一对の電極14, 15が複数設けられる。また、ポリマーフィルム12に設けられた一对の電極14, 15と、ポリマーフィルム13に設けられた一对の電極14, 15が、互いに対向して配置される。

[0068] そして、上述の実施形態と同様に、CPU16により、各電極14, 15に印加される電圧を制御することにより、簡単な電圧制御で、ポリマーフィルム12, 13を伸縮させてポンプとして機能させることが可能になる。

[0069] また、上記実施形態においては、互いに対向して配置された一对のポリマーフィルム12, 13により構成されたポリマーフィルム10を使用する構成としたが、図9に示すように、チューブ状のポリマーフィルム10を使用する構成としてもよい。

[0070] この場合、図9に示すように、一对の電極14, 15は、ポリマーフィルム10の表面(即ち、流路20と反対側の表面)10aに設けられ、互いに対向して配置される。

[0071] そして、上述の実施形態と同様に、CPU16により、各電極14, 15に印加される電圧を制御することにより、簡単な電圧制御で、チューブ状のポリマーフィルム10を伸縮させてポンプとして機能させることが可能になる。

[0072] また、図10(a)に示すように、ポリマーフィルム12, 13において、流路20に向けて突出する一对の弁12a, 13aを複数設けるとともに、弁12a, 13aの各々に上述の電極14, 15を形成する構成としてもよい。

[0073] この場合、電極 14, 15 に電圧を印加する（即ち、電極 14, 15 に対して、周期的に反転させた電圧を印加する）ことにより、図 10（b）に示すように、弁 12a, 13a を同一方向に伸縮させて、ポリマーフィルム 12, 13 をポンプとして機能させることができる。そして、この場合も、図 10（b）の矢印 21 で示すように、流路 20 において、血液等の液体を送る（送血する）ことができる。

[0074] なお、弁 12a, 13a の長さを更に長くして、弁 12a, 13a が閉じた状態（即ち、図 10（a）に示す状態）において、弁 12a, 13a によって、流路 20 が塞がれるような構成としてもよい。

[0075] また、本発明においては、電圧を印加することにより、ポリマーフィルム 12, 13 を伸縮させ、ポリマーフィルム 12, 13 をポンプとして機能させることができればよく、必ずしも、ポリマーフィルム 12, 13 の表面を電極 14, 15 で挟み込む必要はない。

[0076] また、体内に流れる電気信号を、増幅して、メカニカルな圧力信号に変化させ、この圧力信号を用いて、電極 14, 15 に電圧を印加する構成としてもよい。

[0077] また、図 11（a）に示すように、チューブ状のポリマーフィルム 10 の一部に、複数の電極（図 11（a）においては 4 個の電極）22～25 を設け、これらの電極 22～25 に電圧を印加し、図 11（b）、及び図 11（c）に示すように、ポリマーフィルム 10 を周期的に変形させることにより、ポリマーフィルム 10 に攪拌機能を持たせる構成としてもよい。

実施例

[0078] 以下に、本発明を実施例に基づいて説明する。なお、本発明は、これらの実施例に限定されるものではなく、これらの実施例を本発明の趣旨に基づいて変形、変更することが可能であり、それらを本発明の範囲から除外するものではない。

[0079] （ポリマーフィルムの変位測定）

まず、図 12 に示す、EMITFSI 含有のフッ素化ポリマーフィルム（商品名：

Kynar Flex 2801) により形成されたポリマーフィルム 50 と、このポリマーフィルム 50 の表面に設けられ、カーボンナノチューブにより形成された電極 51, 52 からなるポリマーデバイス 55 を用意した。

[0080] なお、このポリマーフィルム 50 は、正の電圧を供給すると収縮し、負の電圧を供給すると膨張する性質を有する。

[0081] 次に、図 12 に示す状態から、電極 51 に正の電圧を供給するとともに、電極 52 に負の電圧を供給した状態（図 13 に示すポリマーデバイス 55 a の状態）と、電極 51 に負の電圧を供給するとともに、電極 52 に正の電圧を供給した状態（図 13 に示すポリマーデバイス 55 b の状態）との変位差（即ち、図 13 に示す Δd ）を測定し、ポリマーデバイス 55 におけるメカニカルポンプとしての有用性を評価した。

[0082] なお、変位差 Δd の測定は、0.5～5.0 V の間で 0.5 V 刻みで、複数回（本実施例においては、13 回）行った。より具体的には、例えば、図 12 に示す状態から、電極 51 に +0.5 V の電圧を供給するとともに、電極 52 に -0.5 V の電圧を供給した状態（図 13 に示すポリマーデバイス 55 a の状態）と、電極 51 に -0.5 V の電圧を供給するとともに、電極 52 に +0.5 V の電圧を供給した状態（図 13 に示すポリマーデバイス 55 b の状態）との変位差 Δd を、13 回、測定し、その平均値を算出した。以上の結果を、表 1 に示す。

[0083]

[表1]

電圧[V]	Δd [mm]
0.5	0.180
1.0	0.481
1.5	0.938
2.0	1.028
2.5	1.190
3.0	1.256
3.5	1.382
4.0	1.641
4.5	1.971
5.0	2.572

[0084] 表1に示すように、供給する電圧が大きくなるに従って、変位差 Δd も大きくなっており、各電極51, 52に印加される電圧を制御することにより、簡単な電圧制御で、ポリマーデバイス55を伸縮させてポンプとして機能させることが可能であることが判る。

[0085] 以上より、ポリマーデバイス55は、血液等の流体用のメカニカルポンプとしての役割を果たすことができることが判る。

産業上の利用可能性

[0086] 以上説明したように、本発明は、メカニカルなポンプの代用となるポリマーアクチュエータ、及びそれを備えた人工肺装置に適している。

符号の説明

- [0087]
- 1 人工肺装置
 - 2 人工肺
 - 3 ポリマーアクチュエータ
 - 4 ポリマーアクチュエータ
 - 5 ガス交換部
 - 6 熱交換部
 - 10 ポリマーフィルム

- 1 1 電圧供給手段
- 1 2 ポリマーフィルム
- 1 2 a 弁
- 1 3 a 弁
- 1 3 ポリマーフィルム
- 1 4 電極
- 1 5 電極
- 1 6 C P U (電圧制御手段)
- 1 7 電源
- 1 8 メモリ
- 1 9 電圧印加手段
- 2 0 流路
- 3 0 回路

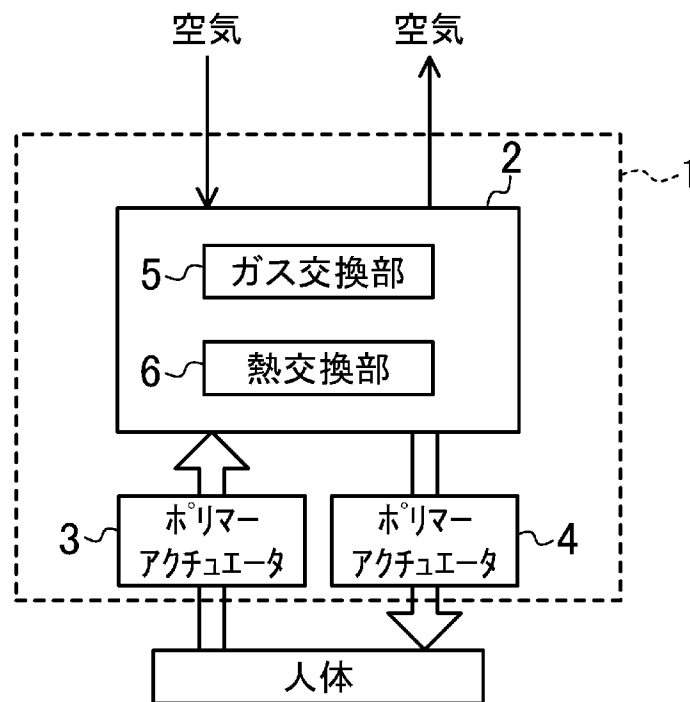
請求の範囲

- [請求項1] 互いに対向して配置された一対のポリマーフィルムと、
前記一対のポリマーフィルム上に複数設けられ、互いに対向して配置された一対の電極と、
前記一対のポリマーフィルムの上に形成され、液体が流れる流路と、
前記一対の電極に電圧を印加する電圧印加手段とを備え、
前記ポリマーフィルムは、前記一対の電極に電圧を印加することにより伸縮することを特徴とするポリマーアクチュエータ。
- [請求項2] 前記電圧印加手段に接続され、前記電極に印加される電圧を決定する電圧制御手段を更に備え、
前記電圧印加手段は、前記電圧制御手段により決定された電圧を前記一対の電極に印加することを特徴とする請求項1に記載のポリマーアクチュエータ。
- [請求項3] 前記電圧制御手段は、前記流路に流れる前記流体の流量に基づいて、前記電極に印加される電圧を決定することを特徴とする請求項2に記載のポリマーアクチュエータ。
- [請求項4] 前記ポリマーフィルムが、ポリエーテル、ポリピロール、ポリフッ化ビニリデン、及びヘキサフルオロエチレンからなる群より選ばれる少なくとも1種により形成されていることを特徴とする請求項1～請求項3のいずれか1項に記載のポリマーアクチュエータ。
- [請求項5] 前記電極が、導電性のグラファイト、または導電性のカーボンナノチューブにより形成されていることを特徴とする請求項1～請求項4のいずれか1項に記載のポリマーアクチュエータ。
- [請求項6] 請求項1～請求項5のいずれか1項に記載され、人体に接続されたポリマーアクチュエータと、
前記ポリマーアクチュエータに接続された人工肺と

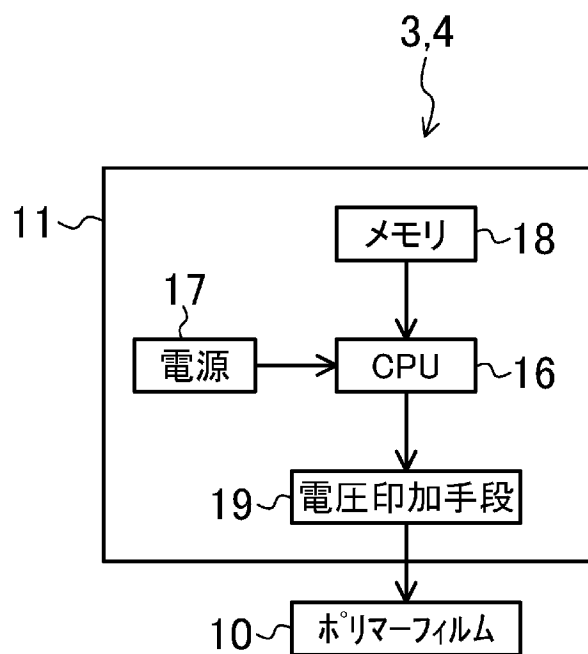
を備え、

前記ポリマーアクチュエータを介して、前記人体と前記人工肺との間で血液の送血が行われることを特徴とする人工肺装置。

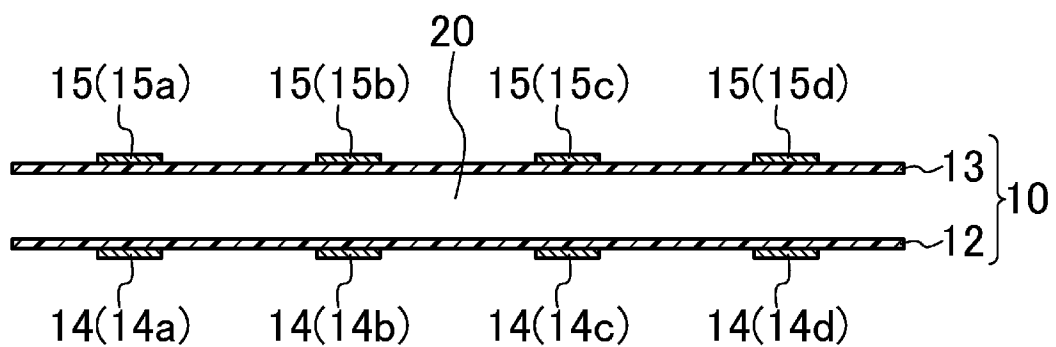
[図1]



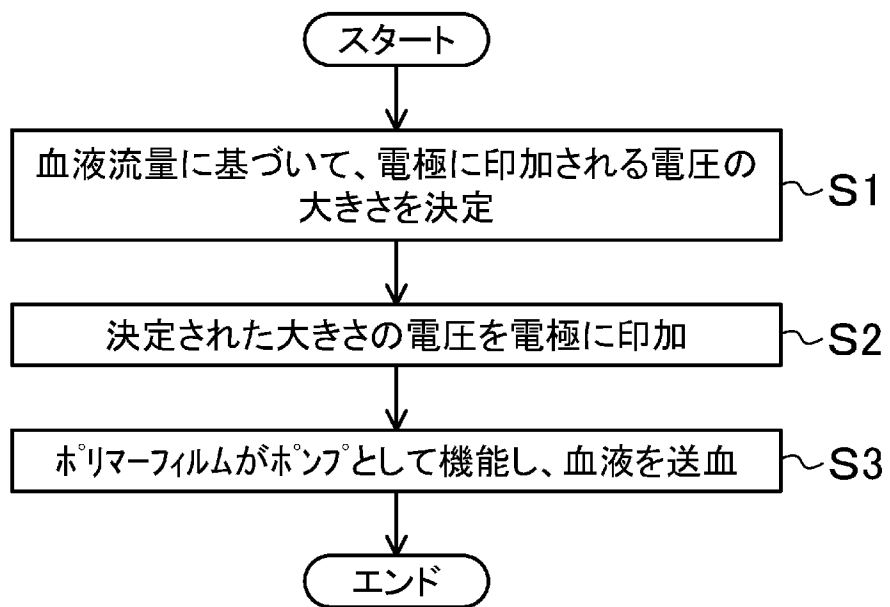
[図2]



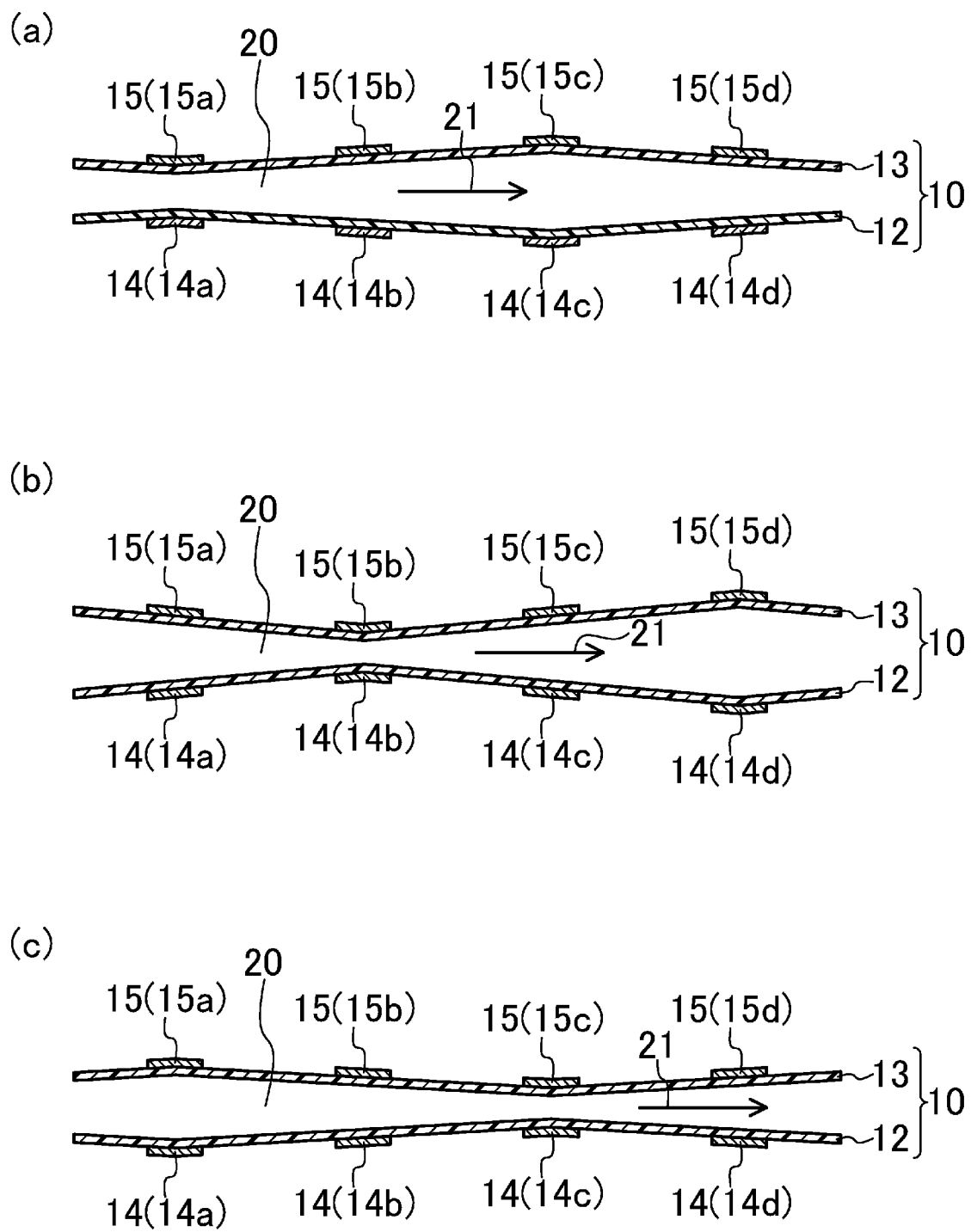
[図3]



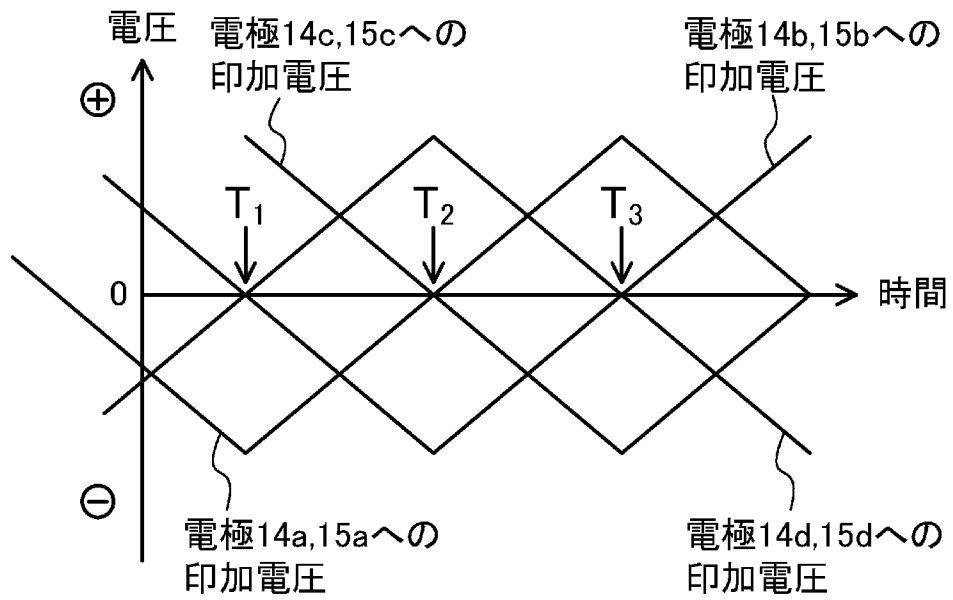
[図4]



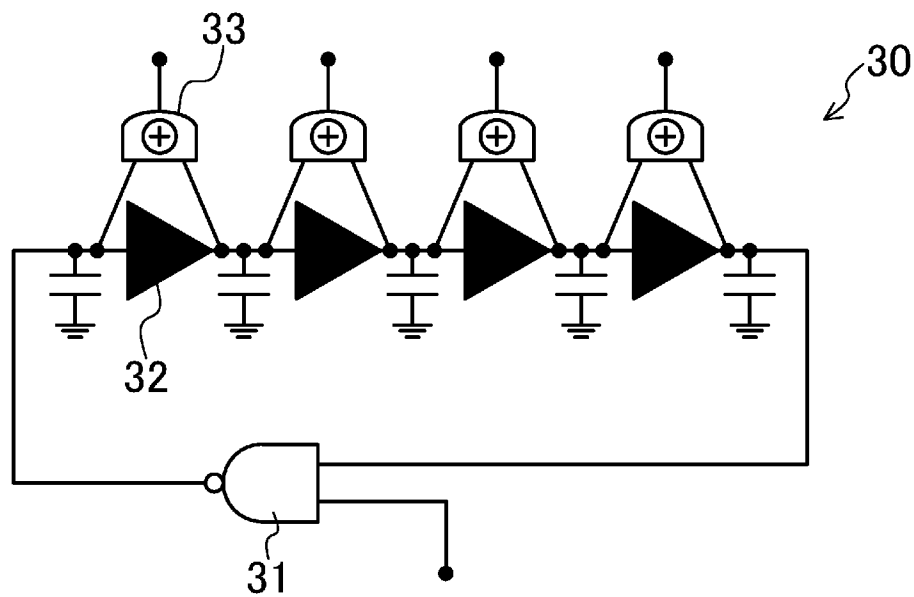
[図5]



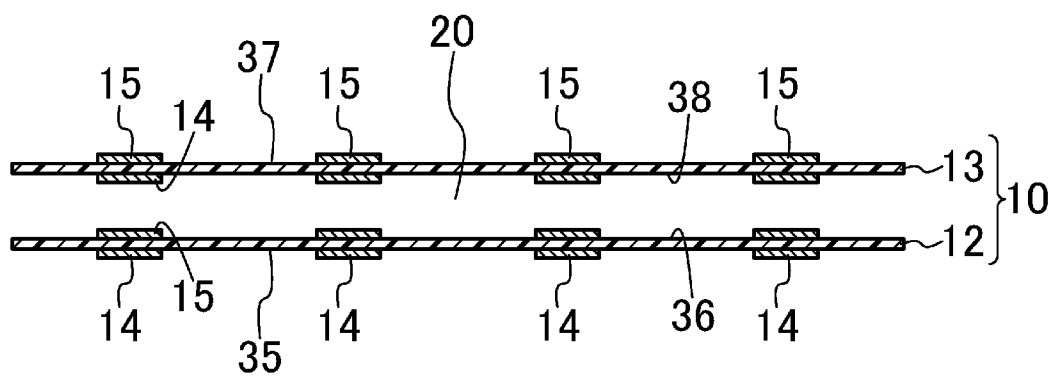
[図6]



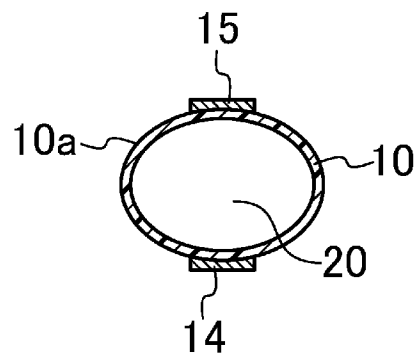
[図7]



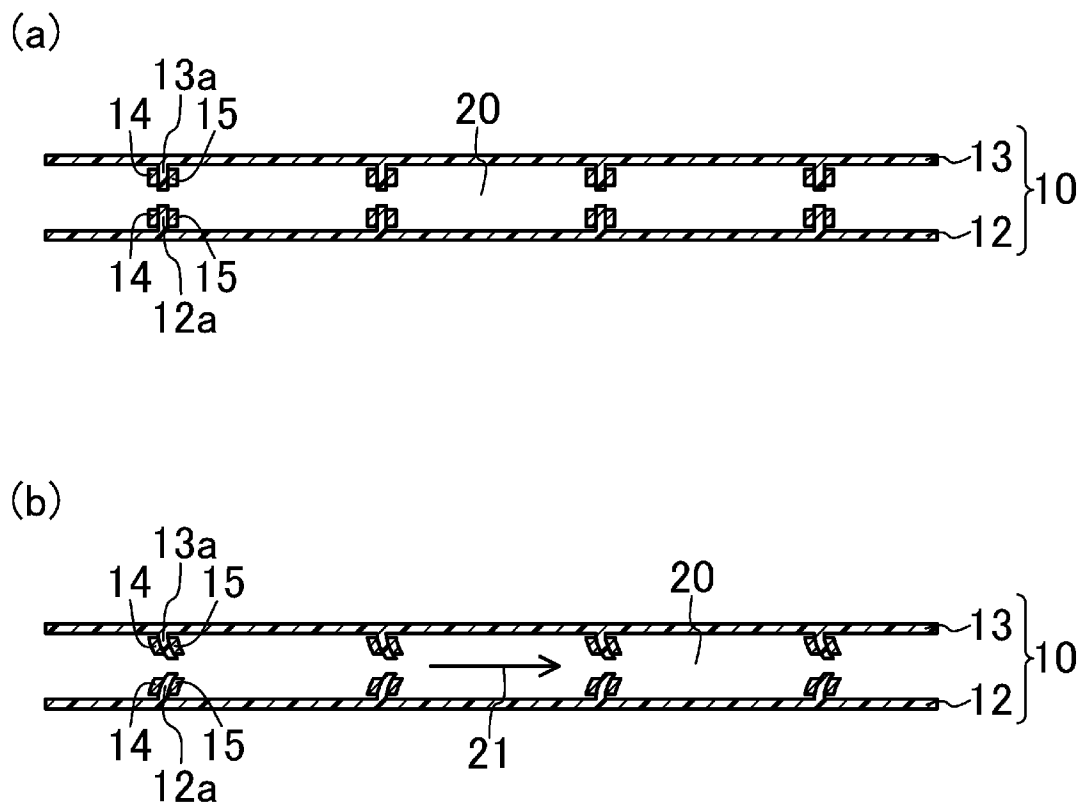
[図8]



[図9]

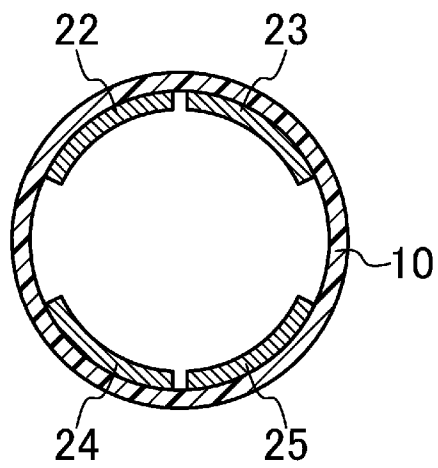


[図10]

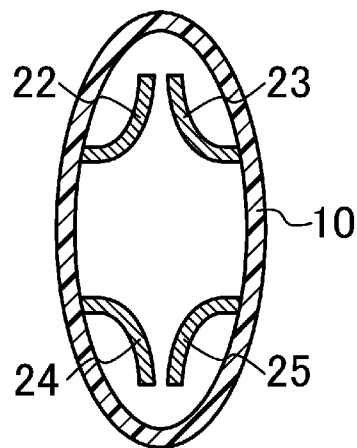


[図11]

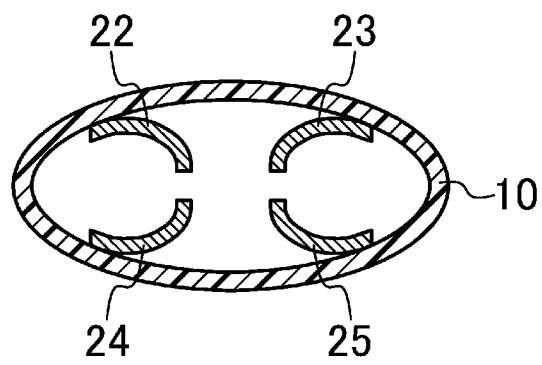
(a)



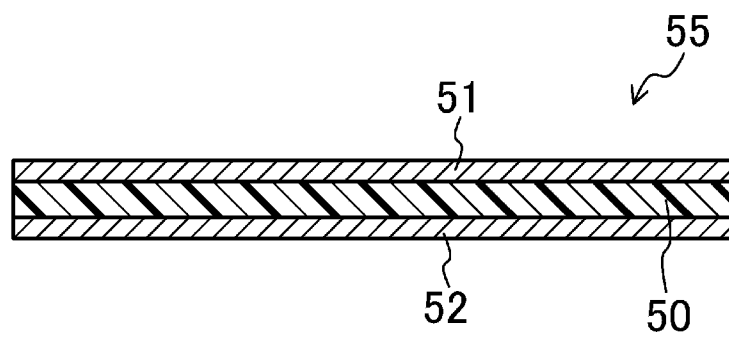
(b)



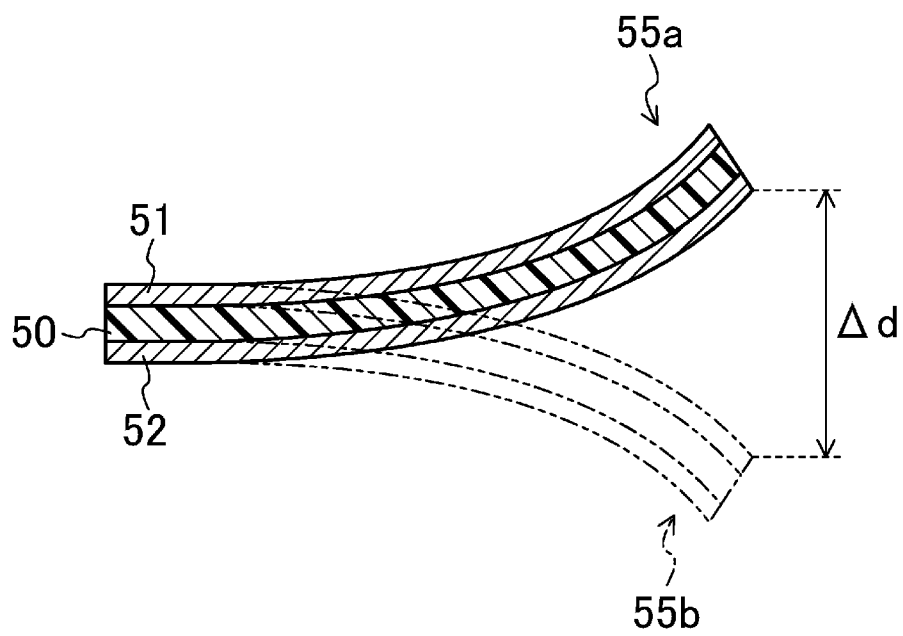
(c)



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/001426

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

F04D33/00(2006.01)i, A61M1/10(2006.01)i, H02N2/00(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)

F04D33/00, A61M1/10, H02N2/00

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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	JP 2-75776 A (Fuji Polymer Co., Ltd.), 15 March 1990 (15.03.1990), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
Y	JP 2009-138573 A (Tokai Rubber Industries, Ltd.), 25 June 2009 (25.06.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
Y	JP 2003-286958 A (Dainippon Screen Mfg. Co., Ltd.), 10 October 2003 (10.10.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

☒ 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
09 May, 2014 (09.05.14)

Date of mailing of the international search report
20 May, 2014 (20.05.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/001426

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 7-27056 A (Hitachi, Ltd.), 27 January 1995 (27.01.1995), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
Y	JP 2009-41554 A (Alps Electric Co., Ltd.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0028] to [0029] (Family: none)	5-6
Y	JP 2010-174883 A (Masao SUZUKI), 12 August 2010 (12.08.2010), entire text; all drawings (Family: none)	6
A	JP 3-107585 A (Fujitsu Ltd.), 07 May 1991 (07.05.1991), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. F04D33/00(2006.01)i, A61M1/10(2006.01)i, H02N2/00(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（I P C））

Int.Cl. F04D33/00, A61M1/10, H02N2/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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	JP 2-75776 A（富士高分子株式会社）1990.03.15, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-6
Y	JP 2009-138573 A（東海ゴム工業株式会社）2009.06.25, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-6
Y	JP 2003-286958 A（大日本スクリーン製造株式会社）2003.10.10, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-6

☒ 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

0 9 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

2 0 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

佐藤 秀之

3 0

3 9 2 5

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 5 8

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 7-27056 A (株式会社日立製作所) 1995. 01. 27, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6
Y	JP 2009-41554 A (アルプス電気株式会社) 2009. 02. 26, 段落【0028】 - 【0029】 (ファミリーなし)	5-6
Y	JP 2010-174883 A (鈴木正雄) 2010. 08. 12, 全文, 全図 (ファミリーなし)	6
A	JP 3-107585 A (富士通株式会社) 1991. 05. 07, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6