

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-151731

(P2007-151731A)

(43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/04 (2006.01)	A 6 1 B 17/38	4 C 0 6 1
A 6 1 B 18/18 (2006.01)	A 6 1 B 17/36	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 4 0	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Z	
審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 20 頁)		

(21) 出願番号 特願2005-349255 (P2005-349255)

(22) 出願日 平成17年12月2日 (2005.12.2)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(74) 代理人 100083806

弁理士 三好 秀和

(74) 代理人 100100712

弁理士 岩▲崎▼ 幸邦

(74) 代理人 100100929

弁理士 川又 澄雄

(74) 代理人 100108707

弁理士 中村 友之

(74) 代理人 100095500

弁理士 伊藤 正和

(74) 代理人 100101247

弁理士 高橋 俊一

最終頁に続く

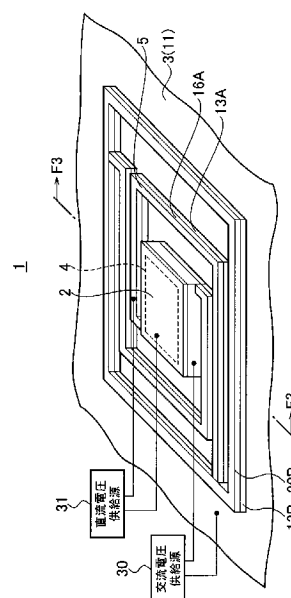
(54) 【発明の名称】細胞変態方法、細胞変態装置及びそれを用いた治療装置

(57) 【要約】

【課題】有害細胞を物理的衝撃により死滅させることができる細胞変態方法、細胞変態装置及び治療装置を提供する。

【解決手段】細胞変態装置1において、ダイヤフラムとして使用され、有害細胞にナノ粒子を加えた混合媒液を表面上に保持するマイクロディッシュ2と、マイクロディッシュ2に対して離間しかつ対向して配置され、マイクロディッシュ2との間にバイアスを印加してマイクロディッシュ2を振動させ、有害細胞にナノ粒子を衝突させ細胞を破壊する交流電圧供給体3とを備える。更に、細胞変態装置1は、加熱体4、インダクタ5を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合する工程と、
前記ナノ粒子に対して、振動エネルギー及び熱エネルギーを与えて、前記有害細胞に前記ナノ粒子を衝突させることで、前記有害細胞を破壊する工程と、
を備えることを特徴とする細胞変態方法。

【請求項 2】

前記ナノ粒子に対して、さらに電界エネルギーを与えることを特徴とする請求項 1 に記載の細胞変態方法。

【請求項 3】

前記有害細胞を破壊する工程は、撥水性被膜上で行うことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の細胞変態方法。

【請求項 4】

前記ナノ粒子は、10 nm ~ 100 nm の範囲内の粒径を有する材料で構成されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の細胞変態方法。

【請求項 5】

有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合させた混合媒液を保持する媒液保持手段と、
前記混合媒液に振動を印加する振動印加手段と、
前記混合媒液に熱を加える媒液加熱手段と、
を備えたことを特徴とする細胞変態装置。

【請求項 6】

前記振動印加手段は、前記媒液保持手段に離間して配置された導電性を備えた基板で構成され、前記媒液保持手段と前記基板との間に交流バイアスを印加することを特徴とする請求項 5 に記載の細胞変態装置。

【請求項 7】

前記混合媒液に磁場を印加する磁場印加手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の細胞変態装置。

【請求項 8】

前記混合媒液に、電磁波を照射する電磁波照射手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 5 から 7 のいずれか 1 項に記載の細胞変態装置。

【請求項 9】

前記媒液保持部手段における前記混合媒液を保持するに表面には、撥水性被膜が設けられていることを特徴とする請求項 5 から 8 のいずれか 1 項に記載の細胞変態装置。

【請求項 10】

内視鏡と、
前記内視鏡へ照明光を供給する光源装置と、
前記内視鏡に連結され、前記内視鏡の先端部を駆動する第 1 の駆動部と、
前記内視鏡の前記先端部に設けられた治療部と、を有し、
前記治療部は、細胞変態装置と、前記細胞変態装置を前記内視鏡の撮像方向に駆動する第 2 の駆動部と、を備え、

前記細胞変態装置は、有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合させた混合媒液を保持する媒液保持手段と、前記混合媒液に振動を印加する振動印加手段と、前記混合媒液に熱を加える媒液加熱手段と、を備えたことを特徴とする治療装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、細胞変態方法、細胞変態装置及びそれを用いた治療装置に関し、特に、生体に悪影響を及ぼす有害細胞を破壊する細胞変態方法、細胞変態装置及びそれを用いた治療装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

ウイルスや細菌によって誘発される肺炎、敗血症等の細菌性疾患に対しては、ペニシリン (Penicillin)、バンコマイシン (Vancomycin)、メチシリン (Methicillin) 等の生化学的な抗生物質の投与が有効である。しかしながら、この種の抗生物質においては、副作用が生じる問題点、多剤耐性菌が発現する問題点、薬品間の相互作用による副作用が生じる問題点が指摘されている。また、この種の抗生物質は、バクテリアには有効であるが、ウイルスには有効でないというような問題点も指摘されている。

【 0 0 0 3 】

一方、生体から取り出した細胞の構造、状態若しくは機能を効率良く変化させる方法として、細胞を含む流体を収納する機械振動部と、この機械振動部に収納された流体中の振動子の質量と流体の減衰摩擦係数に基づいた固有の周波数の振動を振動子に印加する機械振動印加手段とを備えることを特徴とする細胞変態装置が、特許文献 1 に開示されている。ここで、細胞の構造等を変化させるとは、具体的には、細胞の核に存在する DNA (deoxyribonucleic acid) を取り出して遺伝子組み替えを行うこと、人工的に生成された RNA (ribonucleic acid) や蛋白質を細胞質に注入して細胞分裂を制御したりウイルスへの抵抗力を高めたりすること等が含まれる。

【 0 0 0 4 】

また、腫瘍細胞等の癌細胞のみを選択的に加熱して破壊するか、あるいは体液を濾過して癌細胞のみを選択的に除去する方法として、発熱体に癌細胞に対して選択的に結合する抗体等で構成されたりガンドを付着させた発熱素子を付着した状態で、この発熱素子に電磁波を照射させて、発熱素子を誘導加熱し癌細胞を破壊する癌治療装置が、特許文献 2 に開示されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 1 0 2 6 1 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 2 9 0 3 5 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、前述した生体への生化学的な抗生物質の投与は生体への副作用が懸念されるばかりか、多剤耐性菌の発現の可能性が高い。このため、このような多剤耐性菌を死滅させるには、新たな抗生物質の開発や新たな抗生物質の生体への投与を余儀なくされていた。

【 0 0 0 6 】

また、上記特許文献 1 には、技術分野において、ウイルスや細胞を見分けて破壊する旨の記載はされているが、具体的には、効率良く細胞の構造、状態、機能等の変化を行う手法が開示されているに留まり、細胞の破壊については具体的に記載されていない。

【 0 0 0 7 】

更に、上記特許文献 2 には、癌細胞の細胞膜又は細胞壁の表面に発熱素子を吸着させて加熱により細胞破壊を起こす作用を用いているが、細胞によっては耐熱性の高い癌細胞もあり、すべての癌細胞を効果的に破壊するには限界がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、生体に悪影響を及ぼす有害細胞を破壊する細胞変態方法、細胞変態装置及びそれを用いた治療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】

【 0 0 0 9 】

本発明の実施の形態に係る細胞変態方法は、有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合する工程と、ナノ粒子に対して、振動エネルギー及び熱エネルギーを与えて、有害細胞にナノ粒子を衝突させることで、有害細胞を破壊する工程とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明の実施の形態に係る細胞変態装置は、有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合

10

20

30

40

50

させた混合媒液を保持する媒液保持手段と、混合媒液に振動を印加する振動印加手段と、混合媒液に熱を加える媒液加熱手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明の実施の形態に係る治療装置は、内視鏡と、内視鏡へ照明光を供給する光源装置と、内視鏡に連結され、内視鏡の先端部を駆動する第 1 の駆動部と、内視鏡の先端部に設けられた治療部と、を有し、治療部は、細胞変態装置と、細胞変態装置を内視鏡の撮像方向に駆動する第 2 の駆動部と、を備え、細胞変態装置は、有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合させた混合媒液を保持する媒液保持手段と、混合媒液に振動を印加する振動印加手段と、混合媒液に熱を加える媒液加熱手段と、を備えたことを特徴とする。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、生体に悪影響を及ぼす有害細胞を破壊することができる細胞変態方法、細胞変態装置及びそれを用いた治療装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、本発明の実施形態について、図面を用いて説明する。なお、以下の図面の記載において、同一または類似の部分には同一または類似の符号が付してある。但し、図面は模式的なものであり、厚みと平面寸法との関係、各層の厚みの比率等は現実のものとは異なることに留意すべきである。したがって、具体的な厚みや寸法は以下の説明を参酌して判断すべきものである。また図面相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることは勿論である。

20

【 0 0 1 4 】

[細胞変態装置]

本発明に係る細胞変態装置は、有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合させた混合媒液を保持する媒液保持手段と、混合媒液に振動を印加する振動印加手段と、混合媒液に熱を加える媒液加熱手段とを備えている。

【 0 0 1 5 】

有害細胞とは、生体に悪影響を及ぼす細胞であって、核を持ち細胞分裂の際に染色体構造を生ずる真核細胞、構造的に区別できる核を持たない原核細胞の双方を含む意味において使用される。具体的には、生体から摘出した癌細胞、腫瘍等の細胞（真核細胞）、ウイルス、バクテリア等の細菌の細胞（原核細胞）のいずれも「有害細胞」に含まれる。

30

【 0 0 1 6 】

ナノ粒子は、例えば、 $10\text{ nm} \sim 100\text{ nm}$ の範囲内の粒径を有する微粒子体であり、具体的には、金（Au）、シリコン（Si）等を実用的に使用することができる。

【 0 0 1 7 】

媒液保持手段は、混合媒液を保持することができ、混合媒液に、振動、加熱、磁場等を与えることができれば、その素材、形状等は、限定されない。媒液保持手段は、例えば、マイクロディッシュ、シリコン基板、石英基板等で構成されている。

【 0 0 1 8 】

媒液保持部手段における前記混合媒液を保持する表面上には撥水性被膜が設けられていることが好ましい。媒液保持部手段には、混合媒液を滴下するので、ウェットな環境下での電氣的な短絡という不具合を排除し、静電気力駆動による励振状態を安定にかつ確実に作り出すことができる。

40

【 0 0 1 9 】

振動印加手段は、混合媒液に少なくとも振動エネルギーを与えることができれば、その手段、装置、構成等には限定されない。ここでいう振動エネルギーとは、上下左右方向にナノ粒子が振動するエネルギーのことを指す。

【 0 0 2 0 】

振動印加手段は、媒液保持手段に離間して配置された電圧供給体で構成されていることが好ましい。このように、媒液保持手段と電圧供給体との間に交流バイアスを印加させる

50

ことで媒液保持手段を振動させてナノ粒子に振動エネルギーを与えることができる。

【0021】

媒液加熱手段は、混合媒液に熱エネルギーを加えることができれば、その手段、装置、構成等には限定されない。ここでいう熱エネルギーとは、上記振動印加手段により与えたナノ粒子の振動エネルギーを増加させるエネルギーであり、例えば、ナノ粒子が発熱するエネルギーのことを指す。

【0022】

このように、本発明に係る細胞変態装置は、ナノ粒子に対して、振動エネルギーと熱エネルギーを与えることで、ナノ粒子が振動エネルギーにより所定の方に振動し、熱エネルギーによりその振動が加速されるため、強い加速力で有害細胞に衝突させることができ、有害細胞を破壊することが可能となる。

10

【0023】

本発明に係る細胞変態装置は、混合媒液に磁場を印加する磁場印加手段をさらに備えていることが好ましい。磁場印加手段は、混合媒液に磁場を印加することができれば、その手段、装置、構成等には限定されない。磁場印加手段は、例えば、インダクタで構成されている。このように、混合媒液に磁場を印加することで、前記振動印加手段および媒液加熱手段により加速されたナノ粒子の方向性を所定の方に制御することができる。そのため、より多くのナノ粒子を有害細胞に衝突させることができるため、有害細胞を破壊する確率が増加する。

【0024】

本発明に係る細胞変態装置は、混合媒液に電磁波を照射する電磁波照射手段を、さらに備えていることが好ましい。電磁波照射手段は、混合媒液に電磁波を照射することができれば、その手段、装置、構成等には限定されない。電磁波照射手段は、例えば、発光素子等で構成されている。これにより、振動印加手段及び媒液加熱手段で加速されたナノ粒子に、さらに高い熱エネルギー（光エネルギー）を与えることができるため、さらに、強い加速力で有害細胞に衝突させることができ有害細胞を破壊することが可能となる。

20

【0025】

次に、本発明に係る細胞変態装置について、図面を用いて詳細に説明する。図1は、本発明の実施の形態に係る細胞変態装置の要部斜視図、図2は、図1に示す細胞変態装置の全体の斜視図、図3は、図1に示す細胞変態装置のF3-F3切断線で切った要部断面図

30

【0026】

図1から図3に示すように、本発明の一実施の形態に係る細胞変態装置1は、ダイヤフラムとして使用され、有害細胞にナノ粒子を加えた混合媒液を表面上に保持することが可能な媒液保持手段としてのマイクロディッシュ2と、マイクロディッシュ2に離間しかつ対向して配置された電圧供給体としての基板11とを備えている。言い換えれば、マイクロディッシュ2は、基板11に設けられた凹形状のキャビティ22に離間しかつ対向して、行列状（格子状）に規則的に複数配列されている。なお、ここでいうマイクロディッシュ2とは、図2及び図3に示されたマイクロディッシュ2のうち一つの単位のことを指す。すべてのマイクロディッシュ2は、同一の平面形状により構成され、かつ同一の断面構造を備えている。

40

【0027】

マイクロディッシュ2と基板11とは交流電圧供給源30に接続されている。細胞変態装置1は、マイクロディッシュ2と基板11との間に交流バイアスを印加してマイクロディッシュ2を振動させる振動印加手段を備えている。

【0028】

マイクロディッシュ2は、図3に示すように、区画された絶縁体12と、この絶縁体12の表面上の活性層13と、この活性層13の表面上の第1の配線16と、この第1の配線16上の層間絶縁膜17及び18と、この層間絶縁膜18の表面上の第2の配線20と、この第2の配線20上の保護膜21と、更に保護膜21の表面上にコーティングされた

50

撥水性被膜 23 とを備えている。

【0029】

複数配列された各々のマイクロディッシュ 2 は、その周縁に機械的に連結された第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A により支持され、第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A は、第 2 のメカニカル支持体 13B 及び 20B に各々連結されている。第 2 のメカニカル支持体 13B 及び 20B は、最終的には基板 11 の表面上の周辺領域において支持されている。

【0030】

一方の第 1 のメカニカル支持体 13A は活性層 13 を利用してそれと同一層において構成され、他方のメカニカル支持体 16A は第 1 の配線 16 を利用してそれと同一層において構成されている。第 2 のメカニカル支持体 13B 及び 20B はメカニカル支持体 13A 及び 16A と同様に構成されており、一方の第 2 のメカニカル支持体 13B は活性層 13 を利用してそれと同一層において構成され、他方の第 2 のメカニカル支持体 20B は第 2 の配線 20 を利用してそれと同一層において構成されている。 10

【0031】

このように、マイクロディッシュ 2 は、第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A と、第 2 のメカニカル支持体 13B 及び 20B と、基板 11 の周辺領域とで連結されて支持されているので、基板 11 の表面に対して垂直方向および左右方向において励振可能な（振動可能な）メカニカルダイヤフラムとして機能する。すなわち、交流電圧供給源 30 から基板 11 及びマイクロディッシュ 2 とに交流バイアスが供給され、基板 11 とマイクロディッシュ 2 との間に交流バイアスが印加されると、静電気力が発生し、基板 11 の表面に対して垂直方向および左右方向においてマイクロディッシュ 2 が励振する。 20

【0032】

マイクロディッシュ 2 内の活性層 13 には、p 型不純物を注入若しくは拡散して形成したアノード領域 14 と、このアノード領域 14 の表面部分に n 型不純物を注入若しくは拡散して形成したカソード領域 15 との p n 接合により構成されたダイオードが構成されている。アノード領域 14 は、第 1 のメカニカル支持体 13A と、機械的な接続だけでなく電氣的にも接続され、第 1 のメカニカル支持体 13A は、基板 11 の外部に配設されている直流電圧供給源 31 に接続されている。これにより、アノード領域 14 に順方向電流が供給される。 30

【0033】

カソード領域 15 はその直上において配設された第 1 の配線 16 に電氣的に接続され、この第 1 の配線 16 には接続孔配線 19 を通して第 2 の配線 20 が電氣的に接続されている。第 2 の配線 20 は、直流電圧供給源 31 に電氣的に接続されており、アノード領域 14 に供給された順方向電流を帰還させる。すなわち、活性層 4 は、順方向電流を流して熱を発生させ、マイクロディッシュ 2 を局所的に加熱する加熱体 4 としての機能を備えている。図 4 (A) に示すように、加熱体 4 は、順方向電流を流すことにより、マイクロディッシュ 2 の温度を上昇させることができる。図中、データ A は順方向電流を無限大に流し続けた場合の上昇温度を示し、データ B は 1 m s e c の間において順方向電流を流した場合の上昇温度を示す。 40

【0034】

第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A は、マイクロディッシュ 2 の周縁に対して一定間隔において離間しその周縁に沿って延在しており、更に、第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A は、インダクタ 5 として機能する。詳細に図示していないが、第 1 のメカニカル支持体 13A 上には第 1 のメカニカル支持体 16A が配設されており、電氣的に接続されている。第 2 のメカニカル支持体 13B は層間絶縁膜 17、18 を介して配設されており、層間絶縁膜 17、18 の間には、それらの延在方向において絶縁膜に一定間隔で設けられた接続穴を通して電氣的に接続されている。加熱体 4 を加熱する際、第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A には順方向電流が流れるので、例えば、第 1 のメカニカル支持体 13A 及び 16A を中心としてその周囲であってマイクロディッシュ 2 の領域にま 50

で及ぶ磁界が発生する。本実施の形態において、インダクタ5の巻数が1.5程度になるように、マイクロディッシュ2の一端に連結された第1のメカニカル支持体13Aはマイクロディッシュ2の3辺に沿って巻き回され、マイクロディッシュ2の他端に連結された第1のメカニカル支持体13Aはマイクロディッシュ2の3辺に沿って巻き回されている。図4(B)には、インダクタ5において順方向電流を流した場合に真空中に生成される磁束密度と巻数との関係を示す。図中、データN1.5は巻数が1.5、データN3は巻数が3、データN4.5は巻数が4.5、データ6は巻数が6である。基本的には、巻数に大差はなく、順方向電流の電流量に比例して磁束密度が高くなる。

【0035】

基板11には半導体基板、特にシリコン単結晶基板を実用的に使用することができる。絶縁体12にはシリコン酸化膜を実用的に使用することができ、この絶縁膜12はBOX(buried oxide)層として働く。活性層13には半導体活性層、特にシリコン単結晶層又はシリコン多結晶層を実用的に使用することができる。すなわち、細胞変態装置1は、基板11、絶縁膜12、活性層13で構成されたSOI(silicon on insulator)基板により構成されている。細胞変態装置1の平面形状は正方形若しくは長方形により構成されている。なお、この細胞変態装置1の平面形状は、正方形及び長方形を含む方形形状に限定されるものではなく、円形状、楕円形状、五角形以上の多角形状のいずれであってもよい。

【0036】

第1の配線16には、受動素子や能動素子の電極に使用されるゲート材、具体的にはシリコン多結晶膜、シリコンと高融点金属との化合物膜若しくは高融点金属膜の単層、又はシリコン多結晶膜上に化合物膜若しくは高融点金属膜を積層した複合層を実用的に使用することができる。

【0037】

第2の配線20には、第1の配線16に比べて抵抗値の小さい金属材、具体的にはアルミニウム合金膜を実用的に使用することができる。アルミニウム合金膜は、アロイスパイクを抑制するシリコン(Si)やマイグレーションを抑制する銅(Cu)を添加したアルミニウム膜である。

【0038】

なお、第1の配線16と第2の配線20との間は、層間絶縁膜17及び18に配設された接続孔内に埋設された接続孔配線19を通して電氣的に接続されている。層間絶縁膜17及び18、保護膜21のそれぞれには、シリコン酸化膜やシリコン窒化膜、又はそれらを組み合わせた複合膜を実用的に使用することができる。

【0039】

撥水性皮膜23は、例えば、撥水性を備えたシリコーン等で構成され、その表面上に滴下される媒液の接触角を高め、滴下状態の混合溶媒をマイクロディッシュ2の表面上において励振させることができる性質を備えている。撥水性皮膜23は、例えば、 $C_8F_{13}H_4SiCl_3$ ガスと H_2O ガスとの混合ガス雰囲気中に細胞変態装置1を置くことによって、形成することができる。

【0040】

必ずしもここで例示した寸法に限定されるものではないが、本実施の形態に係る細胞変態装置1において、1つのマイクロディッシュ2は平面の1辺の長さを $20\mu m$ とする正方形形状において構成される。更に、1つのマイクロディッシュ2とそれを支持する第1のメカニカル支持体13A及び16A(及びインダクタ5)とを配設する領域は平面の1辺の長さを $30\mu m$ とする正方形形状において構成されている。この後者の長さはマイクロディッシュ2の配列間隔に相当する。

【0041】

[第1の細胞変態方法]

次に、本発明に係る細胞変態方法について、図面を用いて詳細に説明する。図5は、細胞変態方法を説明するための真核細胞の構造並びにナノ粒子の誘導状態を示す概念図、図

10

20

30

40

50

6 は、細胞変態方法を説明するための原核細胞の構造並びにナノ粒子の誘導状態を示す概念図、図 7 は、細胞変態方法を説明するための細胞変態装置の模式図、図 8 (A) は、細胞変態方法を説明するための混合媒液中のナノ粒子を示すモデル図、図 8 (B) は、細胞変態方法を説明するための混合媒液中における温度境界層の流速と温度との関係を示す図である。

【0042】

本実施の形態に係る細胞変態方法は有害細胞が含まれる媒液にナノ粒子を混合する工程と、ナノ粒子に対して、振動エネルギー及び熱エネルギーを与えて、有害細胞にナノ粒子を衝突させることで、有害細胞を破壊する工程とを備えている。すなわち、本発明は、有害細胞にナノ粒子を加えた混合媒液を生成し、このナノ粒子に振動エネルギー及び熱エネルギーを

10

【0043】

前述したように「有害細胞」とは、生体に悪影響を及ぼす細胞であって、核を持ち細胞分裂の際に染色体構造を生ずる真核細胞、構造的に区別できる核を持たない原核細胞の双方を含む意味において使用される。具体的には、生体から摘出した癌細胞、腫瘍等の細胞（真核細胞）、ウイルス、バクテリア等の細菌の細胞（原核細胞）のいずれも「有害細胞」に含まれる。

【0044】

図 5 に示すように、例えば、真核細胞 40 は細胞質 401 の周囲を細胞膜 402 により覆う構造を有している。図 6 に示すように、例えば、原核細胞 41 は、細胞質 411 の周囲を細胞膜 412 により覆い、更に細胞膜 412 の周囲を細胞壁 413 により覆う構造を有している。

20

【0045】

前述したようにナノ粒子は、例えば、10nm～100nmの範囲内の粒径を有する微粒子体であり、具体的には、金(Au)、シリコン(Si)等を実用的に使用することができる。混合媒液内のナノ粒子に振動エネルギー及び熱エネルギーを与える際には、撥水性被膜上で行うことが好ましい。撥水性被膜表面は、ウェットな環境下での電氣的な短絡という不具合を排除し、効率的に振動エネルギー及び熱エネルギーを与えることができる。

【0046】

以上示したように、ナノ粒子に振動エネルギー及び熱エネルギーを与えることで、有害細胞を貫通、又は、有害細胞内にナノ粒子を取り込むことができ、結果的に、有害細胞を破壊することが可能となる。

30

【0047】

ナノ粒子に振動エネルギーを与える手段は、混合媒液を保持する媒液保持手段を振動させることで達成される。また、ナノ粒子に熱エネルギーを与える手段は、混合媒液を保持する媒液保持手段を加熱させ、混合媒液自体を加熱すればよい。なお、混合媒液自体を加熱すると、ナノ粒子は、細胞 40 の細胞膜 402 又は細胞 41 の細胞壁 413 に向かって選択的にかつ精密にナノ粒子 45 が誘導される現象を下記に示す。

【0048】

細胞 40 の細胞膜 402 又は細胞 41 の細胞壁 413 に向かって選択的にかつ精密にナノ粒子 45 が誘導される現象を下記に示す。

40

【0049】

例えば、図 6 に示す原核細胞 41 であるバクテリアの細胞壁 413 はペプチドグリカンといわれる物質から生成され、その分子構造は糖鎖構造にテトラペプチドとペンタグリシンとが重なり合った構造である。このような分子構造を有する細胞壁 413 においては、ガラス転移温度を境にして「吸着」状態か「非吸着」状態かが急激に変化する。細胞 41 の付近を通過するナノ粒子 45 の温度が摩擦熱に伴い上昇すれば、ナノ粒子 45 の周囲の温度も上昇し、この温度上昇を受けて細胞壁 413 が「吸着」状態に変化し、この細胞壁 413 に選択的にかつ精密にナノ粒子 45 が誘導され、細胞壁 413 にナノ粒子 45 が衝

50

突する。なお、細胞壁 4 1 3 にナノ粒子が衝突する際には、振動エネルギーに摩擦熱による熱エネルギーが付与された加速状態で行われるため、細胞壁 4 1 3 を突き破るないしは、図 5、図 6 に示すような、細胞壁 4 1 3 に取り込まれる状態となると考えられる。

【 0 0 5 0 】

ナノ粒子 4 5 の精密な温度制御は、図 8 (A) に示すモデルを参照にしつつ、以下に説明する熱伝導方程式を解くことにより実現することができる。

【 0 0 5 1 】

ナノ粒子 4 5 の内部の温度分布 $T_1(r)$ は、ナノ粒子 4 5 が球対称であるため、パラメータ A と B とを未知数として、下記 (1) 式により表される。なお、パラメータ a はナノ粒子 4 5 の半径、パラメータ A、B はそれぞれ任意定数である。

10

【数 1】

$$T_1(r) = A/r + B, \quad 0 < r < a \quad (1)$$

【 0 0 5 2 】

ナノ粒子 4 5 の表面に生成される温度境界層 (流れのない淀み領域 (stagnant layer)) の温度分布 $T_2(r)$ は、下記 (2) 式により表される。なお、パラメータ b は混合媒液 5 0 中の不流層の幅、パラメータ C、D はそれぞれ任意定数である。

【数 2】

$$T_2(r) = C/r + D, \quad a < r < a + b \quad (2)$$

20

【 0 0 5 3 】

熱伝導理論に基づいて、下記 (3) 式に示すように「ナノ粒子 4 5 内部において発生するエネルギー総量 (左辺) 」は「ナノ粒子 4 5 の表面から逸脱する (流れ出る) エネルギーの総量 (右辺) 」に等しくなる。(3) 式中、左辺はナノ粒子 4 5 の表面の温度勾配に表面積と熱伝導率 λ_a を乗じた値である。右辺は磁界のエネルギー発生率 g (単位体積 / 単位時間当たり) に体積を乗じた値である。

【数 3】

$$-\lambda_a (dT_1/dr)r = a \cdot 4\pi a^2 = 4\pi a^3 \cdot g/3 \quad (3)$$

【 0 0 5 4 】

30

上記 (3) 式と全く同じ物理現象の表現であるが、数学的には温度境界層の温度分布関数 T_2 は $r = a$ においても成立する必要がある。上記 (3) 式はナノ粒子 4 5 の内部の温度分布 T_1 の $r = a$ において成立するが、ナノ粒子 4 5 の外部においては混合媒液 5 0 中の熱伝導率 λ_h を用い、下記 (4) 式として表される。

【数 4】

$$-\lambda_h (dT_2/dr)r = a \cdot 4\pi a^2 = 4\pi a^3 \cdot g/3 \quad (4)$$

【 0 0 5 5 】

温度境界層の外側においては、下記 (5) 式に示す流れ温度 T_f が境界条件として使用される。

40

【数 5】

$$T_2(a+b) = T_f \quad (5)$$

【 0 0 5 6 】

温度分布関数 T_1 と T_2 とは $r = a$ において連続になる必要があり、下記 (6) 式に示すように表される。

【数 6】

$$T_1(a) = T_2(a) \quad (6)$$

【 0 0 5 7 】

50

上記(3)式から(6)式を連立することにより、下記(7)式に示すナノ粒子45の温度 T_1 (a)を導き出すことができる。

【数7】

$$T_1(a) = T_f + (a2g/3\lambda h) \cdot b/(a+b) \quad (7)$$

【0058】

図8(B)は上記(7)式に基づき作成された温度境界層の流速と温度との関係を示すグラフである。ナノ粒子45が細胞40又は41に捕獲され(細胞膜402又は細胞壁413に衝突し入り込み)、ナノ粒子45の周囲において混合媒液50の流れが少ないと(流速が小さいと)、ナノ粒子45の表面に温度境界層が生成され、温度境界層からナノ粒子45に向かって温度上昇率が高くなる。この結果、ナノ粒子45の周辺の混合媒液50の温度が上昇し、細胞40の細胞膜402又は細胞41の細胞壁413を溶解し(熱による物理的衝撃を与え)、細胞40又は41が破壊される。また、ナノ粒子45の熱による急激な体積膨張により細胞40の細胞膜402又は細胞41の細胞壁413に損傷を与え若しくは破壊し(体積膨張による物理的衝撃を与え)、細胞40又は41が破壊される。更に、細胞膜402又は細胞壁413が損傷や破壊されたことにより、細胞40の細胞質401又は細胞41の細胞質411の内圧(例えば、20Pa)が働き、細胞40又は41は内部から自爆し破壊される。

10

【0059】

このように、ナノ粒子45には、振動エネルギー及び熱エネルギーが与えられるため、細胞40又は41を破壊することができる。例えば、前述した細胞変態装置1の加熱体4(ダイオード)に対して直流電圧供給源31により電流を供給することで、マイクロディッシュ2が加熱されるため、ナノ粒子45の加速をより大きくすることができ、細胞膜402及び細胞壁413を突き破る、又は、細胞膜402及び細胞壁413内に取り込むことが可能となる。さらに、例えば、図5及び図6に示すような細胞膜402及び細胞壁413にナノ粒子45が取り込まれている状態の場合であっても、ナノ粒子45の周囲の混合媒液50の温度上昇、ナノ粒子45の急激な体積膨張を促進し、細胞40又は41を破壊することができる。

20

【0060】

また、ナノ粒子45には更に磁界エネルギーを与えることが好ましい。例えば、図2に示す細胞変態装置1の加熱体4に直流電圧を供給することにより、同時にインダクタ5に電流が流れ、このインダクタ5により混合媒液50に磁界を発生させることができる。これにより、ナノ粒子45がさらに加速されて細胞膜402又は細胞壁413に衝突し、細胞膜402又は細胞壁413を貫通する力が増加する。更に加えて、ナノ粒子45が磁界に順応して、所定の方向にナノ粒子45が加速されるため、ナノ粒子45の細胞膜402又は細胞壁413に対して衝突する回数が増加するため、より一層、細胞40又は41を破壊する確率を増加することができる。

30

【0061】

(実施例1)

最初に、図7に示すように、有害細胞40又は41を含む媒液にナノ粒子45を加えた混合媒液50を生成し、この混合媒液50を前述した細胞変態装置1のマイクロディッシュ2の表面上に滴下した。

40

【0062】

次に、交流電圧供給源30から交流電圧を基板11に供給し、この基板11とマイクロディッシュ2との間に交流バイアスを印加した。交流バイアスが印加されると、図7に示すように、静電気力によって基板11の表面に対して垂直方向及び左右方向に上下左右にマイクロディッシュ2が振動した。これにより、ナノ粒子に、振動エネルギーを付与した。

【0063】

さらに、直流電圧供給源31から直流電流を細胞変態装置1の加熱体4に供給し、マイクロディッシュ2を加熱させた。これにより、ナノ粒子に、熱エネルギー及び電界エネルギー

50

を付与した。

【 0 0 6 4 】

得られた混合媒液 5 0 を採取し、光学顕微鏡により、有害細胞 4 0 又は 4 1 の状態を観察したところ、図 5、図 6 に示すように細胞膜 4 0 2 又は細胞壁 4 1 3 にナノ粒子 4 5 が入り込んだ状態であることが確認された。

【 0 0 6 5 】

(比較例 1)

最初に、図 7 に示すように、有害細胞 4 0 又は 4 1 を含む媒液にナノ粒子 4 5 を加えた混合媒液 5 0 を生成し、この混合媒液 5 0 を前述した細胞変態装置 1 のマイクロディッシュ 2 の表面上に滴下した。

10

【 0 0 6 6 】

次に、交流電圧供給源 3 0 から交流電圧を基板 1 1 に供給し、この基板 1 1 とマイクロディッシュ 2 との間に交流バイアスを印加した。交流バイアスが印加されると、図 7 に示すように、静電気力によって基板 1 1 の表面に対して垂直方向及び左右方向に上下左右にマイクロディッシュ 2 が振動した。これにより、ナノ粒子に、振動エネルギーを付与した。

【 0 0 6 7 】

その後、マイクロディッシュ 2 を加熱させずに、得られた混合媒液 5 0 を採取し、光学顕微鏡により、有害細胞 4 0 又は 4 1 の状態を観察したところ、有害細胞 4 0 又は 4 1 には変化が見られなかった。

【 0 0 6 8 】

20

(比較例 2)

最初に、図 7 に示すように、有害細胞 4 0 又は 4 1 を含む媒液にナノ粒子 4 5 を加えた混合媒液 5 0 を生成し、この混合媒液 5 0 を前述した細胞変態装置 1 のマイクロディッシュ 2 の表面上に滴下した。

【 0 0 6 9 】

次に、交流電圧供給源 3 0 から交流電圧を印加せずに、直流電圧供給源 3 1 から直流電流を細胞変態装置 1 の加熱体 4 に供給し、マイクロディッシュ 2 を加熱させた。これにより、ナノ粒子に、熱エネルギー及び電界エネルギーを付与した。

【 0 0 7 0 】

得られた混合媒液 5 0 を採取し、光学顕微鏡により、有害細胞 4 0 又は 4 1 の状態を観察したところ、有害細胞 4 0 又は 4 1 には変化が見られなかった。

30

【 0 0 7 1 】

[細胞変態装置の製造方法]

次に、前述の図 1 乃至図 3 に示す細胞変態装置 1 の製造方法を説明する。

【 0 0 7 2 】

最初に、図 9 に示すように、基板 1 1、絶縁体 1 2 及び活性層 1 3 が積層をなす S O I 基板を準備する。この S O I 基板は、例えば、シリコン単結晶基板の表面からイオン注入により内部に酸素イオンを注入し、熱処理することで、シリコン単結晶基板の所定の深さの位置に絶縁層 1 2 を形成することで製造される。なお、S O I 基板は貼り合わせ方式により製造してもよい。

40

【 0 0 7 3 】

図 1 0 に示すように、マイクロディッシュ 2 の形成領域となる、活性層 1 3 の所定の位置に p 型不純物を注入し、アノード領域 1 4 を形成し、引き続きアノード領域 1 4 に n 型不純物を注入し、カソード領域 1 5 を形成する。このアノード領域 1 4 及びカソード領域 1 5 を形成することにより、ダイオードが生成され、活性層 1 3 に加熱体 4 を形成することができる。

【 0 0 7 4 】

次に、図 1 1 に示すように、加熱体 4 (活性層 1 3) の表面上に第 1 の配線 1 6、層間絶縁膜 1 7、1 8、接続孔配線 1 9、第 2 の配線 2 0、保護膜 2 1 のそれぞれを順次形成する。

50

【 0 0 7 5 】

次に、図 1 2 に示すように、最上層の保護膜 2 1 から S O I 基板の絶縁体 1 2 まで、基板 1 1 の表面をエッチングストップパとして使用し、フォトリソグラフィ技術とエッチング技術とを併用してパターンニングを行い、マイクロディッシュ 2、第 1 のメカニカル支持体 1 3 A 及び 1 6 A、第 2 のメカニカル支持体 1 3 B 及び 2 0 B を形成する。エッチング技術には反応性イオンエッチング (R I E) 技術を実用的に使用することができる。第 1 のメカニカル支持体 1 3 A 及び 1 6 A を形成する工程と同時にインダクタ 5 を形成することができる。

【 0 0 7 6 】

図 1 3 に示すように、基板 1 1 の中央部分つまりマイクロディッシュ 2 が複数配列された領域において、基板 1 1 の表面部分をエッチング技術を利用して除去し、キャピティ 2 2 を形成する。エッチング技術には、 $X e F_2$ ガス若しくは異方性エッチャント (例えば、 $K O H$ 、 $T M A H$ 等) を用いた等方性エッチング技術を実用的に使用することができる。

【 0 0 7 7 】

そして、前述の図 3 に示すように、マイクロディッシュ 2 の少なくとも表面に撥水性被膜 2 3 をコーティングする。これら一連の製造工程が終了すると、本実施の形態に係る細胞変態装置 1 を完成させることができる。

【 0 0 7 8 】

[第 2 の細胞変態方法]

本実施の形態の第 2 の細胞変態方法は、前述の細胞変態装置 1 及び第 1 の細胞変態方法の具体的応用例を説明するものである。

【 0 0 7 9 】

最初に、図 1 4 に示すように、生体 8 の有害細胞 4 2 を抽出する。ここで、「生体 8」とは人間の患者という意味において使用される。また、「有害細胞 4 2」とは生体 8 から摘出した癌、腫瘍等の病巣の細胞、生体 8 からの摘出に関係ないウイルス、バクテリア等の細胞を含む意味において使用される。なお、生体 8 は必ずしも人間に限るものではなく、犬、猫等の動物、植物等であってもよい。

【 0 0 8 0 】

次に、抽出された有害細胞 4 2 にナノ粒子 4 5 を加えた混合媒液 5 0 を生成する。これは、前述の第 1 の細胞変態方法と同様である。引き続き、混合媒液 5 0 において、有害細胞 4 2 にナノ粒子 4 5 を衝突させ、有害細胞 4 2 を破壊するとともに、この有害細胞 4 2 を破壊する情報を取得する。すなわち、第 1 の細胞変態方法において細胞 4 0 又は 4 1 を破壊するプロセスを実行し、有害細胞 4 2 が破壊されるに至る、ナノ粒子 4 5 の種類や数量、マイクロディッシュ 2 の振動条件、加熱体 3 の加熱条件、インダクタ 5 の磁気発生条件等の有害細胞破壊情報を調べる。

【 0 0 8 1 】

次に、有害細胞 4 2 を摘出した生体 8 内に注射、服用等によりナノ粒子 4 5 を注入し、前述した細胞変態装置 1 を生体 8 に接触させて、取得した有害細胞情報に基づいて、細胞変態装置 1 を作動させることで、第 1 に説明した現象により、生体 8 内の有害細胞 4 2 を破壊することができる。

【 0 0 8 2 】

[実施の形態の効果]

以上説明したように、本実施の形態に係る細胞変態方法によれば、有害物質 4 2 特に生体 8 に対する有害細胞 4 2 を物理的衝撃により破壊し、根本的に死滅させることができるので、副作用が無く、多剤耐性菌の発現が無い、全く新しい細胞変態方法を提供することができる。

【 0 0 8 3 】

更に、本実施の形態によれば、細胞変態方法を実現する細胞変態装置 1 の構成が、メカニカルなダイヤフラム、基板 1 1 と兼用する交流電圧供給体 3、ダイオードにより形成された加熱体 4、ダイヤフラムの第 1 のメカニカル支持体 1 3 A、1 6 A や加熱体 4 の配線

10

20

30

40

50

と兼用するインダクタ５等を備えた極めてシンプルで、一つの装置で振動エネルギー、熱エネルギー、磁界エネルギーを同時に加えることができる優れた構造を備えている。また、細胞変態装置１において、メカニカルな振動、ジュール熱による加熱、インダクタ５による磁場の発生を実現することができるので、その条件は制御できるため、様々な種類の細胞の破壊メカニズム、破壊条件を効率良く取得することができる。細胞変態方法並びに細胞変態装置１においては、テーラーメイド医療分野への応用を実現することができる。

【００８４】

更に、本実施の形態によれば、生体８内で生息する有害なバクテリアの病巣を予め、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 検査装置や光検出により特定し、ナノ粒子４５を服用の後、細胞変態装置１を特定された部位(患部)に接触させて臨床レベルにより得られた細胞破壊の条件(レシピ)を再び適応することにより、疾病の治療にも応用することができる。

【００８５】

更に加えて、本実施の形態によれば、少なくとも１つのマイクロディッシュ２、加熱体４及びインダクタ５を備えた生体８内に服用可能な微小サイズを有する細胞変態装置１を製作し、生体８内で生息する有害なバクテリアの病巣を予め特定した後、ナノ粒子４５の服用に併せて微小サイズを有する細胞変態装置１を生体８内の病巣の付近に接触させて、前述の物理的衝撃により病巣の有害細胞４２をナノ粒子４５により破壊し、疾病の治療を行うことができる。微小サイズを有する細胞変態装置１は服用によって生体８内の病巣まで誘導する手法の他に、生体８の外部から内部の病巣まで外科的手術により直接誘導してもよい。微小サイズを有する細胞変態装置１において、電源供給は、マイクロバッテリーを使用することができ、他にもインダクタ５をアンテナとして使用し、外部からの電波により電力を発生することができる。

【００８６】

[細胞変態装置を用いた治療装置]

図１５（Ａ）は、前述した細胞変態装置１を用いた治療装置の概念図、図１５（Ｂ）は、治療装置の要部拡大図である。

【００８７】

本発明に係る治療装置１００は、検査部の観察画像を得るために固体撮像素子（図示せず）が内蔵された内視鏡１０１と、この内視鏡１０１へ照明光を供給する光源装置１０２と、内視鏡１０１に連結された制御部１０３と、内視鏡１０１の先端部１０４に設けられた治療部１０５とを備えている。

【００８８】

先端部１０４は、例えば、上下左右方向に湾曲可能な湾曲部を有し、この湾曲部は、可撓性を有する柔軟な可撓部１０６を介して内視鏡本体１０７に接続されている。

【００８９】

制御部１０３は、内視鏡１０１の先端部１０４で撮像される観察画像を表示する表示部１０８と、内視鏡１０１の先端部１０４の湾曲部を上下左右に駆動させて制御する図示しない第１の駆動部を備えている。

【００９０】

治療部１０５は、内視鏡１０１の先端部１０４に取り付けられ、内視鏡１０１の撮像方向に上下駆動する第２の駆動部１１０と、第２の駆動部１１０に接続された細胞変態装置１とを備えている。図示しない第１の駆動部及び第２の駆動部１１０の駆動は、駆動制御部１０９により制御することが可能となっている。さらに、細胞変態装置１のマイクロディッシュ２上には、ナノ粒子４５を含む媒液がカプセル１１１になって接着されて設けられている。

【００９１】

次に、本発明の治療装置１００を用いた治療方法を説明する。

【００９２】

内視鏡１０１の先端部１０４に取り付けられた細胞変態装置１のマイクロディッシュ２

10

20

30

40

50

上にナノ粒子45を含むカプセル111を接着させて、人間の口から先端部104を挿入する。挿入後、制御部103に映し出される喉内の撮像画像に基づいて、例えば、腫瘍等の位置を確認する。その後、その位置まで駆動制御部109により先端部104を駆動させた後、駆動制御部109により、治療部105の第2の駆動部110を駆動させて、細胞変態装置1のマイクロディッシュ2上に接着されたカプセル111を腫瘍に接触させて、カプセル111を破裂させて、ナノ粒子を露出させる。その後は、前述したような細胞変態方法に従い腫瘍の細胞を破壊する。

【0093】

なお、ここでは内視鏡の先端に細胞変態装置1を取り付けるという実施形態を示したが、特に、これに限定されるものではない。例えば、カテーテル等の先端部に同様に細胞変態装置1を取り付けて、血管内に挿入し、血管内に、服用、又は、注射したナノ粒子を混入することで、血管内の有害細胞を破壊することが可能となる。

10

【0094】

(その他の実施の形態)

なお、本発明は前述の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において、変更可能である。例えば、前述の実施の形態に係る細胞変態装置1は、細胞の破壊状態を直接観察することができる顕微鏡や、細胞の破壊情報を即座に取得し電子データ化することができる電子機器例えばパーソナルコンピュータを備えていてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0095】

20

【図1】本発明の実施の形態に係る細胞変態装置の要部斜視図である。

【図2】図1に示す細胞変態装置の全体の斜視図である。

【図3】図1に示す細胞変態装置のF3-F3切断線で切った要部断面図である。

【図4】(A)図1に示す加熱体の順方向電流とマイクロディッシュの温度上昇との関係を示す図、(B)図1に示すインダクタの順方向電流と磁束密度との関係を示す図である。

【図5】実施の形態に係る細胞変態方法を説明するための真核細胞の構造並びにナノ粒子の誘導状態を示す図である。

【図6】細胞変態方法を説明するための原核細胞の構造並びにナノ粒子の誘導状態を示す図である。

30

【図7】細胞変態方法を説明するための細胞変態装置の模式図である。

【図8】(A)細胞変態方法を説明するための混合媒液中のナノ粒子を示すモデル図、(B)細胞変態方法を説明するための混合媒液中における温度境界層の流速と温度との関係を示す図である。

【図9】実施の形態に係る細胞変態装置の製造方法を説明する第1の工程断面図である。

【図10】実施の形態に係る細胞変態装置の製造方法を説明する第2の工程断面図である。

【図11】実施の形態に係る細胞変態装置の製造方法を説明する第3の工程断面図である。

【図12】実施の形態に係る細胞変態装置の製造方法を説明する第4の工程断面図である。

40

【図13】実施の形態に係る細胞変態装置の製造方法を説明する第5の工程断面図である。

【図14】本発明の実施の形態に係る第2の細胞変態方法を説明する概念図である。

【図15】(A)本発明の実施の形態に係る治療装置の概念図、(B)治療装置の要部拡大図である。

【符号の説明】

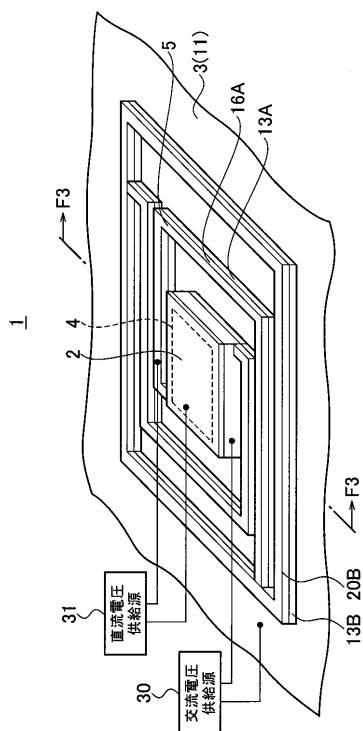
【0096】

- 1 細胞変態装置
- 2 マイクロディッシュ

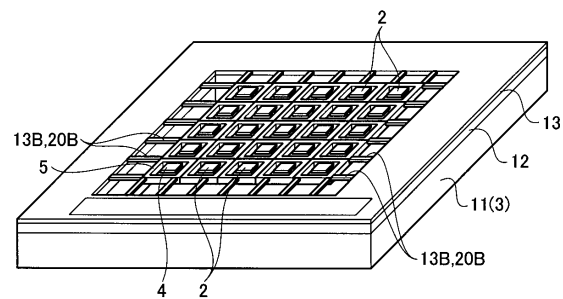
50

3	交流電圧供給体	
3 0	交流電圧供給源	
3 1	直流電圧供給源	
4	加熱体	
5	インダクタ	
8	生体	
1 1	基板	
1 2	絶縁体	
1 3	活性層	
1 3 A、1 6 A	第 1 のメカニカル支持体	10
1 3 B、2 0 B	第 2 のメカニカル支持体	
1 4	アノード領域	
1 5	カソード領域	
1 6	第 1 の配線	
1 8	接続孔配線	
2 0	第 2 の配線	
2 2	キャビティ	
2 3	撥水性被膜	
4 0、4 1	細胞	
4 0 1、4 1 1	細胞質	20
4 0 2、4 1 2	細胞膜	
4 1 3	細胞壁	
4 2	有害細胞	
4 5	ナノ粒子	
5 0	混合媒液	
1 0 0	治療装置	
1 0 1	内視鏡	
1 0 2	光源装置	
1 0 3	制御部	
1 0 4	先端部	30
1 0 5	治療部	
1 0 6	可撓部	
1 0 7	内視鏡本体	
1 0 8	表示部	
1 0 9	駆動制御部	
1 1 0	第 2 の駆動部	
1 1 1	カプセル	

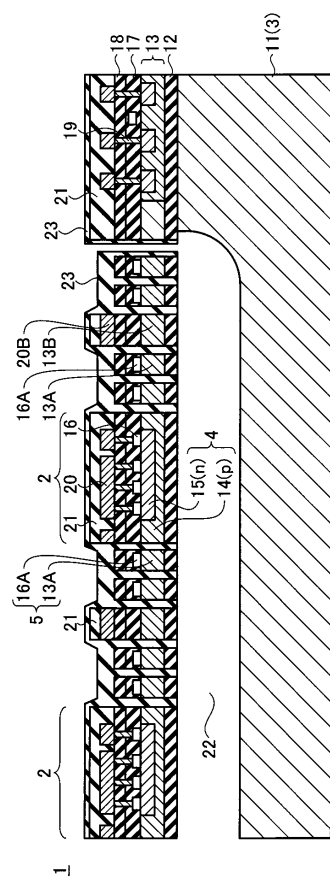
【図 1】



【図 2】

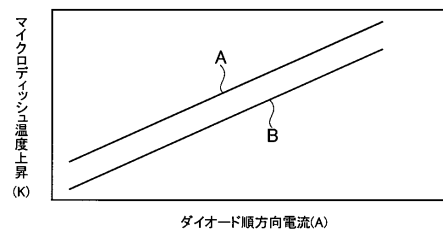


【図 3】

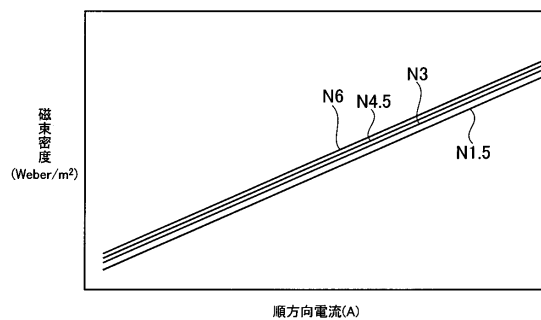


【図 4】

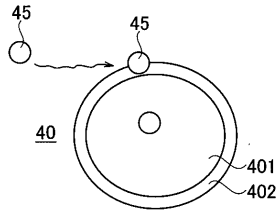
(A)



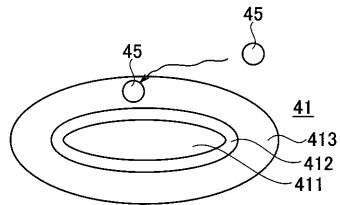
(B)



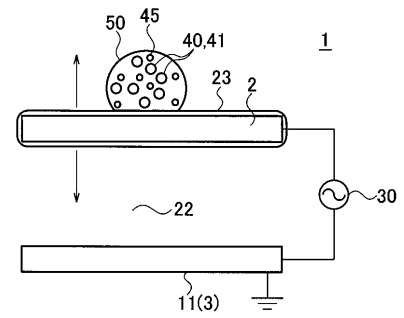
【図 5】



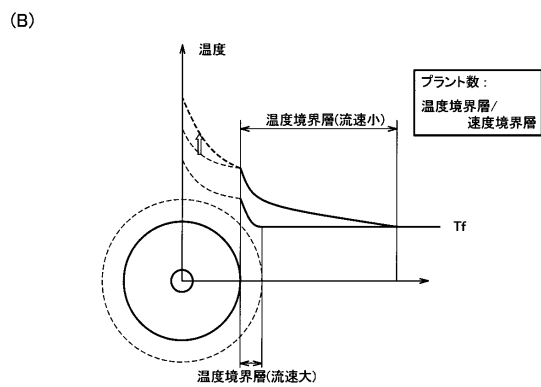
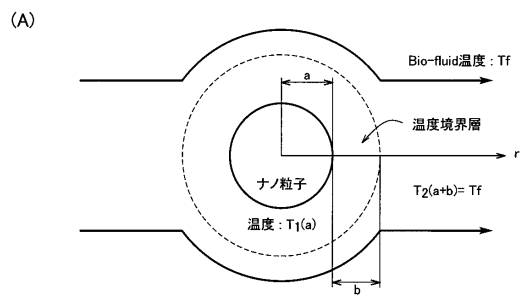
【図 6】



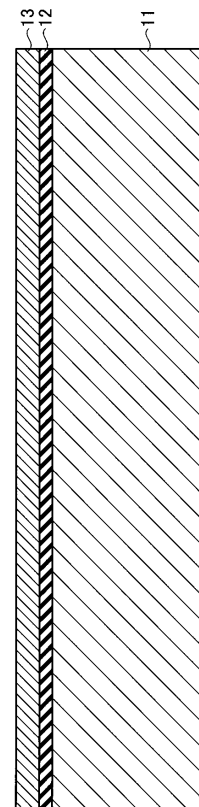
【図 7】



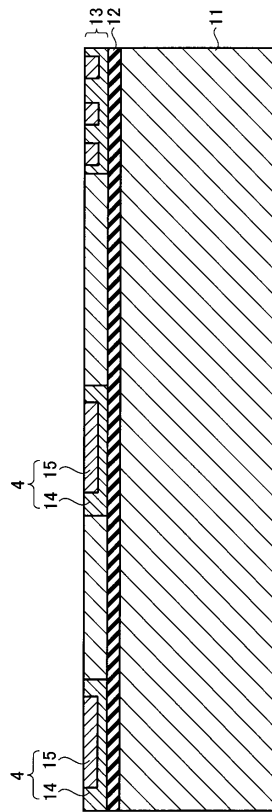
【図 8】



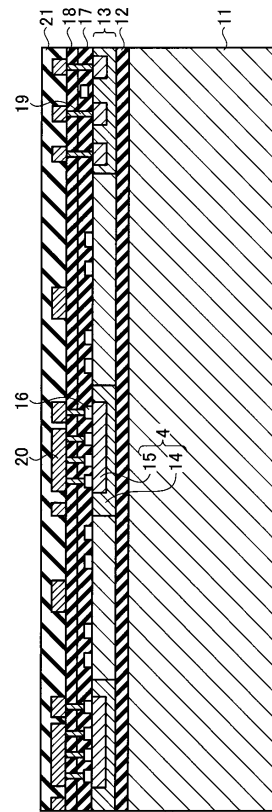
【図 9】



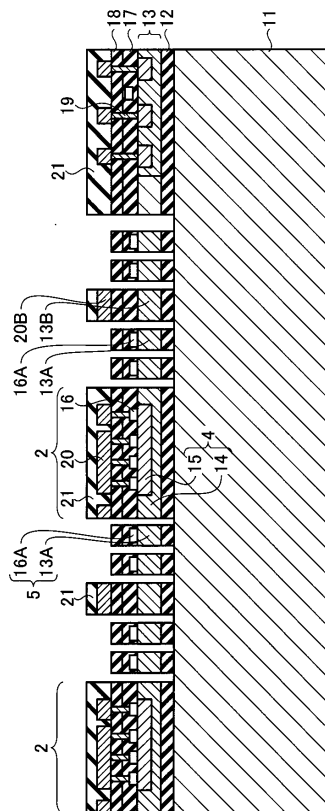
【図 1 0】



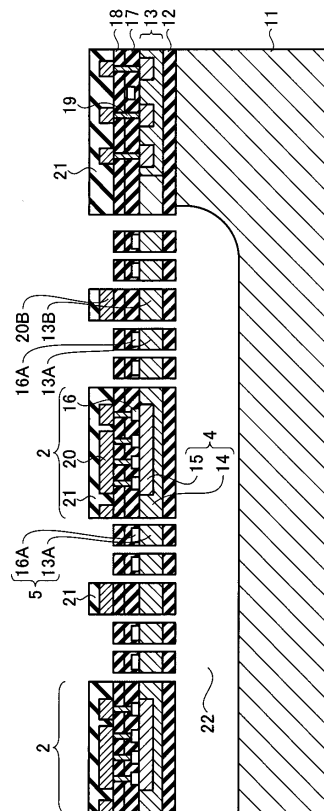
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

- (74)代理人 100098327
弁理士 高松 俊雄
- (72)発明者 鈴木 和拓
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 成瀬 雄二郎
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 舟木 英之
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 板谷 和彦
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 内古閑 修一
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内
- F ターム(参考) 4C060 JJ12 JJ29 KK50
4C061 FF50 HH21 NN10 YY20

专利名称(译)	细胞转化方法，细胞转化装置和使用其的处理装置		
公开(公告)号	JP2007151731A	公开(公告)日	2007-06-21
申请号	JP2005349255	申请日	2005-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	鈴木和拓 成瀬雄二郎 舟木英之 板谷和彦 内古閑修一		
发明人	鈴木 和拓 成瀬 雄二郎 舟木 英之 板谷 和彦 内古閑 修一		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/04 A61B18/18 A61B1/00		
CPC分类号	A61N5/00 A61N1/406 A61N5/0601		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/38 A61B17/36 A61B17/36.340 A61B1/00.300.Z A61B1/00 A61B1/00.620 A61B1/00.650 A61B17/32.510 A61B18/00 A61B18/04 A61B18/18 A61B18/18.100 A61B18/18.200		
F-TERM分类号	4C060/JJ12 4C060/JJ29 4C060/KK50 4C061/FF50 4C061/HH21 4C061/NN10 4C061/YY20 4C160/JJ12 4C160/JK01 4C160/KK47 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/MM32 4C160/NN01 4C161/FF50 4C161/HH21 4C161/NN10 4C161/YY20		
代理人(译)	三好秀 中村智之 伊藤雅一 高桥俊 高松俊夫		
其他公开文献	JP4602236B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供细胞形态学方法，细胞形态测定装置和能够通过物理冲击杀死有害细胞的处理装置。ŽSOLUTION：细胞形态测定装置1具有：微型2，其用作隔膜并保持通过在表面上的有害细胞上添加纳米颗粒而获得的混合介质；交流电压供应器3布置成与微点2分开并面对微点2，微点2在其自身和微点2之间施加偏压以使微点2振动以使有害细胞上的纳米颗粒破坏细胞。此外，细胞形态变换装置1设有加热器4和电感器5

