(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 1 月 19 日(19.01.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/010503 A1

(51) 国際特許分類:
C12M 1/00 (2006.01) *G01N 27/447* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/070656

(22) 国際出願日: 2016 年 7 月 13 日(13.07.2016)

(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 2015-141625 2015 年 7 月 15 日(15.07.2015) JP

(71) 出願人: シャープ株式会社(SHARP KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒5908522 大阪府堺市堺区匠町１番地 Osaka (JP). 国立大学法人　東京大学(THE UNIVERSITY OF TOKYO) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 井樋田　悟史(IHIDA, Satoshi). ティクシェ三田　アニエス(TIXIER MITA, Agnes); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号　国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 年吉　洋(TOSHIYOSHI, Hiroshi); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号　国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人ＨＡＲＡＫＥＮＺＯ　ＷＯＲＬＤ　ＰＡＴＥＮＴ　＆　ＴＲＡＤＥＭＡＲＫ(HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK); 〒5300041 大阪府大阪市北区天神橋２丁目北２番６号　大和南森町ビル 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, 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.

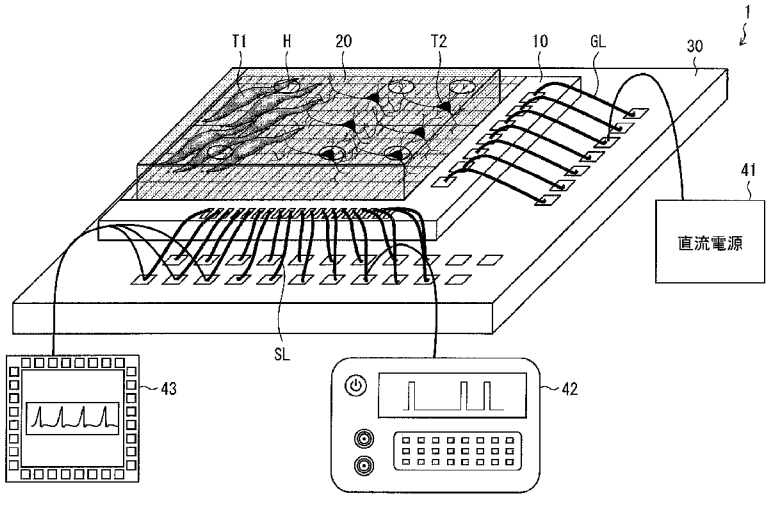
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー

[続葉有]

(54) **Title**: PHORESIS DEVICE

(54) 発明の名称 : 泳動装置

[図1]



41 Direct-current power source

(57) **Abstract**: Through the present invention, a phoresis device for causing an object body to move by dielectrophoresis is realized through use of a thin-film transistor substrate. A phoresis device (1) is provided with a TFT substrate (10) for forming an electric field for dielectrophoresis and supporting muscle cells (T1) and nerve cells (T2). In the phoresis device (1), a voltage is applied to a portion of a plurality of transistors provided to the TFT substrate (10), and the muscle cells (T1) and nerve cells (T2) are thereby caused to move.

(57) 要約: 誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置を、薄膜トランジスタ基板を用いて実現する。泳動装置（１）は、誘電泳動のための電界を形成するとともに、筋肉細胞（Ｔ１）および神経細胞（Ｔ２）を支持するＴＦＴ基板（１０）を備えている。そして、泳動装置（１）において、ＴＦＴ基板（１０）が備える複数のトランジスタの一部に電圧が印加されることにより、筋肉細胞（Ｔ１）および神経細胞（Ｔ２）を移動させる。

WO 2017/010503 A1

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).

規則 4.17 に規定する申立て:

— 不利にならない開示又は新規性喪失の例外に関する申立て (規則 4.17(v))

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 ： 泳動装置

技術分野

[0001] 本発明は、泳動装置（バイオのアプリケーションのためのガラス上のＴＦＴプラットフォーム）（TFT on Glass Platform for Biological Applications）に関する。

背景技術

[0002] 近年、細胞等の対象物体（サンプル）に対する各種の操作（例えば、サンプルの移動）を施すための技術が盛んに開発されている。

[0003] 例えば、特許文献１には、誘電体エレクトロウェッティング（Electrowetting on Dielectric，ＥＷＯＤ）を用いて、サンプルを移動させることが可能な装置が開示されている。

[0004] また、特許文献２には、誘電泳動（Dielectrophoresis，ＤＥＰ）を用いて、サンプルを移動させることが可能な装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：国際公開第０３／０４４５５６Ａ２号公報（２００３年６月５日公開）

特許文献2：米国特許第６，９７７，０３３Ｂ２号明細書（２００５年１２月２０日）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献１および２のいずれにも、誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置を、薄膜トランジスタ（Thin Film Transistor，ＴＦＴ）基板を用いて実現するという技術的思想については、開示も示唆もされていない。

[0007] このため、特許文献１および２に開示の発明では、誘電泳動によって対象

物体を移動させる泳動装置を、薄膜トランジスタ基板を用いて実現するということができないという問題があった。

[0008] 本発明は、上記の問題を解決するためになされたものであり、その目的は、誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置を、薄膜トランジスタ基板を用いて実現することである。

課題を解決するための手段

[0009] 上記の課題を解決するために、本発明の一態様に係る泳動装置は、誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置であって、誘電泳動のための電界を形成するとともに、上記対象物体を支持する薄膜トランジスタ基板を備えており、上記薄膜トランジスタ基板が備える複数のトランジスタの一部に電圧が印加されることにより、上記対象物体を移動させる。

発明の効果

[0010] 本発明の一態様に係る泳動装置によれば、誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置を、薄膜トランジスタ基板を用いて実現することが可能となるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]本発明の実施形態１に係る泳動装置の構成を示す図である。

[図2]本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板と、表示装置用のＴＦＴ液晶パネルの各部材との関係を示す図である。

[図3]本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板の構成を示す図である。

[図4]（ａ）～（ｃ）はそれぞれ、図３のＴＦＴ基板の断面図である。

[図5]誘電泳動に用いる交流電圧の周波数と泳動速度との間の関係の一実験結果を示す図である。

[図6]（ａ）～（ｅ）はそれぞれ、交流電圧の周波数を変化させた場合の各周波数における誘電泳動の様子を示す図であり、（ｆ）は実験回路におけるＩＴＯのストライプパターンの概略図である。

[図7]（ａ）および（ｂ）はそれぞれ、本発明の実施形態１に係る泳動装置における誘電泳動の実験例を示す図である。

[図8]（ａ）および（ｂ）はそれぞれ、本発明の実施形態１に係る泳動装置における対象物体に対する光学的な観察結果の例を示す図である。

[図9]（ａ）～（ｃ）はそれぞれ、本発明の実施形態１に係る泳動装置における、対象物体に対する誘電泳動以外の操作の例を示す図である。

[図10]（ａ）は骨髄腫細胞に対してエレクトロポレーションが行われる前の状態を表す図であり、（ｂ）は骨髄腫細胞に対してエレクトロポレーションが行われた後の状態を表す図である。

[図11]（ａ）は、図１０の電極の拡大図であり、（ｂ）は、（ａ）のＤ－Ｄ´断面における断面図であり、（ｃ）は、エレクトロポレーションを行った様子を示す概略図であり、（ｄ）は、細胞膜が穿孔された様子を示す概略図である。

[図12]本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板の一部分のそれぞれを、各種センサとして機能させた場合の例を示す図である。

[図13]本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板上に細胞が配置されていない場合の電流経路の一例を示す図である。

[図14]本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板上に細胞が配置されている場合の電流経路の一例を示す図である。

[図15]細胞の電気的な等価回路を示す図である。

[図16]（ａ）および（ｂ）はそれぞれ、本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板を、インピーダンスセンサとして機能させた場合の実験結果の例を示す図である。

[図17]（ａ）および（ｂ）はそれぞれ、本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板を、ＩＳＦＥＴセンサとして機能させた場合の実験結果の例を示す図である。

[図18]本発明の実施形態１に係る泳動装置において、（ａ）は、交流電源によって発生させたパルス電圧波形を示す図であり、（ｂ）は、模擬回路によって発生させた模擬刺激の電圧波形を示す図である。

[図19]本発明の実施形態１に係るＴＦＴ基板の変形例を示す図である。

[図20]（ａ）は、図３のＴＦＴ基板における画素電極と電極配線との位置関係を示す図であり、（ｂ）は、図１９のＴＦＴ基板における画素電極と電極配線との位置関係を示す図である。

[図21]本発明の実施形態２に係る泳動装置の構成を示す図である。

[図22]本発明の実施形態２に係るＴＦＴ基板における規制部材の変形例を示す図である。

[図23]本発明の実施形態３に係る観察システムの構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 〔実施形態１〕

本発明の実施形態１について、図１～図１８に基づいて説明すれば、以下の通りである。

[0013] （泳動装置１の概要）

図１は、本実施形態の泳動装置１の構成を示す図である。泳動装置１は、ＴＦＴ基板１０（薄膜トランジスタ基板）、チャンバ２０（規制部材）、および基板３０を備えている。

[0014] 以下に示すように、泳動装置１は、誘電泳動によって対象物体（例えば細胞等）を移動させる機能を有する。なお、図１では、筋肉細胞Ｔ１および神経細胞Ｔ２の２種類の対象物体が例示されている。

[0015] 泳動装置１によれば、誘電泳動によって細胞（対象物体）を所望の位置に配置することができるため、ＴＦＴ基板１０の表面に細胞が接着することを防止することができる。また、誘電泳動によって所望の位置に配置された細胞に対して、後述する各種の操作（例えば化学処理、電気刺激等）を行うこともできる。

[0016] さらに、ＴＦＴ基板１０上での細胞の培養を行う場合には、事前に誘電泳動を行うことによって、細胞の培養を行う前に、別種類の細胞が混合してしまうことを防止することもできる。従って、ＴＦＴ基板１０上での細胞の培養を好適に行うことができる。

[0017] また、筋肉細胞Ｔ１に対する神経細胞Ｔ２の軸索の方向を制御するために

、誘電泳動を利用することもできる。

[0018] 但し、誘電泳動の対象となる対象物体は、必ずしも細胞等に限定されず、誘電泳動によって移動させることが可能な物体（例えば粒子等）であればよい。

[0019] （ＴＦＴ基板１０）

ＴＦＴ基板１０は、対象物体を誘電泳動によって移動させるための電界を形成する役割を果たす。また、ＴＦＴ基板１０は、対象物体を支持する支持部材としても機能する。図２に示されるように、本実施形態では、表示装置用のＴＦＴ液晶パネルの一部の部材を、ＴＦＴ基板１０として用いている。図２は、ＴＦＴ基板と、表示装置用のＴＦＴ液晶パネルの各部材との関係を示す図である。

[0020] 図２に示されるように、ＴＦＴ液晶パネルは、上側ガラス基板および下側ガラス基板の２つのガラス基板を備えている。なお、上側とは、ＴＦＴ液晶パネルの表示画面の鑑賞者に対向する側を意味している。また、下側とは、上側とは反対の側を意味する。

[0021] そして、ＴＦＴ液晶パネルにおいて、上側ガラス基板と下側ガラス基板との間には、偏光板、カラーフィルタ、液晶、スペーサ、およびＴＦＴ層が設けられている。但し、これらの各部材のうち、ＴＦＴ層を除いた部材については、本実施形態と関係しないため、説明を省略する。

[0022] 図３は、ＴＦＴ基板１０の構成を示す図である。ＴＦＴ基板１０（より具体的には、ＴＦＴ層）には、複数のＴＦＴがマトリクス状に形成されている。なお、本実施形態のＴＦＴ層は、ＴＦＴ液晶パネルの表示画面に用いられる部材であるため、透光性の領域を有している。従って、ＴＦＴ基板１０もまた、透光性の領域を有することとなる。

[0023] ＴＦＴ基板１０において、各ＴＦＴのゲート電極はそれぞれ、第１の方向に互いに平行に配置された複数の第１の配線に接続されている。この第１の配線は、ゲートラインＧＬに接続されているため、ゲート配線と称されてもよい。

[0024] また、各ＴＦＴのソース電極はそれぞれ、第２の方向に平行に互いに配置された複数の第２の配線に接続されている。一例として、この第２の方向は、上述の第１の方向と垂直な方向であってよい。この第２の配線は、ソースラインＳＬに接続されているため、ソース配線と称されてもよい。

[0025] 図３に示されるように、各ＴＦＴは、ゲート配線とソース配線との交点の位置にマトリクス状に配置されている。従って、ゲートラインＧＬおよびソースラインＳＬのそれぞれに印加される電圧を調整することにより、ＴＦＴのドレイン電極の電圧を調整することができる。すなわち、ＴＦＴの導通／非導通の状態（ＯＮ状態／ＯＦＦ状態）を切り替えることができる。

[0026] また、各ＴＦＴのドレイン電極は、ＴＦＴ基板１０にマトリクス状に配置された画素電極に接続されている。従って、ゲートラインＧＬおよびソースラインＳＬのそれぞれに印加される電圧を調整することにより、各ドレイン電極に接続された画素電極のＯＮ状態／ＯＦＦ状態を切り替えることができる。

[0027] 一例として、図３に示されるように、１つのゲートラインＧＬに電圧を印加するとともに、１つのソースラインＳＬに電圧を印加した場合には、当該ゲートラインＧＬに接続されたゲート配線と、当該ソースラインＳＬに接続されたソース配線との交点の位置に設けられたＴＦＴ１１ａ（トランジスタ）が、ＯＮ状態となる。従って、ＴＦＴ１１ａのドレイン電極に接続された画素１１ａｐ（換言すれば、ＴＦＴ１１ａに対応する画素）を、ＯＮ状態に切り替えることができる。

[0028] 他方、図３の場合には、ＴＦＴ１１ａ以外のＴＦＴについては、ＯＦＦ状態のままとなる。例えば、ＴＦＴ１１ａとは異なる位置に設けられたＴＦＴ１１ｂは、ＯＦＦ状態のままである。従って、ＴＦＴ１１ｂに対応する画素も、ＯＦＦ状態のままとなる。

[0029] このように、ＴＦＴ基板１０が備える複数のＴＦＴの一部をＯＮ状態とすることにより、ＴＦＴ基板１０上に配置された対象物体を誘電泳動によって移動させるための電界（不均一な電界）を形成することができる。

[0030] なお、ＴＦＴ基板１０のゲート配線およびソース配線は、例えばＩＴＯ（Indium Tin Oxide，インジウムスズ酸化物）によって形成されてよい。ＩＴＯを用いることにより、これらの配線を透明とすることができる。

[0031] 但し、ゲート配線およびソース配線の電気抵抗を低減させるために、ＡＩ等の不透明な金属材料を用いて、これらの配線を形成してもよい。この点については、後述の変形例において述べる。なお、画素電極もＩＴＯによって形成されてよい。

[0032] 図４の（ａ）～（ｃ）は、図３のＴＦＴ基板１０の断面図である。具体的には、図４において、（ａ）は図３のＡ－Ａ´断面における断面図であり、（ｂ）は図３のＢ－Ｂ´断面における断面図であり、（Ｃ）は図３のＣ－Ｃ´断面における断面図である。

[0033] 図４の（ａ）～（ｃ）に示されるように、ＴＦＴ基板１０は、ＩＴＯ電極１１０ａ、層間絶縁膜１１０ｂ、ＣＯＭ電極１１０ｃ、パッシベーション絶縁膜１１０ｄ、ゲート絶縁膜１１０ｅ、ガラス基板１１０ｆ、半導体層１１０Ｈ、ソース・ドレイン電極１１０ＳＤ、ゲート電極１１０Ｇ、ソース・ドレイン配線１１０ＳＤＨ、およびゲート電極配線１１０ＧＨを備えている。なお、図４の構成は、表示装置用の公知のＴＦＴ基板と同様であるため、詳しい説明については省略する。

[0034] なお、ＣＯＭ電極１１０ｃは、ＩＴＯ電極１１０ａ間の電位差を安定化させるために、接地されていてよい。但し、ＣＯＭ電極１１０ｃが設けられなくとも、泳動装置１による誘電泳動を行うことが可能である。

[0035] また、ＩＴＯ電極１１０ａは、対象物体としての細胞と接触した場合に、当該細胞に悪影響を及ぼすような性質を有していない。従って、誘電泳動の対象となる細胞（および、当該細胞を含んだ液体）は、ＩＴＯ電極１１０ａの表面に直接的に配置されてよい。

[0036] 但し、ＩＴＯ電極１１０ａに電圧を印加した場合に、当該ＩＴＯ電極の表面に化学的な変化が生じることを抑制するために、ＩＴＯ電極１１０ａの表面に適当なコーティングを施してもよい。例えば、SiO_2、SiN_x、ポリ

イミド等の絶縁膜によって、ＩＴＯ電極１１０ａをコーティングしてもよい。

[0037] （チャンバ２０）

チャンバ２０は、ＴＦＴ基板１０上に配置され、対象物体の移動範囲を規制する部材である。チャンバ２０は、所定の透光性を有する部材として製作されることが好ましい。

[0038] 一例として、チャンバ２０は、ポリジメチルシロキサン（Polydimethyl siloxane, ＰＤＭＳ）、エポキシ樹脂（特にＳＵ－８）、ポリメチルメタクリレート（PolyMethyl Methacrylate, ＰＭＭＡ）、ポリビニリデンフルオライド（PolyVinylidene DiFluoride, ＰＶＤＦ）、ガラス、または石英等を材料として製作されてよい。

[0039] なお、ＰＤＭＳを材料として用いることにより、チャンバ２０の製作を特に容易化することができる。当該チャンバ２０は、原料液を２液混合してキュアし、キュア後の材料を鋳型パターン上に形成（転写）することでパターン形成が可能であるためである。このため、ＰＤＭＳを材料として用いた場合には、チャンバ２０が比較的大型であっても、当該チャンバを容易に製作することができる。

[0040] また、ＰＤＭＳは、（ｉ）基板との密着性が良好である、（ｉｉ）耐薬品性が良好である、（ｉｉｉ）自家蛍光を発しない、（ｉｖ）生体適合性（Biocompatibility）を有している等の理由から、対象物体が細胞である場合に特に好適な材料である。

[0041] また、ＳＵ－８を材料として用いた場合には、チャンバ２０を露光プロセスによって形成することができる。従って、チャンバ２０に精密なアライメントが要求される場合には、ＳＵ－８が特に好適な材料である。

[0042] チャンバ２０は、対象物体を含んだ液体を受容することが可能である。チャンバ２０は、例えば矩形形状を有していてよい。この場合、チャンバ２０は、底面を有しない枠状の部材として構成されてよい。

[0043] また、チャンバ２０が底面を有するように構成される場合には、チャンバ

２０には、液体を保持する保持空間が内部に設けられてよい。この場合、チャンバ２０には、外部から保持空間に液体を注入するための注入孔Ｈが設けられてもよい。

[0044] チャンバ２０が設けられることにより、対象物体を含んだ液体を泳動装置において取り扱うことが可能となる。当該液体がＴＦＴ基板１０の外部に漏出し、他の部材（特に、基板３０等の電気的な部材）に悪影響を及ぼすことを防止できるためである。

[0045] それゆえ、チャンバ２０が設けられることによって、液体に含まれる対象物体を誘電泳動によってさらに効率的に移動させることが可能となる。加えて、誘電泳動を行うための電界の強度を低減することができるので、対象物体に与えられる電気的なストレスを低減させることも可能となる。

[0046] 但し、チャンバ２０は泳動装置１に必ずしも設けられる必要はない。対象物体の効率的な移動が要求されない場合、または、対象物体が電気的なストレスに対して耐性が高い場合等には、ＴＦＴ基板１０の表面に対象物体を直接的に配置し、当該対象物体を誘電泳動させてもよい。

[0047] なお、液体の移動をさらに効率化するために、チャンバ２０には、液体の流れを制御するためのマイクロチャネル（微小流路）が適宜設けられてもよい。複数のマイクロチャネルが設けられることにより、液体中から対象物体以外の不要な成分を除去する操作を容易化することもできる。

[0048] （その他の部材）

続いて、図１を再び参照し、その他の部材について説明する。基板３０は、ＴＦＴ基板１０と外部の装置との間の電気的な接続を容易化するために設けられた部材である。但し、泳動装置１において、基板３０は必ずしも設けられなくともよく、ＴＦＴ基板１０と外部の装置とは直接的に接続されてもよい。

[0049] 本実施形態では、基板３０は、ＴＦＴ基板１０を支持するように配置されている。例えば、図示されていないが、基板３０とＴＦＴ基板１０との重なる部分をくりぬくことで、基板３０として不透明なプリント基板を用いた場

合でも、ＴＦＴ基板１０を下側から観察することができる。

[0050] 図１に示されるように、直流電源４１は、基板３０を介して、ゲートラインＧＬ（換言すれば、ゲート配線）に接続されている。直流電源４１は、発生させる直流電圧の値を調整可能であることが好ましい。

[0051] また、交流電源４２は、基板３０を介して、ソースラインＳＬ（換言すれば、ソース配線）に接続されている。交流電源４２は、所定の交流電圧波形（例えば、正弦波電圧およびパルス波形電圧）を発生させるとともに、当該交流電圧波形の周波数および振幅の値を調整可能であることが好ましい。例えば、交流電源４２として、ファンクションジェネレータを用いることができる。

[0052] 従って、（ｉ）直流電源４１によって発生させた直流電圧を、所定のＴＦＴのゲート電極に印加するとともに、（ｉｉ）交流電源４２によって発生させた交流電圧を、所定のＴＦＴのソース電極に印加することができる。

[0053] また、模擬回路（Artifical Network）４３は、基板３０を介して、ソースラインＳＬに接続されている。模擬回路４３は、模擬刺激（Artifical stimulation）としての交流電圧（例えば、後述の図１８の（ｂ）に示す電圧波形）を発生させる回路である。

[0054] 例えば、模擬回路４３は、ＬＳＩ（Large Scale Integrated）デバイスによって実現されてよい。模擬回路４３によって発生させた交流電圧は、所定のＴＦＴのソース電極に印加される。なお、模擬刺激については、後に詳細に説明する。

[0055] （化学処理）

なお、筋肉細胞Ｔ１および神経細胞Ｔ２の少なくともいずれかには、化学処理が施されてよい。化学処理は、筋肉細胞Ｔ１または神経細胞Ｔ２に化学的な刺激を与える目的で施される処理であってよい。

[0056] 上述したように、この化学処理は、筋肉細胞Ｔ１および神経細胞Ｔ２を誘電泳動によって所定の位置に配置させた後に行われてよい。また、化学処理を行うための薬液は、注入孔Ｈを介してチャンバ２０内に注入されてよい。

[0057] 例えば、筋肉細胞Ｔ１に対しては、当該筋肉細胞Ｔ１に化学的な刺激を与えるために、ＧＥＮＥＲＶＯＮ社のＡＬＳ（Amyotrophic Lateral Sclerosis，筋萎縮性側索硬化症）用の薬品であるＧＭ６を用いて、化学処理を施してよい。

[0058] また、神経細胞Ｔ２に対しては、神経細胞Ｔ２を刺激する化学物質であるニューロペプチドを用いて、化学処理を施すことができる。

[0059] 化学処理ＣＴが施されることにより、（ｉ）特定疾患（例えばＡＬＳ）における活性タンパク質Ｃ、または、（ｉｉ）筋障害のための他の治療方法を調査することが可能となる。

[0060] （誘電泳動に用いる交流電圧の周波数についての検討）

本実施形態の泳動装置１による誘電泳動の実験に先立ち、本願の発明者は、誘電泳動に用いる交流電圧の周波数についての検討を行った。すなわち、本願の発明者は、ＩＴＯのストライプパターンによって形成された実験回路に交流電圧を印加し、交流電圧の周波数と対象物体の移動速度（泳動速度）との間の関係について確認を行った。

[0061] 図５は、この実験によって得られた、誘電泳動に用いる交流電圧の周波数と泳動速度との間の関係の一実験結果を示すグラフである。なお、この実験では、誘電泳動の対象物体をマイクロビーズとして用い、かつ、電圧（ピーク値）１０Ｖの正弦波電圧を交流電圧として用いた。

[0062] 図５に示される通り、誘電泳動の対象物体をマイクロビーズとした場合には、交流電圧の周波数を約１００ｋＨｚ～５００ｋＨｚとした場合に、比較的高い泳動速度が実現されることが確認された。そして、交流電圧の周波数を約５００ｋＨｚとした場合に、比較的高い泳動速度が実現されることが確認された。

[0063] なお、図５のグラフでは、交流電圧の周波数を約１ＭＨｚより高くした場合に、泳動速度が有意に減少している。この理由は、周波数が比較的高い場合には、対象物体における誘電損失が顕著となり、当該対象物体に電界を効果的に印加することができないためである。

[0064] また、図５のグラフでは、交流電圧の周波数を約１０ｋＨｚより低くした場合にも、泳動速度が有意に減少している。これは、周波数が比較的低い場合には、対象物体に十分な誘電分極を生じさせることができないためである。

[0065] なお、誘電泳動において、対象物体に印加される力ＦＤＥＰは、以下の式（１）

[数1]

$$\left\langle F_{DEP}\right\rangle = 2\pi r^3 \varepsilon_m \mathrm{Re}\left\{\frac{\varepsilon_p^* - \varepsilon_m^*}{\varepsilon_p^* + 2\varepsilon_m^*}\right\}\nabla\left|\vec{E}_{rms}\right|^2 \qquad (1)$$

として表されることが知られている。

[0066] ここで、式（１）において、ｒは対象物体の半径であり、εｐは対象物体の誘電率であり、εｍは対象物体を含んだ液体の誘電率であり、Ｅｒｍｓは対象物体に印加される電界の実効値を表す。なお、＊は複素数を表す記号であり、Ｒｅは実部を表す記号である。

[0067] 式（１）によれば、対象物体に印加される力ＦＤＥＰは、対象物体に印加される電界の周波数にも依存することが理解される。図５のグラフは、この依存関係の一例を示したものと理解されてよい。

[0068] 図６の（ａ）～（ｅ）は、図５の実験において、交流電圧の周波数を変化させた場合の各周波数における誘電泳動の様子を示す図である。具体的には、図６において、（ａ）は周波数を１ｋＨｚとした場合の、（ｂ）は周波数を１０ｋＨｚとした場合の、（ｃ）は周波数を１００ｋＨｚとした場合の、（ｄ）は周波数を５００ｋＨｚとした場合の、（ｅ）は周波数を１ＭＨｚとした場合の、誘電泳動の様子をそれぞれ示す図である。また、図６の（ｆ）は、実験回路におけるＩＴＯのストライプパターンの概略図である。

[0069] 図６の（ａ）～（ｅ）によれば、対象物体をマイクロビーズとした場合には、周波数を５００ｋＨｚとした場合（図６の（ｄ）の場合）に、誘電泳動が特に効果的となることが確認された。

[0070] 但し、上述の式（１）に示されるように、誘電泳動が特に効果的となる周波数は、対象物体の誘電率εｐおよび液体の誘電率εｍ（換言すれば、対象物体および液体の種類）に依存する。従って、対象物体がマイクロビーズ以外（例えば細胞）である場合には、５００ｋＨｚ以外の周波数が、誘電泳動が特に効果的となる周波数となることも考えられる。

[0071] そこで、本願の発明者は、設定可能な周波数範囲のマージン等を考慮し、泳動装置１における誘電泳動を行うための交流電圧の周波数を、１００ｋＨｚとして設定した。但し、対象物体の種類等に応じて、１００ｋＨｚ以外の周波数が泳動装置１における誘電泳動に用いられてもよい。

[0072] なお、対象物体が細胞である場合には、交流電圧のピーク値を高くしすぎると、細胞に悪影響を及ぼす可能性が懸念される。そこで、本願の発明者は、泳動装置１における誘電泳動を行うための交流電圧のピーク値を４Ｖ程度の値に設定した。

[0073] （泳動装置１における誘電泳動の実験例）

続いて、図７を参照し、泳動装置１における誘電泳動の実験例について述べる。図７の（ａ）および（ｂ）はそれぞれ、泳動装置１における誘電泳動の実験例を示す図である。なお、図７の（ａ）および（ｂ）に示された矢印は、ＯＮ状態とする画素電極を示している。

[0074] 図７の（ａ）は、チャンバ２０に注入された液体中に存在しているマイクロビーズを対象物体とした場合の誘電泳動の実験例を示す図である。図７の（ａ）の場合には、ＴＦＴ層の２つの画素電極をＯＮ状態とするために、（ｉ）当該画素電極に対応するＴＦＴのゲート電極に３Ｖの直流電圧が印加されるとともに、（ｉｉ）当該画素電極に対応するＴＦＴのソース電極に電圧（ピーク値）３Ｖ、周波数１００ｋＨｚの正弦波電圧が印加されている。

[0075] 図７の（ａ）に示されるように、マイクロビーズを対象物体とした場合には、マイクロビーズが、ＯＮ状態となった画素電極（換言すれば、周囲の画素電極に比べて高電位となった画素電極）から離れるように移動することが確認された。

[0076] すなわち、不均一な電界が形成されたＴＦＴ層において、マイクロビーズが、高電位の位置から低電位の位置に向かって移動することが確認された。このように、マイクロビーズを対象物体とした場合には、負の誘電泳動が生じることが確認された。

[0077] 図７の（ｂ）は、チャンバ２０に注入された液体中に存在しているイースト菌を対象物体とした場合の誘電泳動の実験例を示す図である。図７の（ｂ）の場合には、ＴＦＴ層の１つの画素電極をＯＮ状態とするために、（ｉ）当該画素電極に対応するＴＦＴのゲート電極に１Ｖの直流電圧が印加されるとともに、（ｉｉ）当該画素電極に対応するＴＦＴのソース電極に電圧（ピーク値）４Ｖ、周波数１００ｋＨｚの正弦波電圧が印加されている。

[0078] 図７の（ｂ）に示されるように、イースト菌を対象物体とした場合には、イースト菌が、ＯＮ状態となった画素電極に引き寄せられて移動することが確認された。すなわち、不均一な電界が形成されたＴＦＴ層において、イースト菌が、低電位の位置から高電位の位置に向かって移動することが確認された。このように、イースト菌を対象物体とした場合には、正の誘電泳動が生じることが確認された。

[0079] 以上のように、本願の発明者は、ＴＦＴ基板１０を用いて、対象物体の誘電泳動を行うという技術的思想を新たに想到し、泳動装置１を実現した。なお、上述の式（１）によれば、誘電泳動の極性は、対象物体の誘電率εｐおよび液体の誘電率εｍに依存することが理解される。

[0080] （泳動装置１における光学的な観察結果の例）

本実施形態の泳動装置１において、ＴＦＴ基板１０は透光性の領域を有している。従って、対象物体を誘電泳動させるとともに、当該対象物体に対する光学的な観察を行うことが可能である。例えば、対象物体を誘電泳動させた場合の当該対象物体の運動を、観察者が肉眼によって、または光学顕微鏡を用いて観察することが可能である。

[0081] また、チャンバ２０を透明な部材として製作することにより、チャンバ２０を泳動装置１に設けた場合であっても、対象物体に対する光学的な測定を

行うことが可能である。

[0082] 図８は、泳動装置１における対象物体に対する光学的な観察結果の例を示す図である。図８の（ａ）は、チャンバ２０に注入された液体中に存在している上皮細胞を対象物体とした場合の光学的な観察結果の例である。なお、図８の（ａ）の場合には、対象物体の観察を容易化するために、液体中に蛍光マーカが添加されている。

[0083] また、図８の（ｂ）は、チャンバ２０に注入された液体中に存在しているマイクロビーズを対象物体とした場合の光学的な観察結果の例である。なお、図８の（ｂ）の場合にも、対象物体の観察を容易化するために、液体中に蛍光マーカが添加されている。

[0084] なお、図８の（ａ）および（ｂ）の観察結果はいずれも、顕微鏡（例えば、後述の図２３の顕微鏡５１）によって観察された像を示している。また、上皮細胞等の対象物体は、誘電泳動が行われた後に、ＴＦＴ基板１０上で培養されてもよい。

[0085] 泳動装置１によれば、対象物体を誘電泳動させるとともに、当該対象物体に対する光学的な測定を行うことが可能となる。従って、泳動装置１によれば、観察者は、対象物体に対する光学的な測定結果と、当該対象物体に対する電気的な測定結果との整合性を容易に確認することができる。また、観察者は、光学的な測定結果を参照して、電気的な測定条件を適宜調整することもできる。

[0086] （対象物体に対する所定の操作の例）

また、泳動装置１では、（ｉ）ＴＦＴのゲート電極に印加される電圧（すなわち、直流電源４１によって発生させる電圧）と、（ｉｉ）ＴＦＴのソース電極に印加される電圧（すなわち、交流電源４２によって発生させる電圧）とを調整することによって、対象物体を誘電泳動によって移動させるための電界とは異なる第２の電界を形成することができる。この第２の電界は、対象物体に対する誘電泳動以外の所定の操作に対応している。

[0087] 以下、図９を参照し、対象物体に対する誘電泳動以外の操作の例について

述べる。図９の（ａ）～（ｃ）はそれぞれ、本発明の実施形態１に係る泳動装置における、対象物体に対する誘電泳動以外の操作の例を示す図である。

[0088] なお、図９の（ａ）～（ｃ）の操作を行う場合には、交流電源４２に所定のパルス電圧波形を発生させればよい。パルス電圧波形の振幅、オフセット値、周波数、およびデューティ比等を変化させることにより、図９の（ａ）～（ｃ）の各操作を切り替えることができる。

[0089] 図９の（ａ）～（ｃ）では、簡単のために、ゲートラインＧＬおよびソースラインＳＬの図示を省略している。また、図９の（ａ）～（ｃ）では、対象物体である細胞Ｔ・Ｔａ・Ｔｂが、ＴＦＴ基板１０上に直接的に配置されている場合が例示されている。

[0090] 図９の（ａ）は、所定の操作が、細胞Ｔに対して電気刺激（Electro stimulation）を施す操作である場合を例示している。細胞Ｔに対して電気刺激を施す操作は、細胞Ｔを活性化させるために行われてよい。

[0091] 図９の（ｂ）は、所定の操作が、細胞Ｔに対してエレクトロポレーション（Electroporation）を行う操作である場合を例示している。細胞Ｔに対してエレクトロポレーションを行う操作は、以下に示す図９の（ｃ）の細胞融合の前処理として行われてよい。

[0092] 図９の（ｃ）は、所定の操作が、細胞Ｔａおよび Ｔｂ（すなわち、複数の細胞）を細胞融合させる操作である場合を例示している。複数の細胞を細胞融合させる操作は、融合した細胞の進化または挙動を観察する実験のために行われてよい。

[0093] （エレクトロポレーションの実験例）

本願の発明者は、一実験例として、骨髄腫細胞（Myeloma cell）に対してエレクトロポレーションを行った。以下、図１０および図１１を参照し、当該実験例について説明する。

[0094] 図１０の（ａ）は、泳動装置１において骨髄腫細胞に対してエレクトロポレーションが行われる前の状態を表す図である。本実験では、骨髄腫細胞の生死を判別するために蛍光マーカが添加されている。このため、生細胞（Liv

ing cell）は緑色に、死細胞（Dead cell）は赤色にそれぞれ呈色される。なお、図１０の（ａ）では、便宜上、生細胞は白色として、死細胞は黒色として、それぞれ図示されている。

[0095] なお、本実験では、生細胞を判別する蛍光マーカとしてはＦＤＡ（Fluorescein Diacetate）を、死細胞を判別する蛍光マーカとしてはＰＩ（Propidium Iodide）をそれぞれ用いた。

[0096] 図１０の（ｂ）は、泳動装置１において骨髄腫細胞に対してエレクトロポレーションが行われた後の状態を表す図である。なお、本実験では、電極（電極パターン）間に振幅４Ｖ、ＯＮ時間５００μｓ、デューティ比５０％のパルスを２回印加することにより、エレクトロポレーションを行った。

[0097] 生細胞の内部にエレクトロポレーションによって細胞膜が穿孔されると、ＰＩが当該孔から骨髄腫細胞に入り込むこととなる。なお、ＰＩは、穿孔されていない生細胞の内部には入り込むことはできない。そして、エレクトロポレーションが行われた骨髄腫細胞の内部では、それぞれの蛍光マーカが細胞の核と反応する。その結果、当該骨髄腫細胞は、緑色と赤色とが混色した薄いオレンジ色に呈色される。

[0098] このように、本実験では、エレクトロポレーションが行われた骨髄腫細胞を、薄いオレンジ色に呈色された細胞として識別することができる。なお、図１０の（ｂ）では、便宜上、エレクトロポレーションが行われた骨髄腫細胞は灰色として図示されている。

[0099] なお、パルスの振幅を６Ｖにして同様の実験を行ったところ、全ての骨髄腫細胞が赤色に呈色したことが確認された。すなわち、パルスの振幅を６Ｖにした場合には、骨髄腫細胞が完全に死滅したことが確認された。

[0100] 図１１の（ａ）は、図１０の電極の拡大図である。また、図１１の（ｂ）は、図１１の（ａ）のＤ－Ｄ´断面における断面図である。図１１の（ｂ）に示されるように、エレクトロポレーションを行うための電極部（Ａｕ／Ｃｒ層）以外は、SiO_2層によって被覆されている。従って、SiO_2層によって被覆されていない電極部においてのみ、エレクトロポレーションを行う

ことができる。

[0101] 図１１の（ｃ）は、図１１の（ｂ）の電極部にパルスを印加し、電極部の上に配置された細胞にエレクトロポレーションを行った様子を示す概略図である。また、図１１の（ｄ）は、エレクトロポレーションが行われることにより、細胞膜が穿孔された様子を示す概略図である。

[0102] （ＴＦＴ基板１０をセンサとして機能させた場合）

本実施形態の泳動装置１において、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を各種センサとして機能させることも可能である。図１２は、ＴＦＴ基板１０の一部を各種センサとして機能させた場合の例を示す図である。なお、図１２においても、簡単のために、ゲートラインＧＬおよびソースラインＳＬの図示を省略している。

[0103] 図１２の例では、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を、ＩＳＦＥＴ（Ion Sensitive Field Effect Transistor，イオン感応性電界効果型トランジスタ）センサＳ１、抵抗センサＳ２、静電容量センサＳ３、およびインピーダンスセンサＳ４として機能させている。

[0104] ＩＳＦＥＴセンサＳ１は、イオン感応電位を検出する機能を有する。ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部をＩＳＦＥＴセンサとして機能させることにより、対象物体における所定の種類のイオン（例えば、カルシウムイオン、ナトリウムイオン、またはカリウムイオン）の授受を検出することができ、当該対象物体の活性度（生死）を確認することが可能となる。

[0105] また、抵抗センサＳ２は、電気抵抗（Ｒ）を検出する機能を有する。ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を抵抗センサとして機能させることにより、当該位置における対象物体の有無を検出することが可能となる。

[0106] また、静電容量センサＳ３は、静電容量（Ｃ）を検出する機能を有する。ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を静電容量センサとして機能させることにより、当該位置における対象物体の有無を検出することが可能となる。

[0107] また、インピーダンスセンサＳ４は、インピーダンス（Ｚ）を検出する機能を有する。ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部をインピーダンスセンサとし

て機能させることにより、当該位置における対象物体の有無を検出することが可能となる。また、対象物体の活性度を確認することも可能となる。

[0108] このように、ＴＦＴ基板１０の所定の位置を、各種センサとして機能させることにより、当該センサの位置において、対象物体の有無および状態を検出することが可能となる。従って、ＴＦＴ基板１０上の任意の位置において、対象物体の有無および状態を検出することが可能となる。

[0109] （インピーダンスセンサ）

続いて、図１３～図１５を参照して、本実施形態におけるインピーダンスセンサの基本的な概念について述べる。

[0110] 図１３は、ＴＦＴ基板１０上に細胞が配置されていない場合の電流経路の一例を示す図である。図１３では、１つの画素電極がＯＮ状態である場合を考える。図１３に示されるように、ＯＮ状態の画素電極に対応するＴＦＴのソース配線には、所定の交流電圧（正弦波電圧）が印加される。従って、当該ＴＦＴには、交流電源４２から交流電流が流入する。

[0111] ここで、ＴＦＴ基板１０の各画素電極間には、静電容量が形成されている。従って、当該交流電流は、ＯＮ状態の画素電極と隣接した画素電極に形成された静電容量を介して、当該隣接した画素電極に対応するＴＦＴに流入する。そして、当該交流電流は、当該隣接した画素電極に対応するソース配線から出力される。

[0112] なお、ＯＦＦ状態の画素電極に対応するＴＦＴにおいては、ソース－ドレイン間の抵抗が非常に大きいため、ＯＦＦ状態の他の画素電極からの電流の回り込みは無視することができる。

[0113] 従って、ＴＦＴ基板１０には、ＯＮ状態の画素電極に対応するＴＦＴのソース配線に印加される交流電圧Ｖ＊を入力信号、当該隣接した画素電極のＴＦＴに対応するソース配線から出力される交流電流Ｉ＊を出力信号とした測定系（回路網）が形成されることとなる。ここで、＊は複素数を示す記号である。

[0114] ここで、当該測定系のインピーダンスＺは、Ｚ＝Ｖ＊／Ｉ＊として表され

る。従って、交流電圧Ｖ＊は既知であるので、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部において、交流電流Ｉ＊を検出可能であるように構成することにより、インピーダンスＺを算出することができる。換言すれば、当該部分をインピーダンスセンサとして機能させることが可能となる。なお、インピーダンスＺは、ＬＣＲメータ等の機器を用いて測定することが可能である。

[0115] また、インピーダンスＺの実部のみを測定可能であるように測定系を構成すれば、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を、抵抗センサとして機能させることができる。また、上述のインピーダンスＺの虚部のみを測定可能であるように測定系を構成すれば、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を、静電容量センサとして機能させることができる。

[0116] 続いて、図１４は、ＴＦＴ基板１０上に細胞Ｔが配置されている場合の電流経路の一例を示す図である。図１４では、ＯＮ状態の画素電極と隣接した画素電極との間に、細胞Ｔが配置されている場合を考える。

[0117] また、図１５は、細胞Ｔの電気的な等価回路を示す図である。図１５では、細胞Ｔが細胞膜と細胞質から成るモデルが想定されている。図１５に示されるように、細胞膜は、静電容量として見なすことができる。なお、この近似は、高周波領域において特に有効である。

[0118] 他方、細胞質は、電解質を有しているため、静電容量に加えて、電気抵抗をも有していると見なすことができる。従って、細胞質はＲＣ並列回路として表される。それゆえ、細胞Ｔは、図１５の回路によって形成される所定のインピーダンスを有していると理解することができる。

[0119] 従って、図１４のように細胞Ｔが配置される場合には、交流電流Ｉ＊は、主に細胞Ｔを経由して、ＯＮ状態の画素電極と隣接した画素電極のＴＦＴに対応するソース配線から出力されることとなる。

[0120] それゆえ、図１４において、電流Ｉ＊の大きさは、図１３の場合から変化することになる。換言すれば、測定系のインピーダンスＺもまた、図１３の場合から変化する。従って、インピーダンスＺを測定することによって、当該測定系内に細胞Ｔが存在しているか否かを検出することが可能となる。

[0121] なお、ＴＦＴ基板の少なくとも一部をインピーダンスセンサとして機能させる場合には、当該領域において、ＯＮ状態とする画素電極を逐次的に切り替えていけばよい。このように、細胞Ｔを配置した領域の測定を行うことで、細胞Ｔの位置および状態をマッピングすることができる。

[0122] 図１６は、ＴＦＴ基板１０をインピーダンスセンサとして機能させた場合の実験結果の例を示すグラフである。当該実験では、「１０％に希釈したイースト菌溶液」（凡例：1/10(Z)Yeast）、「１％に希釈したイースト菌溶液」（凡例：1/100(Z)）、「０．１％に希釈したイースト菌溶液」（凡例：1/1000(Z)）、「純水」（凡例：DIW(Z)）の４種類の液体に対して、インピーダンスの測定を行った。

[0123] 図１６の（ａ）は、交流電圧の周波数を５００Ｈｚ～５００ｋＨｚの範囲にて変化させた場合の、各液体のインピーダンスの測定結果を示すグラフである。図１６の（ａ）では、液体に含まれるイースト菌の濃度が高いほど、インピーダンスが高くなる傾向が示されている。

[0124] また、図１６の（ｂ）は、図１６の（ａ）のグラフにおいて、周波数５００Ｈｚ～５０ｋＨｚの範囲を拡大した図である。図１６の（ｂ）では、液体に含まれるイースト菌の濃度が高いほどインピーダンスが高くなる傾向は、周波数５００Ｈｚ～１０ｋＨｚ程度の比較的低周波の領域において、特に顕著であることが示されている。

[0125] このように、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部をインピーダンスセンサとして機能させる場合には、インピーダンスを測定する対象の種類に応じて、測定に好適な周波数を適宜設定すればよい。

[0126] （ＩＳＦＥＴセンサ）

図１７は、ＴＦＴ基板１０をインピーダンスセンサとして機能させた場合の実験結果の例を示すグラフである。なお、本実施形態では、ＴＦＴのドレイン電流を測定することによって、当該ＴＦＴをＩＳＦＥＴセンサとして機能させている。

[0127] 当該実験では、ＩＳＦＥＴセンサをＰＨセンサとして使用した。当該実験

では、「ホウ酸塩ＰＨ標準液」（ＰＨ＝９）、「純水」（ＰＨ＝７）、「フタル酸塩ＰＨ標準液」（ＰＨ＝４）の３種類の液体を、ＰＨの測定対象とした。

[0128] 図１７の（ａ）は、ＴＦＴのドレイン電圧を０．５Ｖとして、かつ、ゲート電圧を－５Ｖ～１０Ｖの範囲にて変化させた場合の、当該ドレイン電流の測定結果を示すグラフである。図１７の（ａ）には、ゲート電圧が同じ値であっても、液体のＰＨの値に応じて、異なる値のドレイン電流が測定されることが示されている。

[0129] 従って、ゲート電圧の値とＰＨの値との対応関係が既知であれば、測定されたドレイン電流の値から、液体のＰＨの値を算出することができる。本実験では、事前に得られた実験データを用いて、「ｙ＝０．０１５７ｘ^{2}＋０．０７１７ｘ＋７．６６４」という多項式として、ゲート電圧の値とＰＨの値との対応関係を表した。ここで、ｘはＰＨの値であり、ｙはゲート電圧の値である。

[0130] 図１７の（ｂ）は、測定されたドレイン電流の値と、算出されたＰＨの値との関係を示すグラフである。図１７の（ｂ）では、ＰＨの値として、「ＰＨ＝９」、「ＰＨ＝６」、「ＰＨ＝４」の３通りの値が得られている。

[0131] つまり、ホウ酸塩ＰＨ標準液およびフタル酸塩ＰＨ標準液については、適切なＰＨの値が算出されている。なお、純水はCO_2を吸収するため、実験中にＰＨの値が減少する。このため、純水のＰＨの算出結果については、ＰＨ＝７よりも低い値が得られたものと考えられる。

[0132] （電気刺激の一例）

上述したように、交流電源４２は、パルス電圧波形を発生させることができる。また、模擬回路４３は、模擬刺激としての電圧信号を発生させることができる。以下、図１８を参照し、電気刺激について説明する。

[0133] はじめに、図１８の（ａ）は、交流電源４２によって発生させたパルス電圧波形を示す図である。パルス電圧波形による電気刺激は、パルス刺激（Pulse stimulation）とも称される。パルス刺激は、例えば神経細胞Ｔ１に電気

刺激を与えるための刺激として用いられてよい。

[0134] 続いて、図１８の（ｂ）は、模擬回路４３によって発生させた模擬刺激の電圧波形を示す図である。模擬刺激とは、神経細胞Ｔ２の膜電位（Membrane potential）の時間的な変化を模擬した電圧波形である。図１８の（ｂ）の電圧波形では、脱分極（Depolarization）、再分極（Repolarization）、静止電位（Resting potential）、および活動電位（Action potential）が模擬されている。

[0135] 模擬刺激は、神経細胞Ｔ２に与えられる生物学的な刺激を、パルス刺激に比べてより高精度に模擬した電気刺激であると理解されてよい。模擬刺激を用いることにより、パルス刺激を用いた場合に比べて、より高精度な実験が可能になるとともに、神経細胞Ｔ１に与えられる電気的なストレスを低減させることができる。

[0136] また、模擬回路４３によって、筋肉細胞Ｔ１に接続されている運動ニューロンの膜電位を模擬した電圧波形を生成することもできる。なお、この運動ニューロンは、ＴＦＴ基板１０上において培養されてもよい。

[0137] （泳動装置１の効果）

以上のように、本実施形態の泳動装置１によれば、誘電泳動によって対象物体（例えば細胞等）を移動させる泳動装置を、ＴＦＴ基板１０を用いて実現することが可能となる。加えて、透光性の領域を有するＴＦＴ基板１０を用いることにより、対象物体を誘電泳動させるとともに、当該対象物体に対する光学的な測定を行うことが可能となる。

[0138] また、本実施形態の泳動装置１によれば、ＴＦＴ基板１０内のＴＦＴによって、対象物体を誘電泳動によって移動させるための電界とは異なる第２の電界を形成することができる。この第２の電界を形成することにより、対象物体に対して誘電泳動以外の所定の操作（例えば、電気刺激、エレクトロポレーション、細胞融合）を施すことが可能となる。

[0139] また、ＴＦＴ基板１０の少なくとも一部を、各種センサ（例えば、ＩＳＦＥＴセンサ、抵抗センサ、静電容量センサ、インピーダンスセンサ）として

機能させることにより、当該センサの位置において、対象物体の有無および状態を検出することが可能となる。

[0140] 〔変形例〕

なお、本発明の一態様に係る泳動装置において、ＴＦＴ基板のゲート配線およびソース配線の配置は、実施形態１のものに限定されなくともよい。以下、図１９および図２０を参照し、ＴＦＴ基板の変形例について説明する。

[0141] 図１９は、実施形態１のＴＦＴ基板１０の変形例としてのＴＦＴ基板１０ｖの構成を示す図である。ＴＦＴ基板１０ｖは、ゲート配線およびソース配線が、画素電極（ＩＴＯ電極）の端部と重なり合わないように配置されているという点において、実施形態１のＴＦＴ基板１０（図３を参照）と異なる。

[0142] 続いて、図２０を参照し、ＴＦＴ基板１０ｖの利点について説明する。図２０において、（ａ）は、図３のＴＦＴ基板１０における画素電極と電極配線との位置関係を示す図であり、（ｂ）は、図１９のＴＦＴ基板１０ｖにおける画素電極と電極配線との位置関係を示す図である。

[0143] なお、図２０において、画素電極のサイズは９５μｍ□、画素ピッチは１００μｍ、配線幅は５μｍである。また、ゲート配線およびソース配線は、不透明な金属材料（例えばＡｌ）によって形成されている。また、細胞Ｔのサイズは数μｍ～数１０μｍ程度である。

[0144] 図２０の（ａ）に示されるように、ＴＦＴ基板１０では、不透明なゲート配線およびソース配線が、画素電極の端部と重なり合うように配置されている。このため、画素電極間に細胞Ｔが存在している場合には、細胞Ｔが不透明なゲート配線およびソース配線に隠されてしまうため、細胞Ｔに対して光学的な観察を行うことができなくなる。

[0145] 他方、図２０の（ｂ）に示されるように、ＴＦＴ基板１０ｖでは、不透明なゲート配線およびソース配線が、画素電極の端部と重なり合わないように配置されている。このため、画素電極間に細胞Ｔが存在している場合であっても、細胞Ｔは不透明なゲート配線およびソース配線に隠されないため、細

胞Ｔに対して光学的な観察を行うことができる。

[0146] 従って、ＴＦＴ基板１０ｖによれば、ゲート配線およびソース配線の電気抵抗を低減させるために、ＡＩ等の不透明な金属材料を用いた場合であっても、細胞Ｔに対して光学的な観察を行うことが可能となる。誘電泳動を行う場合には、比較的多数の対象物質が画素電極間の付近に移動することが考えられるため、ＴＦＴ基板１０ｖは有益である。

[0147] 〔実施形態２〕

本発明の他の実施形態について、図２１に基づいて説明すれば、以下の通りである。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0148] 図２１は、本実施形態の泳動装置２の構成を示す図である。本実施形態の泳動装置２は、実施形態１の泳動装置１において、チャンバ２０をチャンバ２５（規制部材）に置き換えることによって得られる構成である。なお、図２１では、簡単のために、直流電源４１、交流電源４２、および模擬回路４３の図示を省略している。

[0149] 泳動装置２において、チャンバ２５の内部には、第１チャンバ２６ａ（規制部材）および第２チャンバ２６ｂ（規制部材）が設けられている。第１チャンバ２６ａは、筋肉細胞Ｔ１を含んだ液体の移動範囲を規制する。また、第２チャンバ２６ｂは、神経細胞Ｔ２を含んだ液体の移動範囲を規制する。

[0150] また、第１チャンバ２６ａには、チャンバ２５の外部から、第１チャンバ２６ａの内部に液体を注入するための注入孔Ｈが設けられている。同様に、第２チャンバ２６ｂには、チャンバ２５の外部から、第２チャンバ２６ｂの内部に液体を注入するための注入孔Ｈが設けられている。

[0151] そして、第１チャンバ２６ａと第２チャンバ２６ｂとは、互いに離間しており、かつ、互いに連通しないように構成されている。従って、第１チャンバ２６ａによって受容されている液体と、第２チャンバ２６ｂによって受容されている液体とが混合しないように、各液体を分離することが可能である。

[0152] 泳動装置２によれば、複数のチャンバ（第１チャンバ２６ａおよび第２チャンバ２６ｂ）が設けられることにより、分離された各液体に含まれる筋肉細胞Ｔ１および神経細胞Ｔ２のそれぞれに対して、誘電泳動および所定の操作を施すことが可能となる。このため、泳動装置の利便性をさらに向上させることが可能となる。

[0153] 〔変形例〕

なお、本発明の一態様に係る泳動装置において、複数の規制部材が設けられる場合であっても、当該規制部材の構成は、実施形態２のものに限定されなくともよい。以下、図２２を参照し、規制部材の変形例について説明する。

[0154] 図２２は、実施形態２のチャンバ２５の変形例としてのチャンバ２５ｖ（規制部材）の構成を示す図である。なお、図２２において、チャンバ２５ｖの各部材は、ＰＤＭＳを用いて製作されているため、透明である。

[0155] 図２２に示すように、チャンバ２５ｖは、略直方体状の部材である。チャンバ２５ｖの内部には、第１チャンバ２６ａｖ（規制部材）、第２チャンバ２６ｂｖ（規制部材）、および第３チャンバ２６ｃｖ（規制部材）が設けられている。このように、規制部材の個数は、３つ以上であってもよい。

[0156] また、第１チャンバ２６ａｖ～第３チャンバ２６ｃｖのそれぞれには、チャンバ２５ｖの外部から、第１チャンバ２６ａｖ～第３チャンバ２６ｃｖの内部に液体を注入するための注入孔Ｈが設けられている。

[0157] 加えて、チャンバ２５ｖには、（ｉ）第１チャンバ２６ａｖと第２チャンバ２６ｂｖとを連通する微小流路ＭＦ１と、（ｉｉ）第２チャンバ２６ｂｖと第３チャンバ２６ｃｖとを連通する微小流路ＭＦ２設けられている。なお、微小流路ＭＦ１およびＭＦ２は、数μｍ程度の幅を有するように構成されてよい。

[0158] 微小流路ＭＦ１およびＭＦ２が設けられることにより、第１チャンバ２６ａｖと第２チャンバ２６ｂｖと第３チャンバ２６ｃｖとを、互いに連通させることができる。

[0159] 一例として、各チャンバ内の液体中に含まれている細胞を培養した後に、各チャンバ内の液体を混合させたい場合には、チャンバ２５ｖが好適である。また、チャンバ２５ｖによれば、神経細胞が含まれているチャンバ（例えば第１チャンバ２６ａｖ）から、筋肉細胞が含まれているチャンバ（例えば第２チャンバ２６ｂｖ）に、神経細胞の軸索を導入することもできる。

[0160] 〔実施形態３〕

本発明の他の実施形態について、図２３に基づいて説明すれば、以下の通りである。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0161] 図２３は、本実施形態の観察システム１００の構成を示す図である。観察システム１００は、泳動装置１、顕微鏡５１、デジタルカメラ５２、および制御装置６０を備えている。なお、図２３においても、簡単のために、直流電源４１、交流電源４２、および模擬回路４３の図示を省略している。

[0162] 顕微鏡５１は、泳動装置１における対象物体に対する光学的な観察を容易化するために設けられた光学観察機器である。顕微鏡５１は、観察者によって手動での操作が可能である。顕微鏡５１は、例えば、基板３０の側から対象物体を観察するために配置された倒立型の顕微鏡であってもよいし、チャンバ２０の側から対象物体を観察するために配置された正立型の顕微鏡であってもよい。

[0163] 但し、顕微鏡５１は、倒立型の顕微鏡であることが好ましい。顕微鏡５１が倒立型の顕微鏡である場合には、顕微鏡５１と対象物質との間にチャンバ２０が存在していないため、高倍率での観察をより容易に行うことができるためである。

[0164] デジタルカメラ５２は、泳動装置１における対象物体に対する光学的な観察をさらに容易化するために設けられた光学観察機器である。デジタルカメラ５２の動作は、制御装置６０によって制御されている。従って、デジタルカメラ５２は、観察者による手動での操作を必要とせず、対象物体に対する光学的な観察（像の撮影）を行うことができる。

[0165] 制御装置６０は、デジタルカメラ５２および泳動装置１の動作を統括的に制御する部材である。制御装置６０は、例えばＰＣ（Personal Computer）であってよい。制御装置６０は、デジタルカメラ５２および基板３０と接続されている。

[0166] 従って、制御装置６０は、基板３０を介して、泳動装置１の各種の部材（例えば、直流電源４１および交流電源４２等）の動作を制御することができる。このため、ユーザは制御装置６０を介して、対象物体に対する誘電泳動および各種の操作を、容易に行うことが可能となる。

[0167] （観察システム１００の目的）

観察システム１００は、細胞間の相互作用が重要な研究において、in-vitro（生体外）の分析を可能とするプラットフォームを実現することを目的として構成されている。

[0168] 一例として、観察システム１００は、（ｉ）病気のプロセスの調査、あるいは、（ｉｉ）ＡＬＳまたは筋疾患（Myopathy）等の病気の治療の研究を行うために使用されてよい。

[0169] 泳動装置１によれば、ＴＦＴ基板１０上の特定の場所に配置された筋肉細胞または神経細胞のみに電気刺激を与えることが可能であるため、完全な筋肉単位（筋細胞と運動ニューロン）を培養することが可能であるためである。

[0170] また、観察システム１００においては、より生体に近いモデルを構築するために、２種類よりも多い種類の細胞を実験対象とすることもできる。例えば、細胞相互作用に関する調査の改善のために、感覚受容器（例えば熱を検知する細胞）等の細胞を導入して、ＴＦＴ基板１０上において、当該細胞を神経細胞と接続させてもよい。

[0171] 〔まとめ〕

本発明の態様１に係る泳動装置（１）は、誘電泳動によって対象物体（例えば、細胞Ｔ）を移動させる泳動装置であって、誘電泳動のための電界を形成するとともに、上記対象物体を支持する薄膜トランジスタ基板（ＴＦＴ基

板１０）を備えており、上記薄膜トランジスタ基板が備える複数のトランジスタ（ＴＦＴ１１ａ）の一部に電圧が印加されることにより、上記対象物体を移動させる。

[0172] 上記の構成によれば、誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置を、ＴＦＴ基板を用いて実現することが可能となるという効果を奏する。

[0173] 本発明の態様２に係る泳動装置は、上記態様１において、上記薄膜トランジスタ基板が、透光性の領域を有していることが好ましい。

[0174] 上記の構成によれば、透光性の領域を有するＴＦＴ基板を用いることにより、対象物体を誘電泳動させるとともに、当該対象物体に対する光学的な測定を行うことが可能となるという効果を奏する。

[0175] 本発明の態様３に係る泳動装置は、上記態様１または２において、上記薄膜トランジスタ基板上に配置され、上記対象物体の移動範囲を規制する規制部材（チャンバ２０）を備えていることが好ましい。

[0176] 上記の構成によれば、ＴＦＴ基板上に規制部材を設けることにより、対象物体を含んだ液体を泳動装置において取り扱うことが可能となるという効果を奏する。

[0177] 本発明の態様４に係る泳動装置は、上記態様３において、上記規制部材が、ポリジメチルシロキサン、エポキシ樹脂、ポリメチルメタクリレート、ポリビニリデンフルオライド、ガラス、または石英のいずれかを材料として製作されていることが好ましい。

[0178] 上記の構成によれば、規制部材を透明な部材として製作することができるため、規制部材を泳動装置に設けた場合であっても、対象物体に対する光学的な測定を行うことが可能となるという効果を奏する。

[0179] 本発明の態様５に係る泳動装置は、上記態様１から４のいずれか１つにおいて、上記薄膜トランジスタ基板の少なくとも一部が、イオン感応性電界効果型トランジスタセンサ（ＩＳＦＥＴセンサＳ１）、抵抗センサ（Ｓ２）、静電容量センサ（Ｓ３）、および、インピーダンスセンサ（Ｓ４）のうちの少なくとも１つとして機能することが好ましい。

[0180] 上記の構成によれば、ＴＦＴ基板を各センサとして機能させることにより、対象物体の有無または状態を評価することが可能となるという効果を奏する。一例として、対象物体が細胞である場合には、インピーダンスセンサによって細胞のインピーダンスを測定することにより、細胞の活性度（生死）を判定することができる。

[0181] 本発明の態様６に係る泳動装置は、上記態様１から５のいずれか１つにおいて、上記薄膜トランジスタ基板が、上記対象物体を誘電泳動によって移動させるための電界とは異なる第２の電界を形成し、上記第２の電界は、上記対象物体に対する誘電泳動以外の所定の操作に対応した電界であることが好ましい。

[0182] 上記の構成によれば、第２の電界を形成することによって、対象物体に対して誘電泳動以外の所定の操作を施すことが可能となるという効果を奏する。

[0183] 本発明の態様７に係る泳動装置は、上記態様６において、上記対象物体は、細胞であり、上記所定の操作は、上記細胞に対して電気刺激を施す操作、上記細胞に対してエレクトロポレーションを行う操作、または、複数の上記細胞を細胞融合させる操作のうちのいずれかであることが好ましい。

[0184] 上記の構成によれば、細胞に対して、電気刺激を施す操作またはエレクトロポレーションを行う操作を施すことが可能となるという効果を奏する。また、複数の細胞を細胞融合させる操作を施すことも可能となる。

[0185] 〔付記事項〕

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせて得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。さらに、各実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を組み合わせることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

符号の説明

[0186] １，２　泳動装置

１０　ＴＦＴ基板（薄膜トランジスタ基板）

１１ａ　ＴＦＴ（トランジスタ）

２０，２５，２５ｖ　チャンバ（規制部材）

２６ａ，２６ａｖ　第１チャンバ（規制部材）

２６ｂ，２６ｂｖ　第２チャンバ（規制部材）

２６ｃｖ　第３チャンバ（規制部材）

１００　観察システム

Ｓ１　イオン感応性電界効果型トランジスタセンサ（ＩＳＦＥＴセンサ）

Ｓ２　抵抗センサ

Ｓ３　静電容量センサ

Ｓ４　インピーダンスセンサ

Ｔ，Ｔａ，Ｔｂ　細胞（対象物体）

Ｔ１　筋肉細胞（対象物体）

Ｔ２　神経細胞（対象物体）

請求の範囲

[請求項1] 誘電泳動によって対象物体を移動させる泳動装置であって、

誘電泳動のための電界を形成するとともに、上記対象物体を支持する薄膜トランジスタ基板を備えており、

上記薄膜トランジスタ基板が備える複数のトランジスタの一部に電圧が印加されることにより、上記対象物体を移動させることを特徴とする泳動装置。

[請求項2] 上記薄膜トランジスタ基板は、透光性の領域を有していることを特徴とする請求項１に記載の泳動装置。

[請求項3] 上記薄膜トランジスタ基板上に配置され、上記対象物体の移動範囲を規制する規制部材を備えていることを特徴とする請求項１または２に記載の泳動装置。

[請求項4] 上記規制部材は、ポリジメチルシロキサン、エポキシ樹脂、ポリメチルメタクリレート、ポリビニリデンフルオライド、ガラス、または石英のいずれかを材料として製作されていることを特徴とする請求項３に記載の泳動装置。

[請求項5] 上記薄膜トランジスタ基板の少なくとも一部は、

イオン感応性電界効果型トランジスタセンサ、

抵抗センサ

静電容量センサ、および、

インピーダンスセンサのうちの少なくとも１つとして機能することを特徴とする請求項１から４のいずれか１項に記載の泳動装置。

[請求項6] 上記薄膜トランジスタ基板は、上記対象物体を誘電泳動によって移動させるための電界とは異なる第２の電界を形成し、

上記第２の電界は、上記対象物体に対する誘電泳動以外の所定の操作に対応した電界であることを特徴とする請求項１から５のいずれか１項に記載の泳動装置。

[請求項7] 上記対象物体は、細胞であり、

上記所定の操作は、

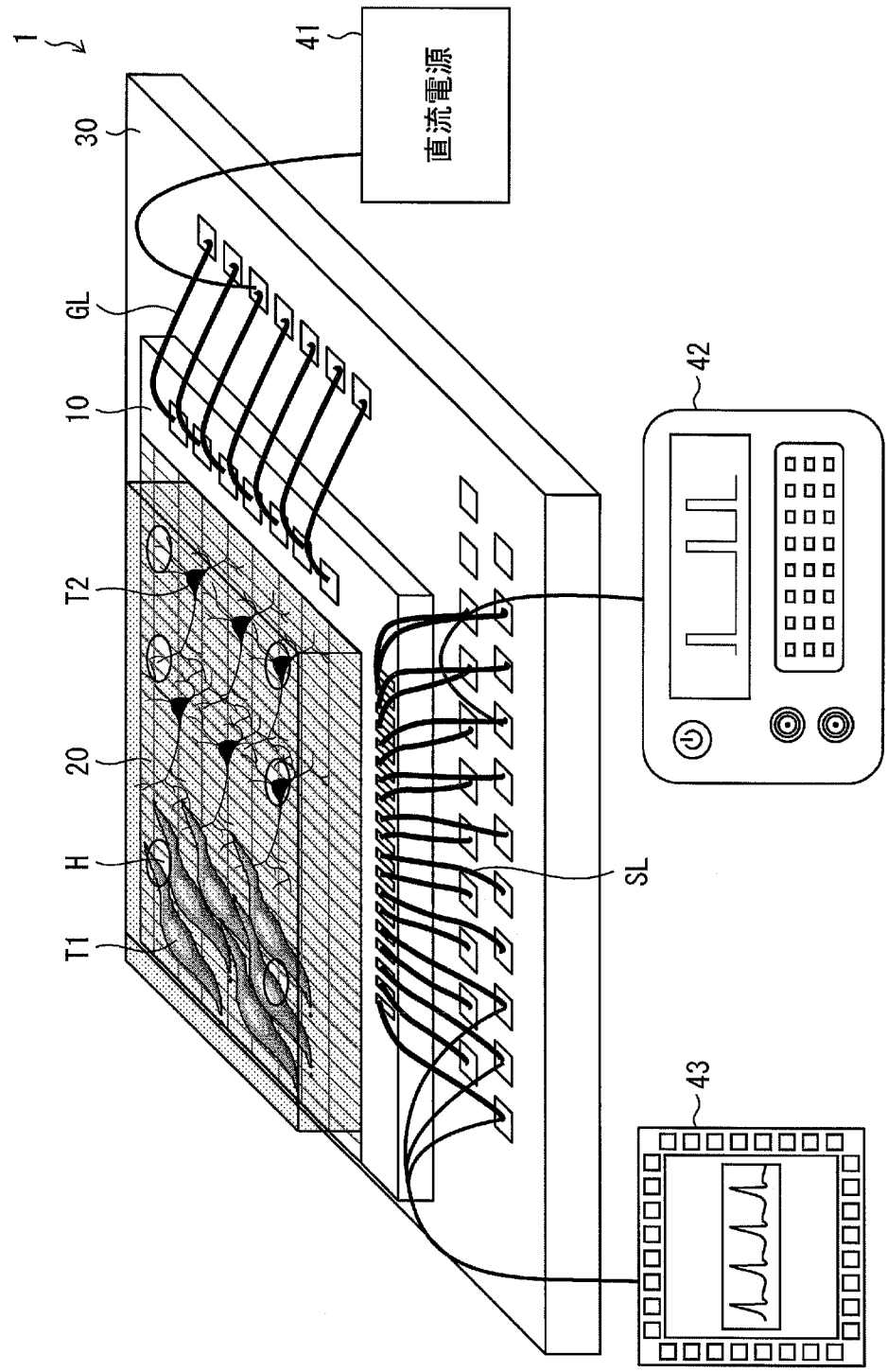
上記細胞に対して電気刺激を施す操作、

上記細胞に対してエレクトロポレーションを行う操作、または、

複数の上記細胞を細胞融合させる操作のうちのいずれかであることを特徴とする請求項６に記載の泳動装置。

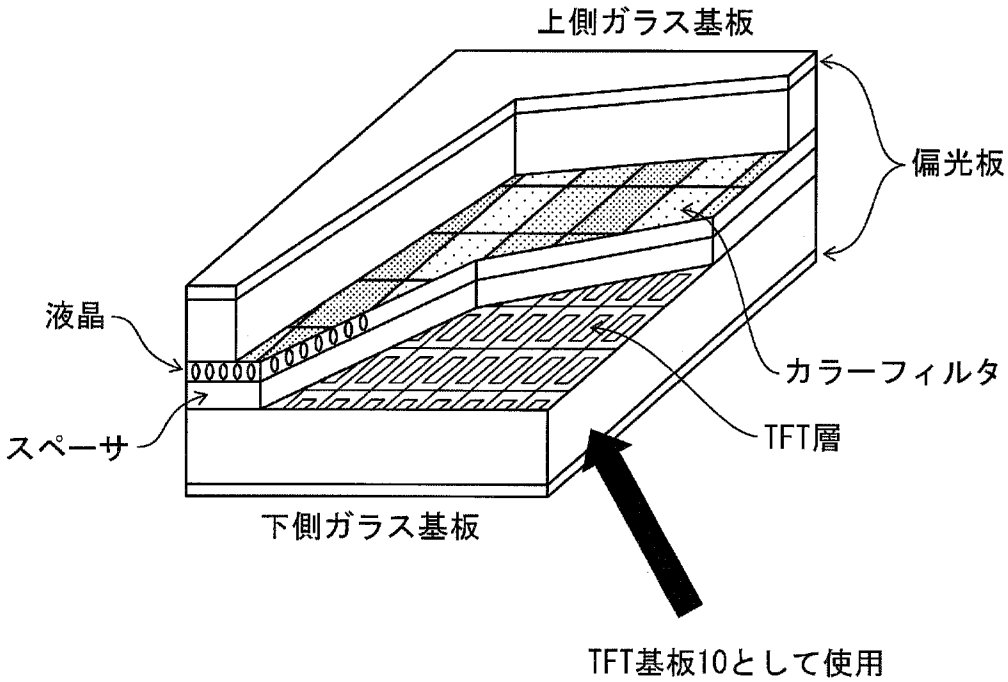
[図1]

図 1



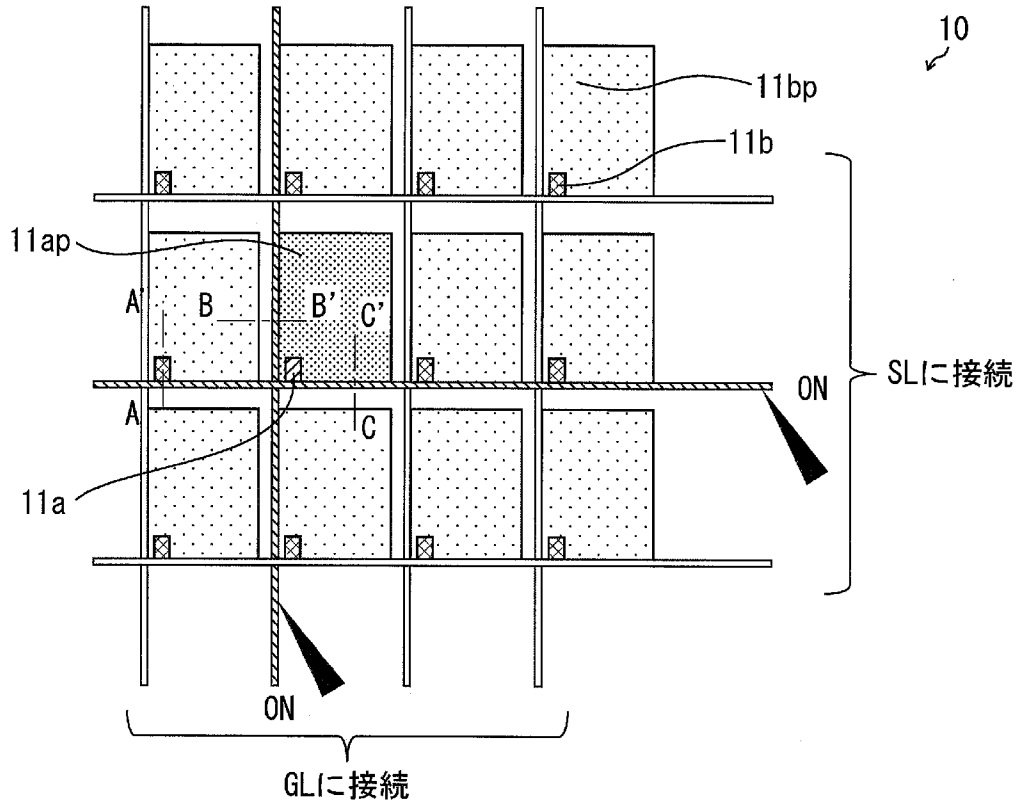
[図2]

図 2


上側ガラス基板
偏光板
液晶
スペーサ
カラーフィルタ
TFT層
下側ガラス基板
TFT基板10として使用

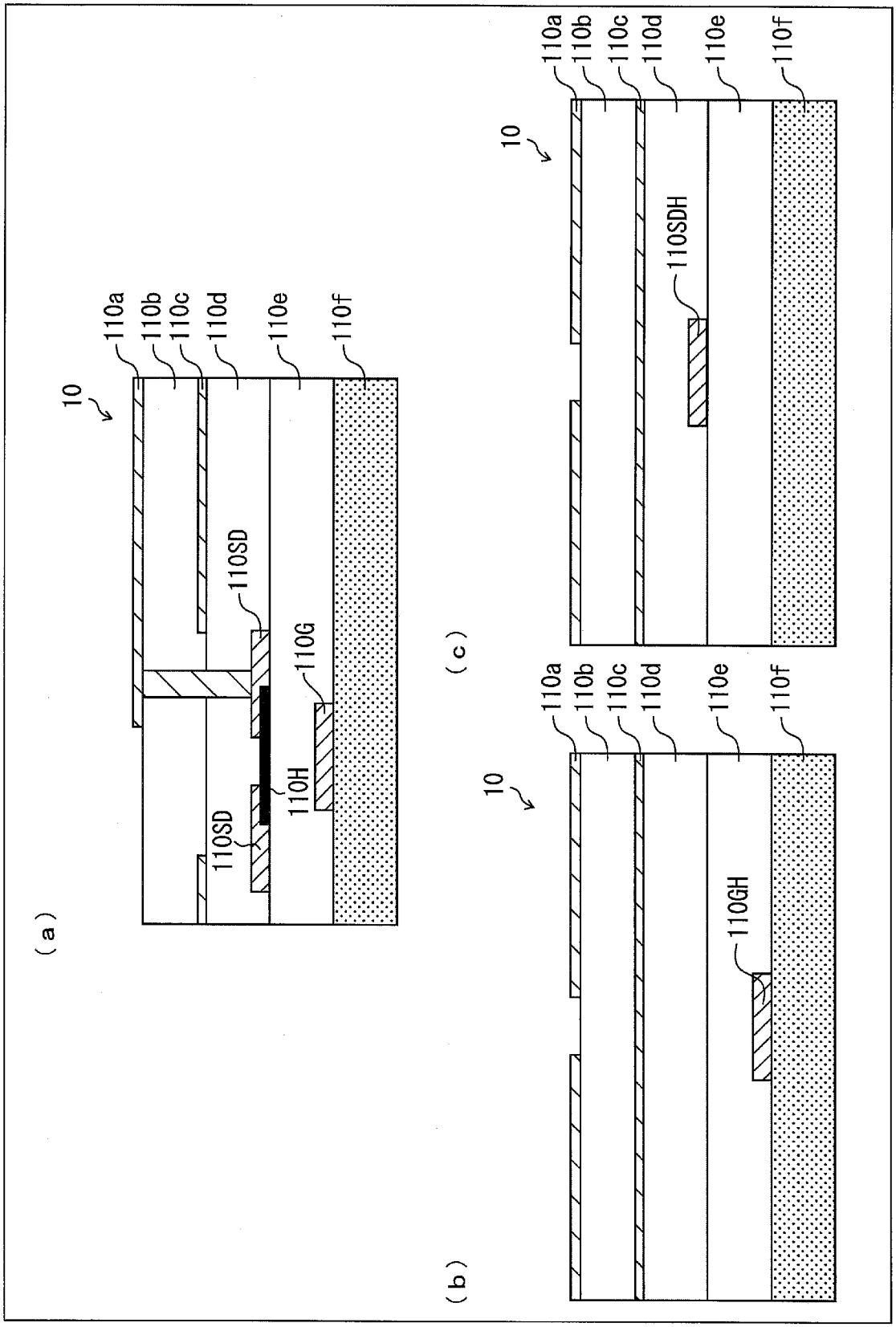
[図3]

図 3


10
11bp
11b
11ap
A'
B
B'
C'
A
C
11a
ON
SLに接続
ON
GLに接続

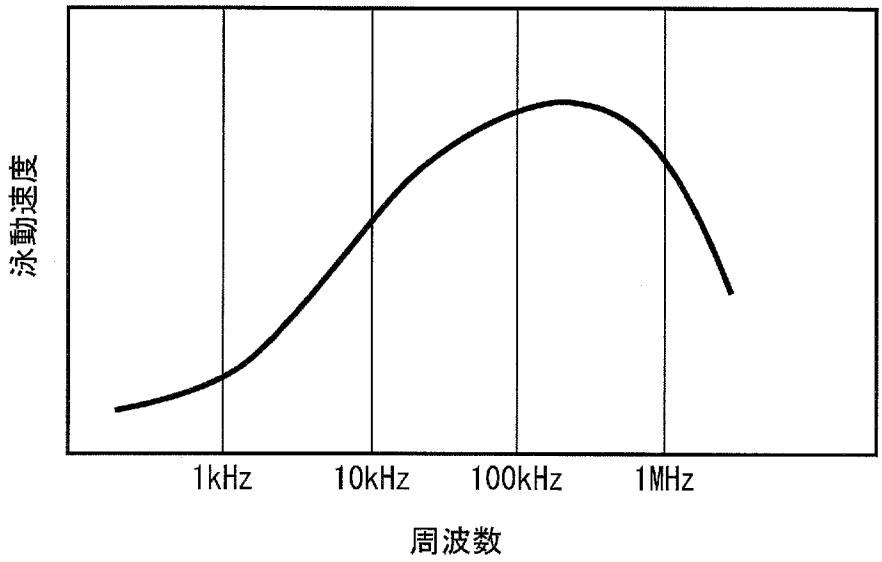
[図4]

図 4


(a)
10
110a
110b
110c
110d
110e
110f
110SD
110G
110H
110SD
(b)
10
110a
110b
110c
110d
110e
110f
110GH
(c)
10
110a
110b
110c
110d
110e
110f
110SDH

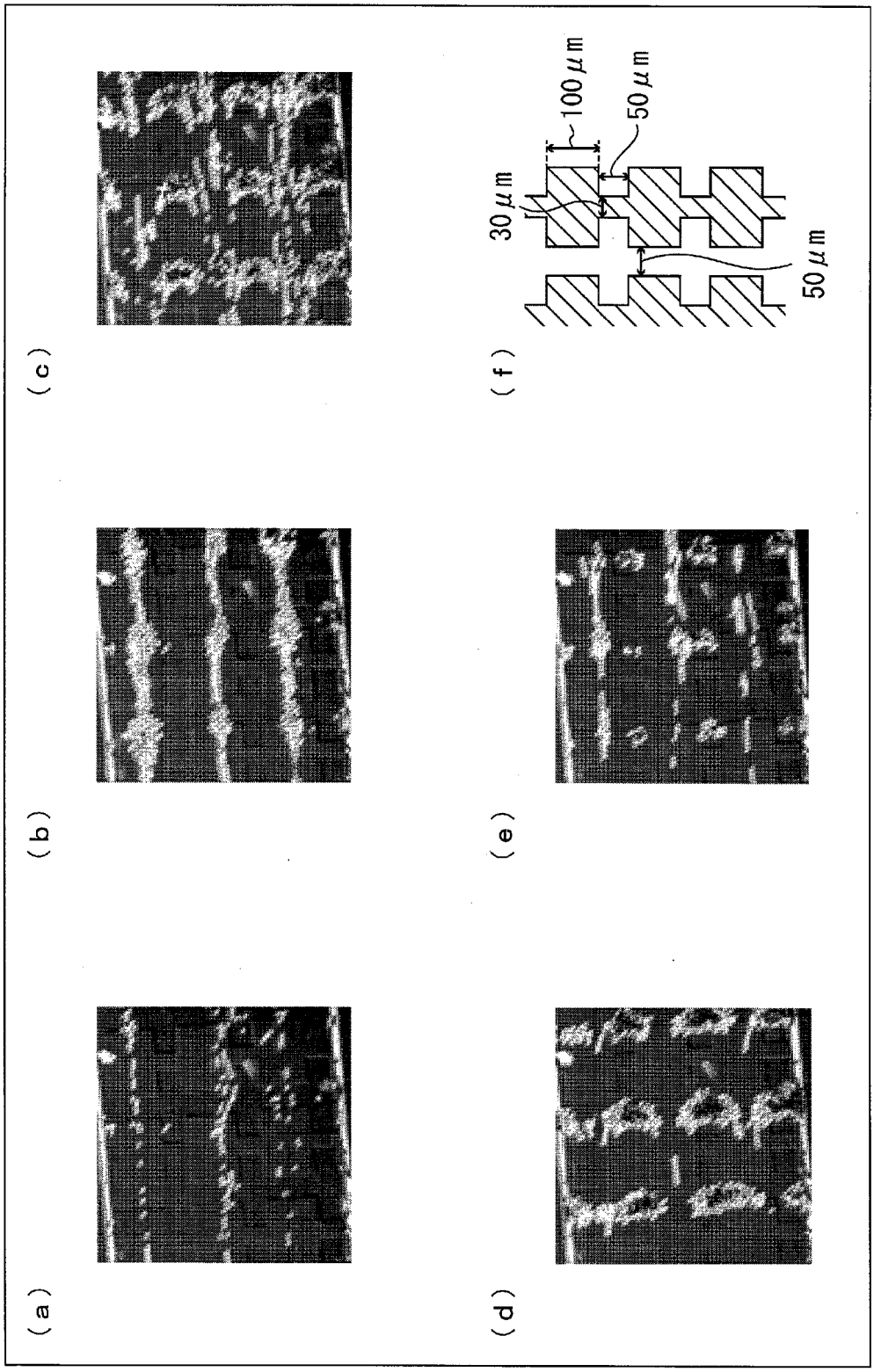
[図5]

図 5



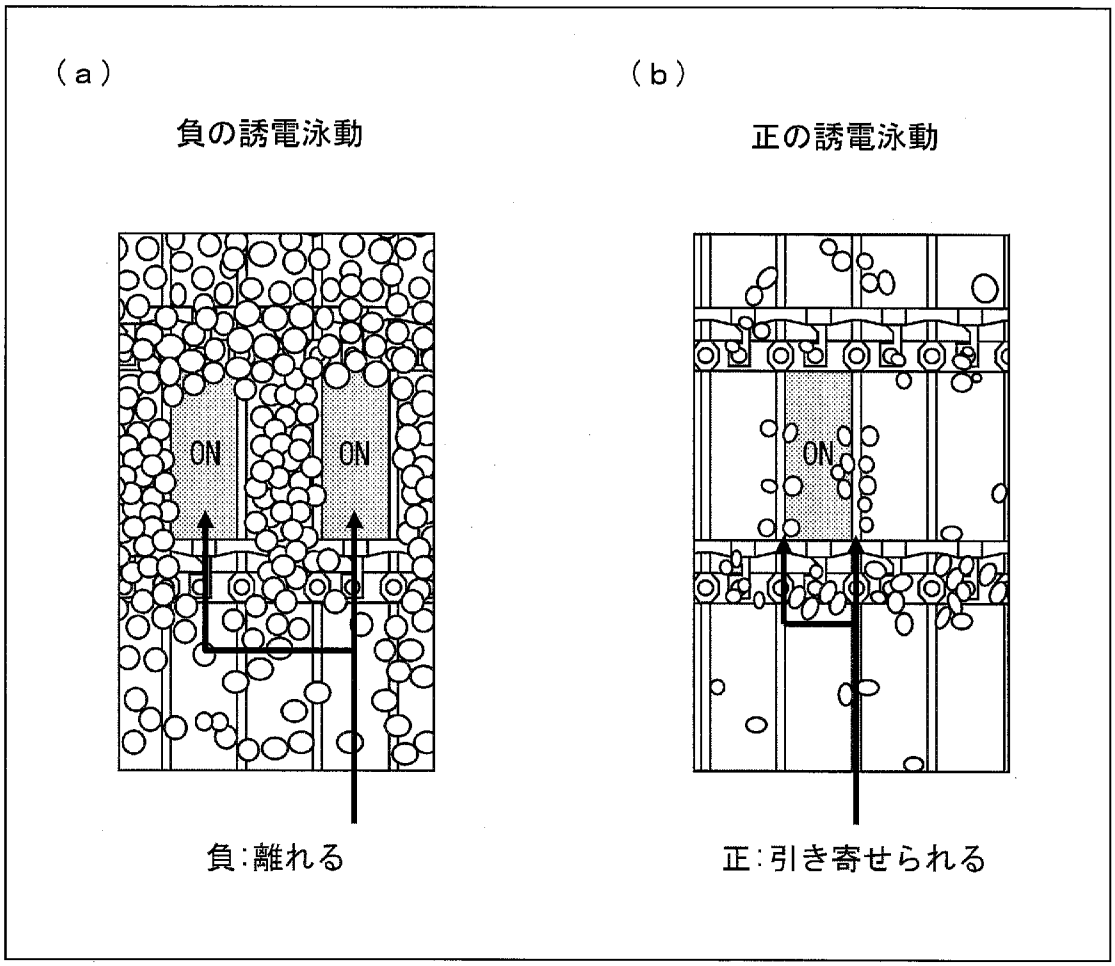
[図6]

図6



[図7]

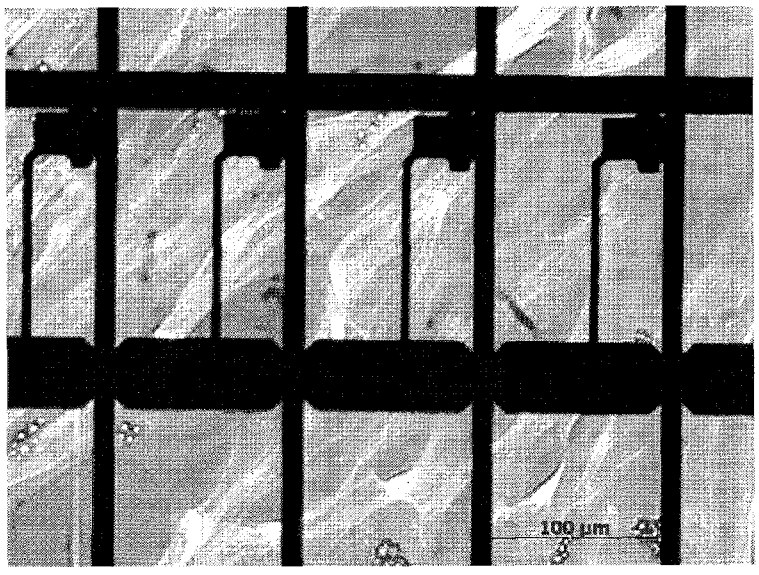
図 7



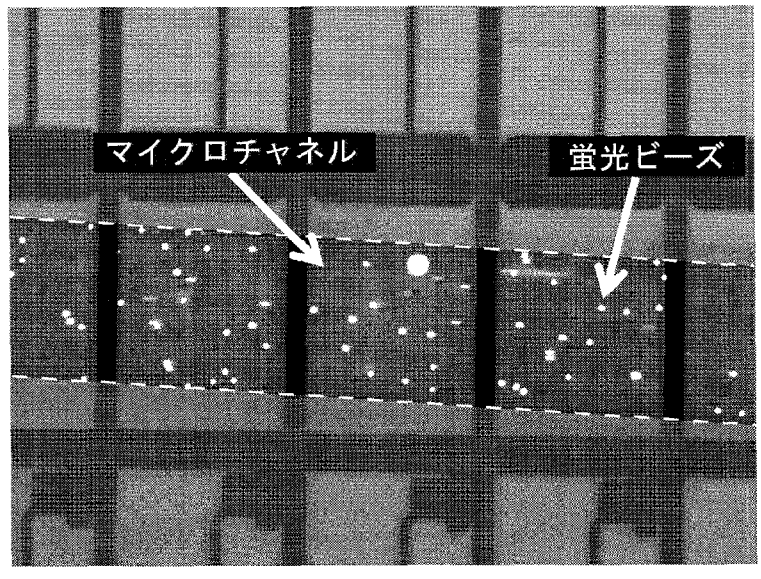
[図8]

図 8

（ａ）

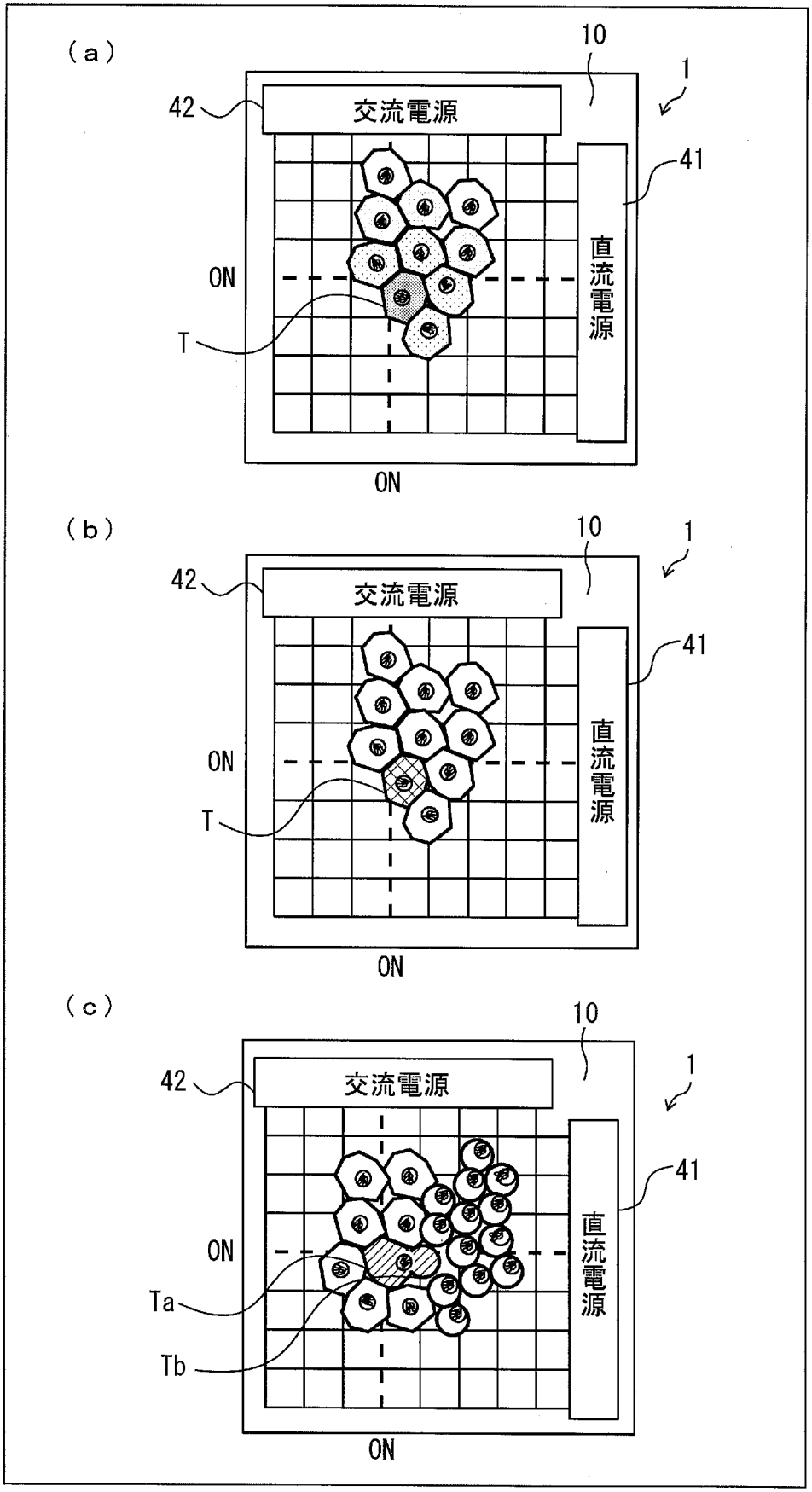


（ｂ）



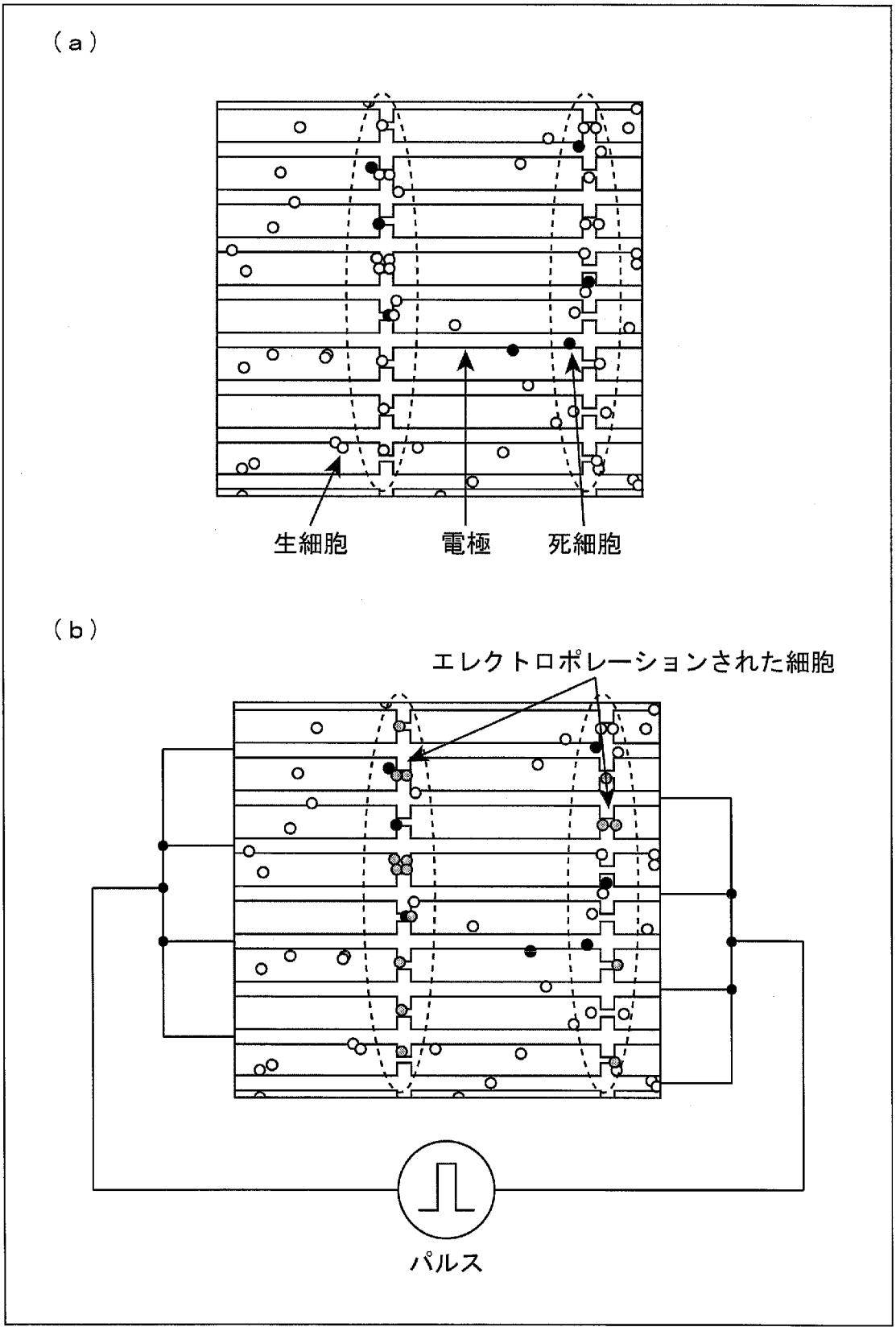
[図9]

図 9


(a)
10
1
42
交流電源
41
直流電源
ON
T
ON
(b)
10
1
42
交流電源
41
直流電源
ON
T
ON
(c)
10
1
42
交流電源
41
直流電源
ON
Ta
Tb
ON

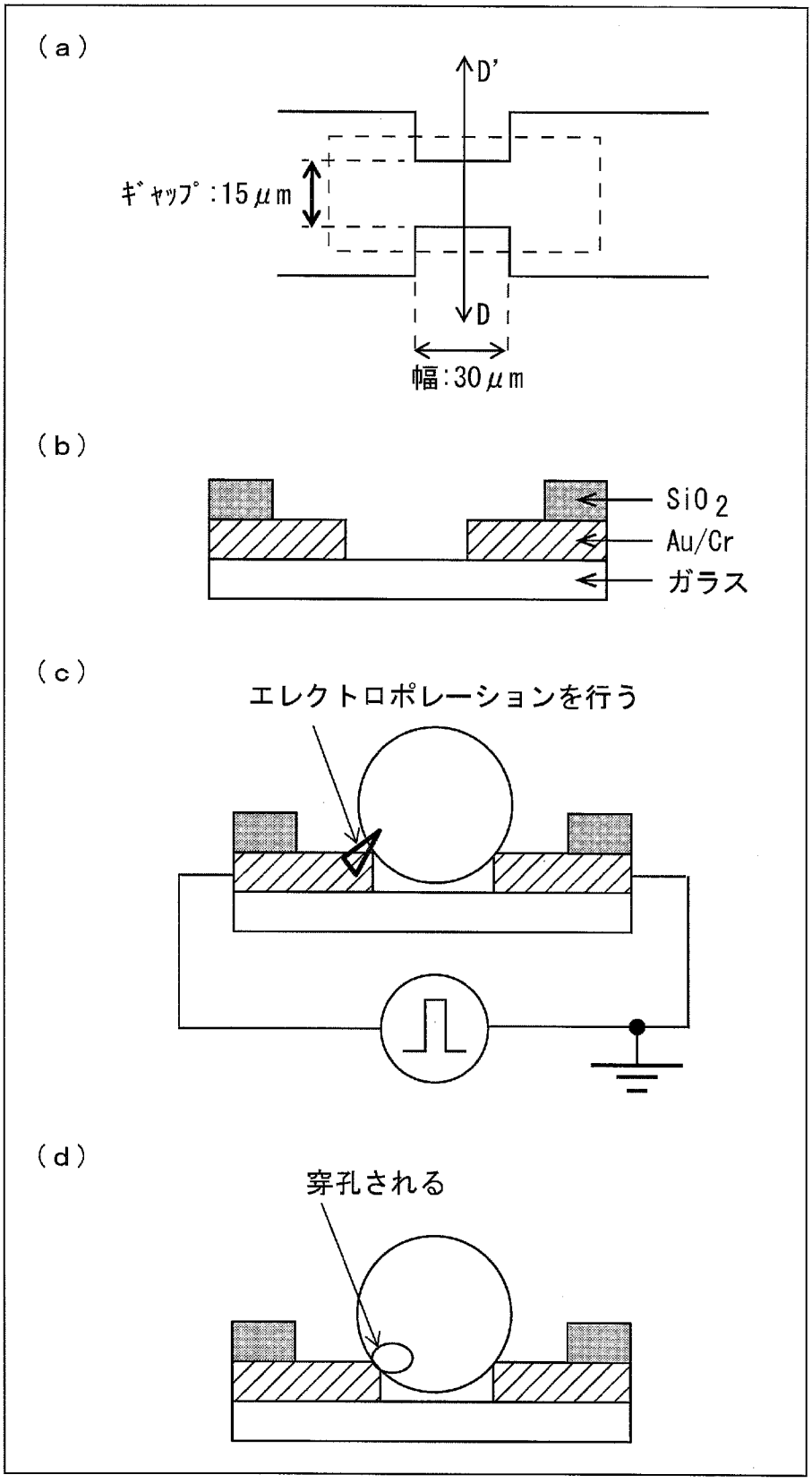
[図10]

図 10



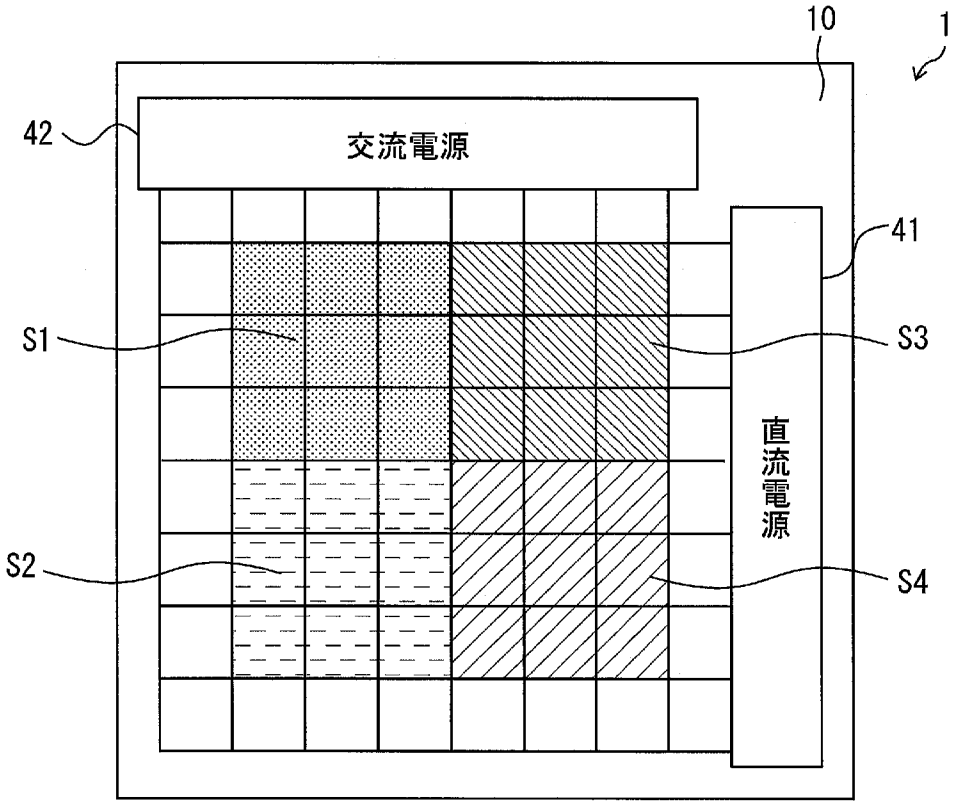
[図11]

図 11



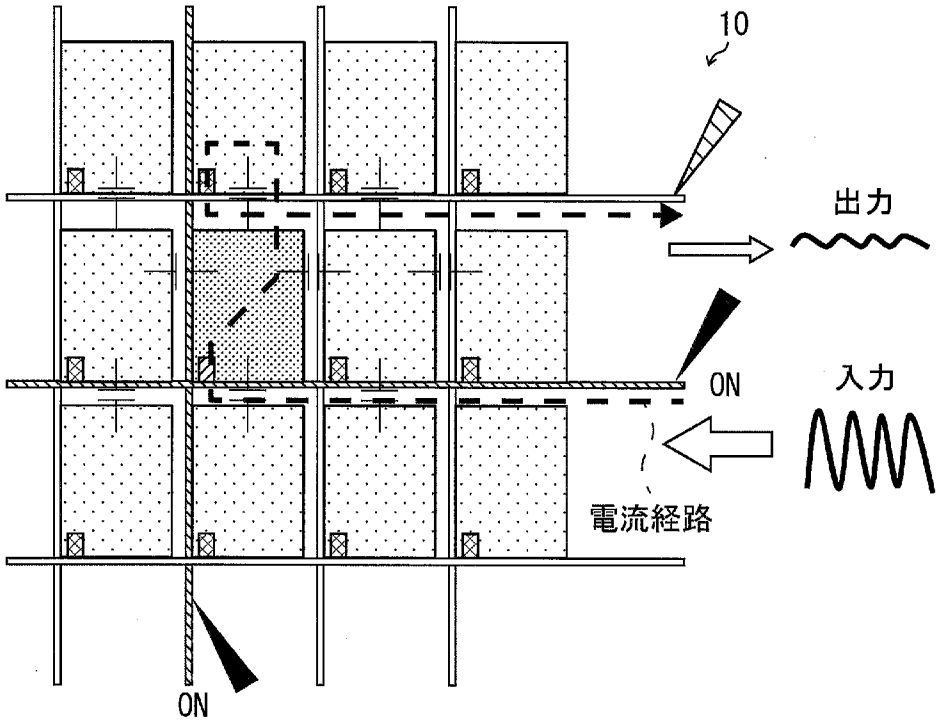
[図12]

図 12



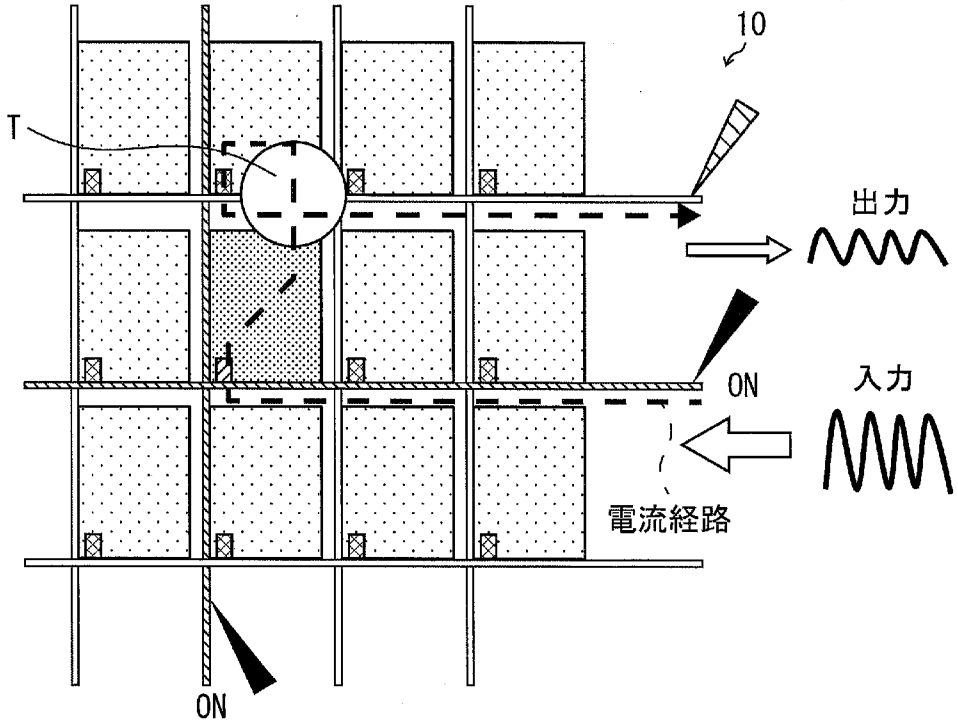
[図13]

図 13



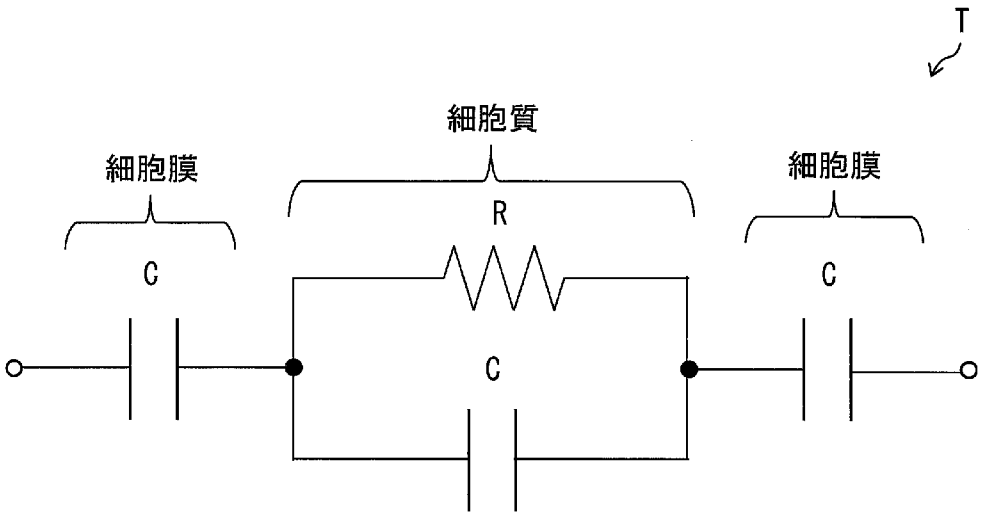
[図14]

図 14



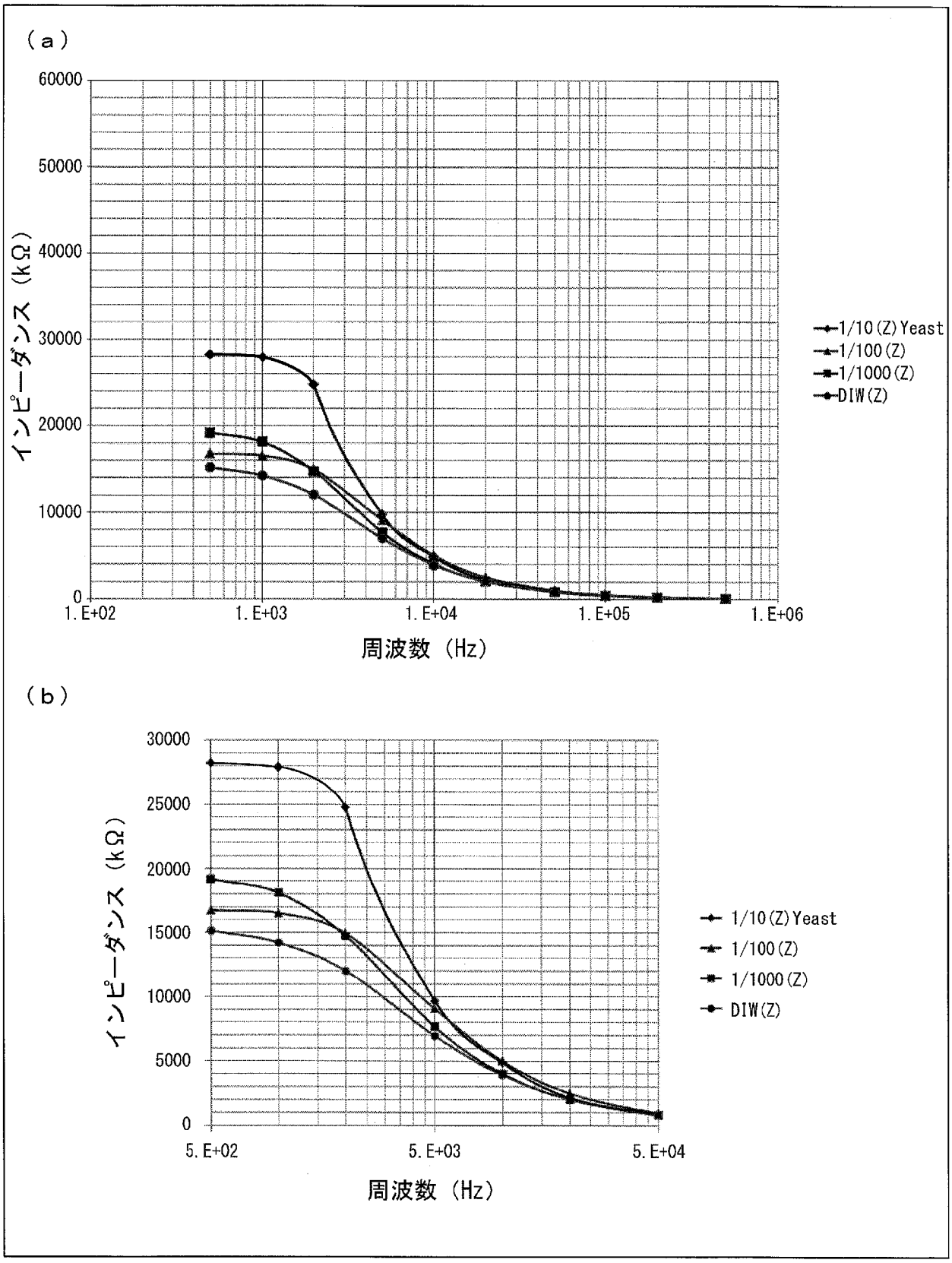
[図15]

図 15



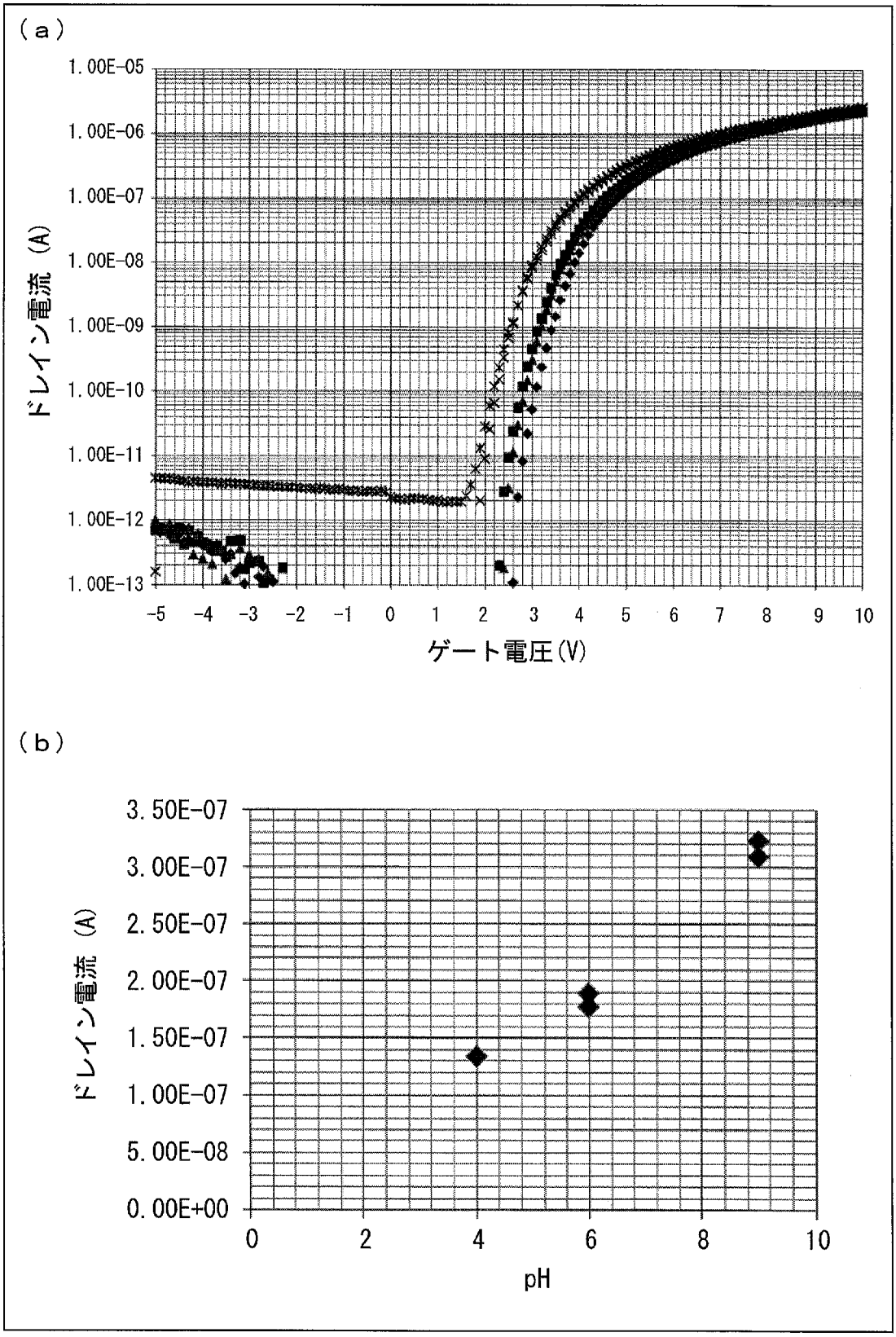
[図16]

図 16


（ａ）
60000
50000
40000
30000
20000
10000
0
インピーダンス（kΩ）
1.E+02
1.E+03
1.E+04
1.E+05
1.E+06
周波数（Hz）
1/10(Z)Yeast
1/100(Z)
1/1000(Z)
DIW(Z)
（ｂ）
30000
25000
20000
15000
10000
5000
0
インピーダンス（kΩ）
5.E+02
5.E+03
5.E+04
周波数（Hz）
1/10(Z)Yeast
1/100(Z)
1/1000(Z)
DIW(Z)

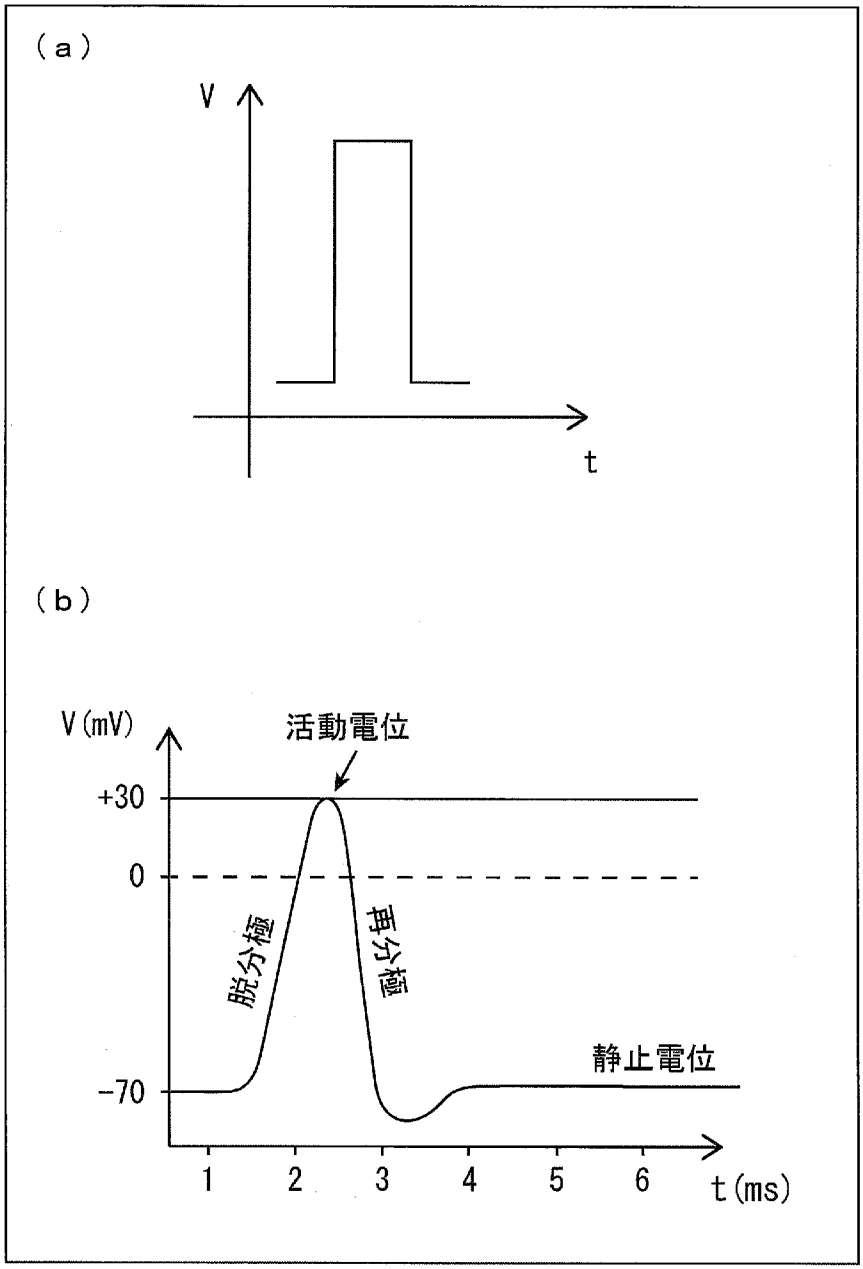
[図17]

図 17


(a)
1.00E-05
1.00E-06
1.00E-07
1.00E-08
1.00E-09
1.00E-10
1.00E-11
1.00E-12
1.00E-13
ドレイン電流 (A)
-5 -4 -3 -2 -1 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
ゲート電圧(V)
(b)
3.50E-07
3.00E-07
2.50E-07
2.00E-07
1.50E-07
1.00E-07
5.00E-08
0.00E+00
ドレイン電流 (A)
0 2 4 6 8 10
pH

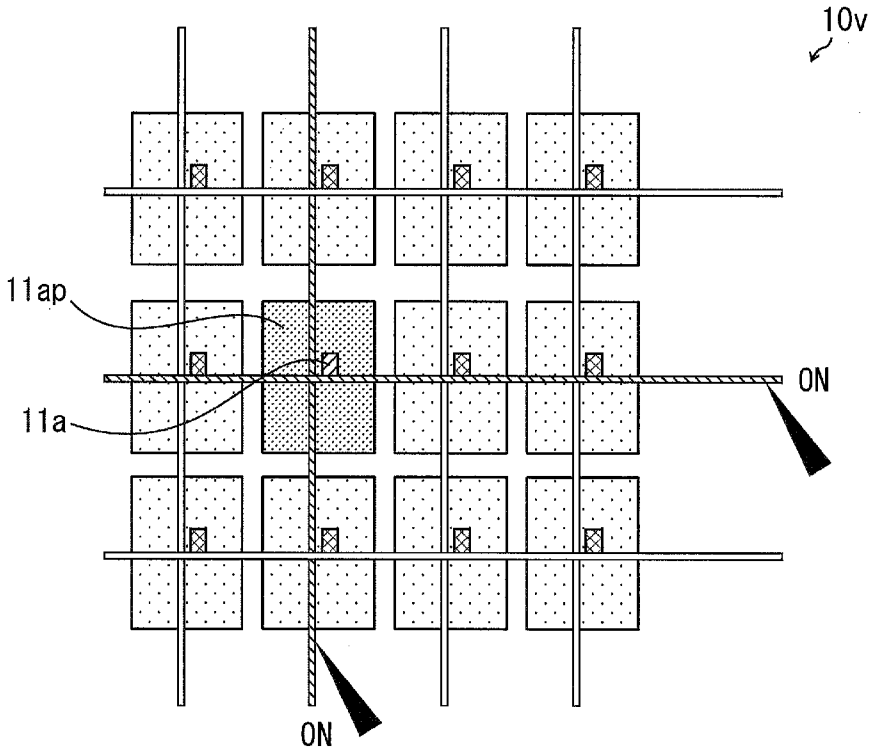
[図18]

図 18



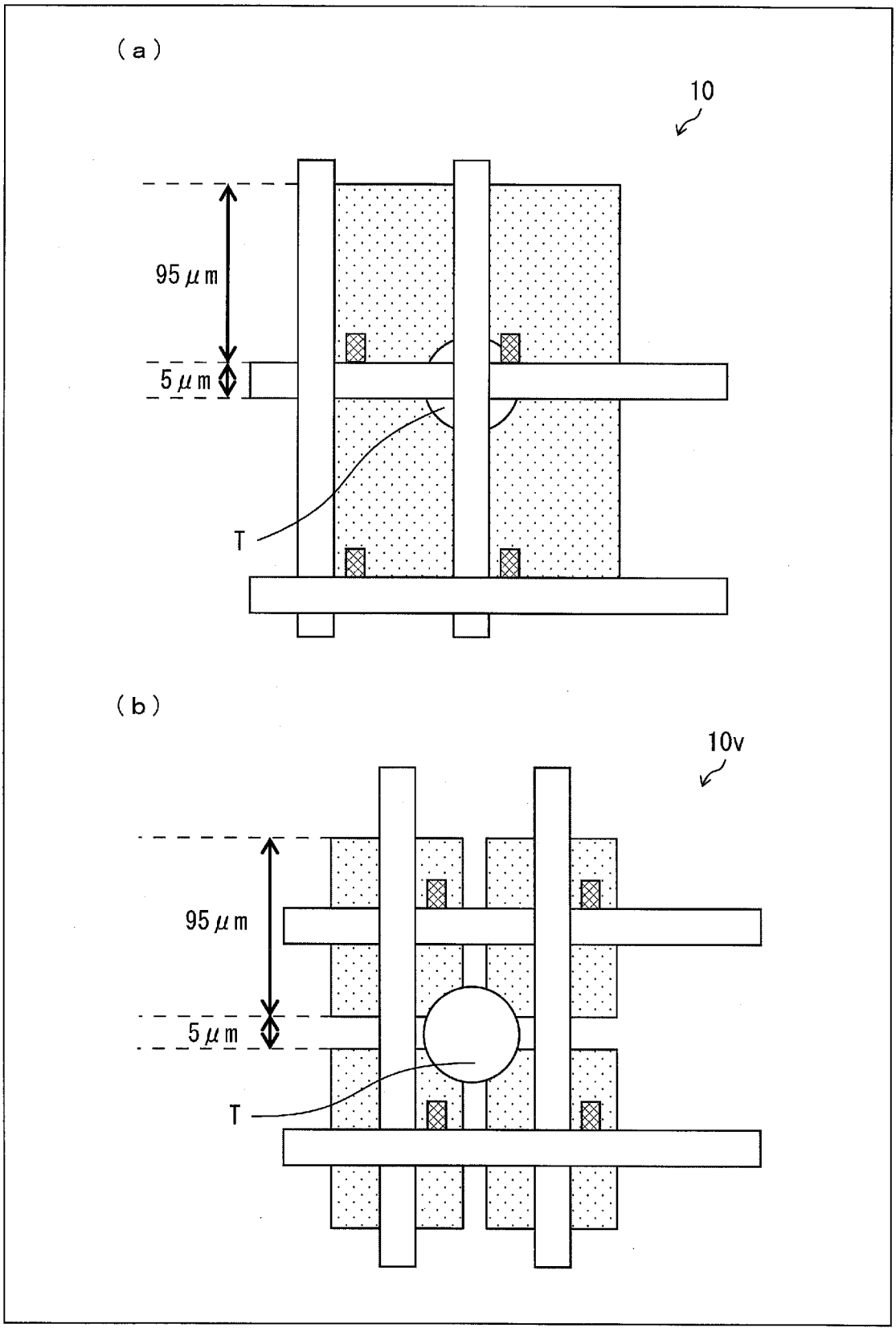
[図19]

図 19



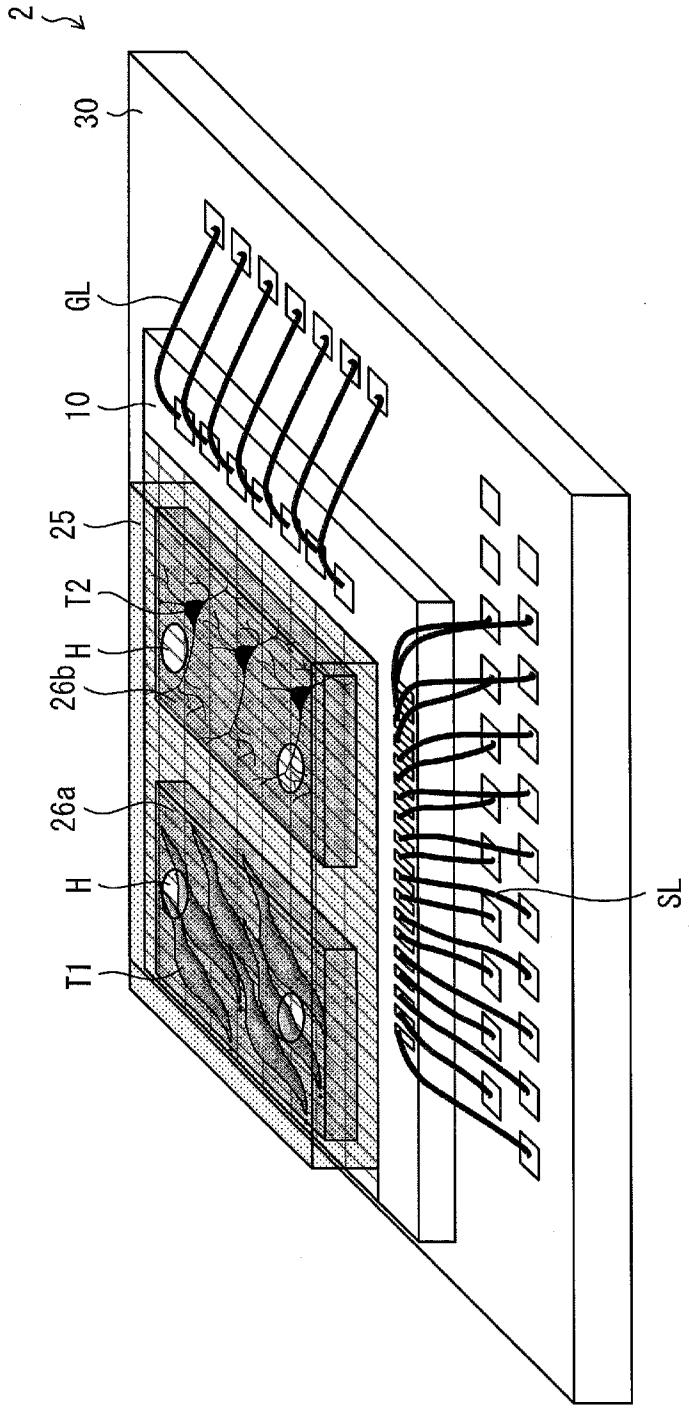
[図20]

図 20



[図21]

図 21



[図22]

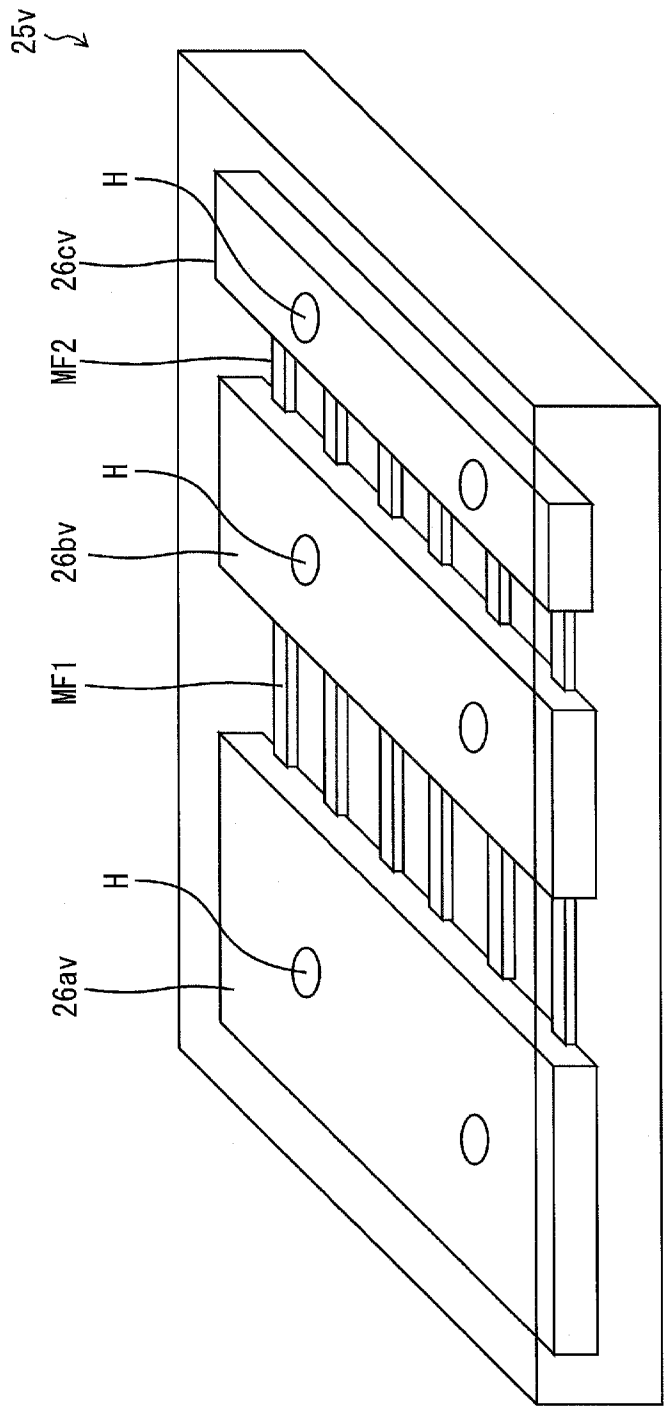


図 22

[図23]

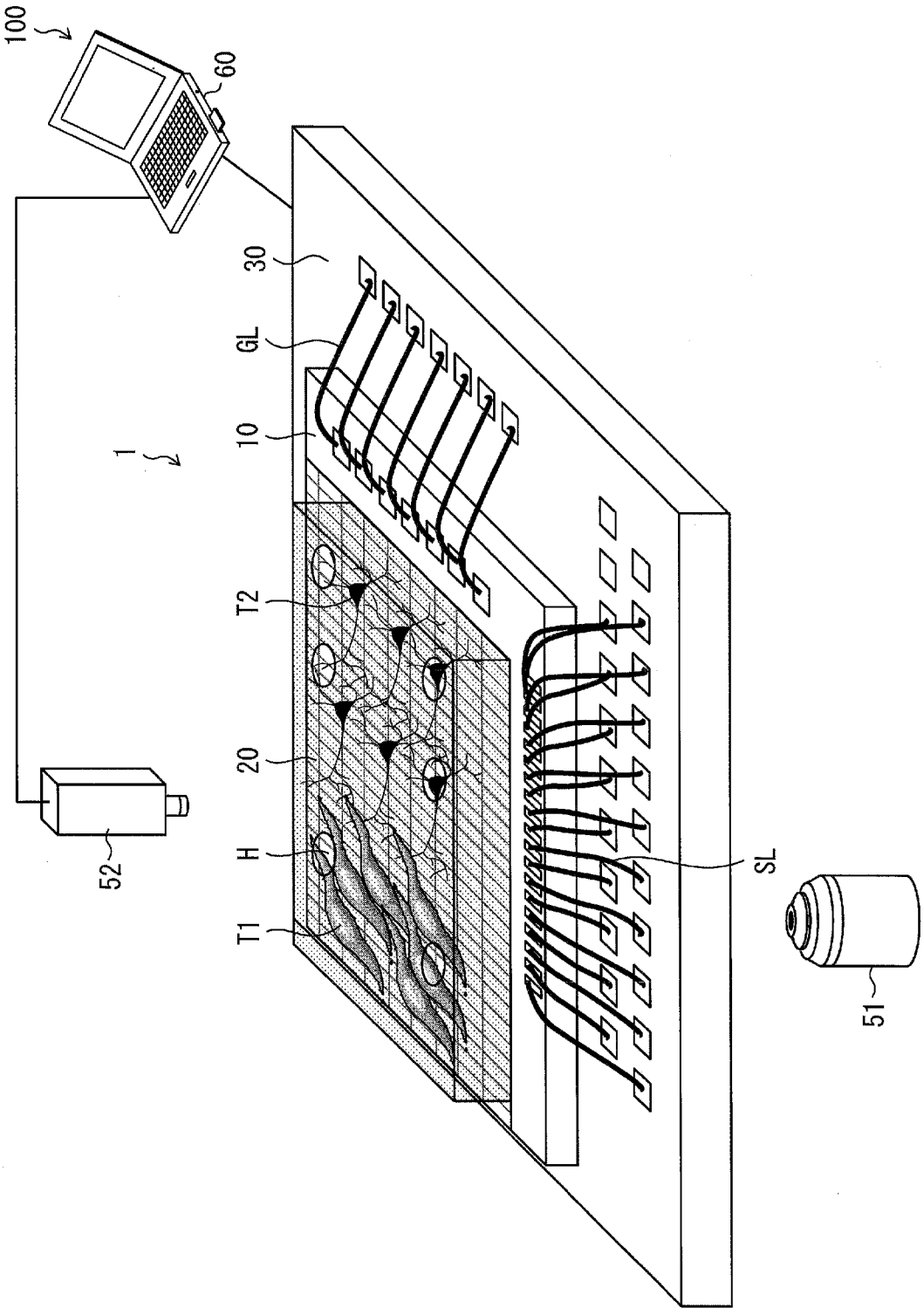


図 23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/070656

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
C12M1/00(2006.01)i, *G01N27/447*(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)
C12M1/00-3/10, G01N27/00-27/92

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)
CAplus/MEDLINE/EMBASE/BIOSIS/WPIDS(STN),
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	TIXIER-MITA A. et al., TFT display panel technology as a base for biological cells electrical manipulation -application to dielectrophoresis-. MEMS 2015, 2015 Jan., pp.354-357 (ABSTRACT, Figures, DISCUSSION)	1-7
X	JP 2010-512535 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 22 April 2010 (22.04.2010), claims; figures; paragraph [0038] & US 2010/0021038 A1 claims; figures; paragraph [0054] & WO 2008/072166 A1	1-7

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

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
04 October 2016 (04.10.16)	18 October 2016 (18.10.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/070656

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2013-78758 A (Sharp Corp.), 02 May 2013 (02.05.2013), claims; figures; paragraph [0021] & US 2013/0062205 A1 claims; figures; paragraph [0046] & EP 2570188 A1	1,3-5 2,6-7
P,X	TIXIER-MITA A. et al., Review on thin-film transistor technology, its applications, and possible new applications to biological cells. Jap. J. Appl. Phys., 2016 Mar.(online), vol.55, no.4S, pp.1-9 (Abstract, Fig.)	1-7

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０７０６５６

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　C12M1/00(2006.01)i, G01N27/447(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.　C12M1/00-3/10, G01N27/00-27/92

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）

CAplus/MEDLINE/EMBASE/BIOSIS/WPIDS (STN), JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

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	TIXIER-MITA A. et al., TFT display panel technology as a base for biological cells electrical manipulation -application to dielectrophoresis-. MEMS 2015, 2015 Jan., pp.354-357 (ABSTRACT, Figures, DISCUSSION)	1-7
X	JP 2010-512535 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2010.04.22 (請求項、図、【００３８】) & US 2010/0021038 A1 (Claims, FIG., [0054]) & WO 2008/072166 A1	1-7

☑　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	国際調査報告の発送日
０４．１０．２０１６	１８．１０．２０１６

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　４Ｂ　３９６４
戸来　幸男
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３４４８

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
X A	JP 2013-78758 A (シャープ株式会社) 2013.05.02 (請求項、図、【００２１】) & US 2013/0062205 A1 (Claims, Figures, [0046]) & EP 2570188 A1	1, 3-5 2, 6-7
P, X	TIXIER-MITA A. et al., Review on thin-film transistor technology, its applications, and possible new applications to biological cells. Jap. J. Appl. Phys., 2016 Mar.(online), vol.55, no.4S, pp.1-9 (Abstract, Fig.)	1-7