



請求項 1 記載のマイクロ流体装置において、前記中空体の断面は前記流入穴の断面または前記流入穴の導管の断面に比較して大きく形成され、そのため、流体が空洞（ 1 5、 4 1 5 ）内へ導入される際に流れ速度の低下が生ずる装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載のマイクロ流体装置において、物質誘導システムを有し、  
該物質誘導システムは

前記中空体の空洞（ 1 5、 4 1 5 ）内へ流体を誘導するために前記中空体の前記流入穴に接続された接続管（ 3 0 0 ）と、  
流体を転送するために前記中空体の前記流出穴に接続された接続管（ 3 0 4 ）とを含み、  
被分離相は前記中空体の空洞内に残留するように構成した装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載のマイクロ流体装置において、前記中空体は被分離相が前記流出穴の導管を通して前記中空体から逃散し得るようになる前にシステム内で交換される使い捨てユニットとして形成されている装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は姿勢に関係なく作動し得る、マイクロ流体流通システムからのガスまたは液体の分離に関する

【背景技術】

20

【 0 0 0 2 】

マイクロ流体流通システムの適用範囲は多様であり、特に医学的診断のための分析技法において多用される。若干の医学分野、特に糖尿病モニタリング分野では、グルコース含有量の連続的監視または少なくとも準連続的な監視を実施することが大きな利点を有している。これにより、一方において、患者が死に至ることのある低血糖状態の危険を適時に認識することができるとともに、他方で、ふつう長期障害（失明、壊疽など）と結びついた高血糖状態に対する警告を行うことができる。したがって最近では、血中グルコース濃度の連続的監視を可能とするために多大な努力が傾注されてきた。血中グルコース含有量を監視するための従来の方途は携帯式装置、特に血糖測定器によって実現されることが多い。ただしこの分析法の短所は先ず最初に体液が採取されなければならないことであり、そのために、通例、適用範囲は個別的測定に限定されることになる。

30

【 0 0 0 3 】

グルコース含有量を連続的に監視するためには患者が分析システムを身体に装着携帯しなければならないことから、分析システムの小形化がぜひとも必要である。たとえば今日のマイクロ透析技法は検体濃度をインピボで監視するための信頼し得る方法を表している。分析システムが小形であれば患者はそれを目立たずにかつ大きな支障なく日常的に装着携帯し、該システムを規則的な監視に利用することができる。このために小形のマイクロ透析プローブが容易に、しかも患者にほとんど外傷を生ずることなく、体内に挿入される。マイクロ透析に際し、灌流液はカテーテルを通して誘導され、検体測定はカテーテルから流出する、カテーテル中で身体由来の検体（グルコース）を吸収した透析液で行われる。従来の技術において一連のマイクロ透析プローブが知られているが、ここではそれらを代表するものとしてドイツ特許出願公開第 1 0 0 1 0 5 8 7 . 4 号明細書に記載の装置のみを指摘しておくこととする。マイクロ透析に際しては流体処理分野において必要とされる数多くの要件が生ずる。正確な分析結果を得るためにマイクロ透析器内において液体は気泡を含まない状態で存在していなければならないが、それはそうした場合にのみ正確な検体測定を可能とする再現性ある液体輸送が保証されるからである。

40

【 0 0 0 4 】

従来の技術において、液体からガスを分離するための複数の可能性が開示されている。ただしこれらの装置はマイクロ流体分野における使用には不適である。さらに大半のシステムは姿勢に関係なく作動させることが不可能である。しかしながらマイクロシステムの

50

目的はたとえば持続的なインピボ監視を可能とする携帯可能な分析システムを提供することである。ただしそのためには同じく、携帯可能な当該システムが姿勢に関係なく作動し得ることが必要である。従来の技術において、欧州特許第0552090号明細書は液体からガスを分離するための装置であって、当該液体誘導に基づき姿勢に関係なく作動し得る装置を開示している。ただしこの装置は微量分析分野での使用を目的としていない。該装置において液体は液体流路を通して誘導され、該流路においてガス分離が行われる。これらの流路は疎水膜と結合していることから、ガスは疎水膜を通して周囲大気中に逃散することができる。ただしこれは液体の圧力が外圧よりも高いことを前提としている。さらに、特に小形化に関連して生ずるもう一つの短所は、マイクロ装置の構造をコスト高にするとともに使い捨て式マイクロ装置としては割高となる膜が使用される点である。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、流体が気泡を含んでいる場合に気泡を除去し、気泡を含まない流体をマイクロ流体システムを通して流通させることである。この場合、作動条件の変化たとえばマイクロ流体流通システムの姿勢の変化によってガスまたは液体の分離に支障が生じてはならない。

【0006】

本発明は、マイクロ流体流通システム内で姿勢に関係なく作動する、ガスまたは液体を分離するための装置に関する。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、マイクロ流体システムに接続することができ、その結果、輸送さるべき液体がその内部を貫流して誘導される中空体を有した装置を含んでいる。この中空体は液体の流入ないし流出用の流入穴と流出穴とを有している。流出穴は導管と連結しており、該導管は中空体の空洞内に突き入っている。他方、流入穴は導管を有していないかまたは、流入穴から流出穴への直接の流れが基本的に妨げられるようにして中空体の空洞内に突き入っている導管を有している。中空体は基本的に、記載した特徴に一致した特性を有する複数の流出入口を有することができる。

【0008】

30

本発明はさらに、姿勢に関係なく作動し得る、マイクロ流体流通システムから液体を分離するための装置に関する。この装置は、マイクロ流体システムに接続することができ、その結果、輸送さるべきガスがその内部を貫流して誘導される中空体を含んでいる。この中空体はガスの流入ないし流出用の流入穴と流出穴とを有し、流出穴は中空体の空洞内に突き入った導管と連結され、他方、流入穴は導管を有していないかまたは、流入穴から流出穴への直接の流れが基本的に妨げられるようにして中空体の空洞内に突き入った導管を有している。したがってこの中空体は基本的に先に述べた中空体と同様な構造を有しており、単にその機能の点で相違しているにすぎない。

【0009】

好ましい実施形態において、ガスまたは液体の分離用中空体の断面積は流入穴またはその導管に比較して大きく形成されており、そのため、空洞内への流体の導入に際して流れ速度の低下が生ずる。流れ速度の低下により、ガス分離装置の場合には、液体内圧が周囲に比較して相対的に増大し、これによって液体からのガスの分離が促進されることとなる。さらに、液体から気泡が上昇することができ、したがって気泡ガスの分離ならびに液体中に溶解しているガスの分離が行われる。液体分離装置の場合にも、液体分離と同様にして分離が行われるのが好適である。ガスまたは液体の分離装置において、被分離相は中空体の空洞内に残留し、他方、流動相は押出される。

40

【0010】

ガス分離装置は気泡分離を目的としてマイクロ透析システムに接続することができる。この種のシステムは体液中の少なくとも1つの検体の濃度測定に使用される。本発明の範

50

囲において検体なる名称は考えられ得るすべての検体、たとえばグルコース、乳酸、タンパク質、ミネラルおよび神経伝達物質を含んでいる。本発明の範囲において“液体”なる概念は考えられ得るすべての体液、たとえば特に間質液、血液および脳液を含んでいる。このシステムは先ず第一にヒトのインビボ診断を目的としているが、ただし、その他の考えられ得る、たとえば動物への適用もその目的中に含まれていることとする。本発明の範囲においてマイクロ透析システムなる用語は隔膜を介して外部と灌流液とのあいだの物質交換が行われる実施形態に対して使用される。従来の技術において公知のマイクロ透析システムはたとえば欧州特許第0 6 4 9 6 2 8号明細書および米国特許第5, 174, 291号明細書に記載されている。ただしこの装置は一般に限外濾過と称される方法にも適している。この場合、隔膜を通してシステムを囲繞する体液の濾過が達成される。この隔膜は、特に、分析の障害となるかあるいはセンサの老化の原因となる高分子物質の除去に使用される。米国特許第4, 777, 953号明細書および同第4, 832, 034号明細書はたとえば限外濾過の方法を記載している。隔膜が配置された交換ゾーンは縦長の形態を有しているのが好適であり、したがって該ゾーンは棒状の形態を成している。棒の末端はたとえば尖端状に形成されていてよく、これによって人体への挿入が容易とされる。従来の技術において多数の異なったタイプの適用器具が存在しているが、ここではそれらについて詳細には立ち入らない。ただそれらを代表するものとして国際特許出願第97/14468号パンフレット(ティーエフエックス メディカル インコーポレイテッド(TFX Medical Inc.))と同第95/20991号パンフレット(シーエムエイ マイクロダイアリシス ホールディング アーヴェー(CMA Microdialysis Holding AB))を指摘しておくこととする。

10

20

#### 【0011】

前記の交換ゾーンが体液と接触しているあいだにマイクロ透析プローブを通して灌流液が灌流されると、灌流液は体液由来の物質を吸収する。このようにして富化された灌流液、つまり透析液は次いで分析ユニットに転送され、該分析ユニットはたとえば透析液中のグルコース濃度を測定する。

#### 【0012】

分析ユニットの測定ゾーンには少なくとも1個の検体検出センサが配されている。グルコースの検出にはたとえば、表面がグルコースオキシダーゼまたはグルコースオキシダーゼ含有混合試薬でコートされた金属電極が使用される。ただし、たとえば溶解されたグルコースオキシダーゼを測定セルに加えることも可能である。この測定法はたとえば欧州特許第0 393 054号明細書に記載されている。この場合、検体濃度の正確な測定にとって重要なことは気泡を含まない液体の輸送であることから電極周辺にガスがあってはならず、さもない場合には不定の状態が招来されることになる。

30

#### 【0013】

さらに、マイクロ透析の実施には、直接または流路を介して交換ゾーンと連結されている灌流液溜めおよび/または分析後の透析液収容溜めを設けるのが好適である。交換ゾーンを通してさらにセンサゾーンまで灌流液を輸送するためにポンプが設けられている。この種のポンプはたとえば加圧運転により、液体を灌流液溜めから圧送し得るものであっても、吸引運転により、液体をシステムから吸引するものであってもよい。さらにポンプはたとえば液体を流体溜めから吸い出して交換ゾーンに供給するようにして配置されていてもよい。後者の変法は従来のチューブラポンプと同様に、外部から作用するローラ要素によって流体路の圧縮ゾーンが圧縮されて液体が輸送される構造となされていてよい。同様なシステムはたとえば“植込み供給装置(implanted delivery devices)”の分野で広く使用されているが、ここでは典型例としてマイクロ透析分野の国際特許出願第99/41606号公報明細書を指摘しておくこととする。マイクロ透析に際してはたとえば10~1000  $\mu\text{m}$ の範囲の直径を有した流路を使用することができる。流路の長さが数センチメートルの場合には、およそ1 cm/minの線流れ速度を達成するのに若干ミリバールの圧力で充分であることが判明している。さらにこの種のシステムはセンサと連結した解析ユニットを有し、該ユニットはセンサ信号を検体の濃度値に変換する。

40

50

## 【 0 0 1 4 】

液体分離装置はたとえば呼気の分析に使用される $\text{CO}_2$ 分析システムに必要であることが判明している。特にこの適用分野において、ガス分析器内の液滴に起因して測定値エラーが頻繁に生ずることが明らかになっている。これはたとえばヒトによって排出された呼気ガスが分析システム内で体温以下に冷却されることに起因している。分析システムとの接触時に呼気中に含まれている水分が凝縮して液滴が生ずる。本発明による装置は、たとえば、呼気が $\text{CO}_2$ 分析器内に誘導される前に呼気から水分を分離することを可能とする。

## 【 0 0 1 5 】

したがって本発明はたとえば前記の一連の適用分野において必要であることが判明している気泡のない流体輸送を実現する装置を含んでいる。本発明の一つの核心を表しているのはガス分離にも液体分離にも等しく使用される中空体の構造である。好適な実施形態において、この中空体は高度な対称性を有し、その最適化された形態は球形である。これは中空体の構造を単純化すると共に、使い捨て装置としての本装置の使用に際して特に重要な意義を有する製造コストの低廉化を実現する。中空体の流出穴の導管は中空体の球心にまで達しているのが好適であり、また、好適な実施形態において、流入穴は空洞内に突き入る導管を有して、空洞壁面で開口している。こうした配置により、気泡が流出穴の導管を通して中空体から逃散し得るようになる前に、被分離気泡相が最大の大きさで形成されるようにすることができる。しかしながらまた、別途の一連の好適な実施形態において少なくとも、気泡相の最大体積が空洞全体の容積に対して0.3倍以上に達しても被分離相が中空体の姿勢に関係なく同所から外部に逃散することがないように留意する必要がある。好ましい方途において、中空体空洞内のガスと液体との最大体積は非常に僅かであり、そのため、該中空体の振動に際しても毛管力と付着力とによる気液両相の混合は生じないことから、ガス分離ないし液体分離に支障が生ずることはない。

## 【 0 0 1 6 】

本発明の範囲において、流入穴に対する流出穴の配置につき複数の可能性を考えることができる。一つの可能性は、流入穴と流出穴ならびに中空体の球心とを結んだ場合に想定される図形が直角三角形を形成し、流出入穴の1本の導管または2本の導管が前記の想定された三角形の両辺に配されるようにして流出穴を流入穴に対して配置することである。さらに、流出穴を流入穴の脇に配するか、ないし流出穴が流入穴によって囲まれるようにするか、あるいは流出穴を流入穴の直径方向反対側に配置して、流入穴から流出穴に向かう直接の流れを妨げる遮蔽板を設けることもできる。

## 【 0 0 1 7 】

装置を製造するための特に好適な1方法において、中空体は種々の形状を有する複数の層から合成されることにより、層の合成に際して空洞が生ずる。好ましい1方法において、各層はそれらが組み付けられた場合に流路を形成する窪みないし溝を有するようにして成形されている。このようにして製造も小形化も共に容易化することができる。各層の成形と組付けとはたとえば厚さの種々相違したシート材料を用いて実現することができる。これらのシート材料はたとえばカットプロットングまたはスタンピングによって所望の形状にもたらすことができる。これらの加工に際しては流出入穴ならびにそれらの導管が考慮される。シート材料は本発明によるガス・液体分離用中空体の特性を有した所望の形状の空洞が生ずるようにして互いに結合される。

## 【 0 0 1 8 】

装置の製造にはたとえばケイ素も使用することが可能である。各層へのパターン付与は公知のケイ素微細加工法にしたがって行われる。この場合、各層はたとえばホトリソグラフィとその後のエッチングによって適切な形状にもたたらされる。ただし、製造ならびにコスト上の観点から見て、中空体をプラスチック、金属またはセラミックから製造するのが好適である。特に、射出成形法によってポリマーから容易かつ低コストで中空体を製造することが可能であり、その場合、たとえば溝を射出成形法によって直接に付与することができる。ただし、プラスチックブロックを型押し技法などによって事後的に加工するこ

10

20

30

40

50

とも可能である。このために使用し得るプラスチックはたとえばポリメチルメタクリレートとポリカーボネートである。

【 0 0 1 9 】

ただし、装置がマイクロ透析分野で使用される場合には、システムの製造に使用される材料のセレクトにあたって、当該材料が透析液ないしマイクロ灌流液に対して適合性を有すると共に測定さるべき検体の濃度または分析自体に予測不能な影響をもたらす変化を生ずることがないように留意する必要がある。

【 0 0 2 0 】

ガス分離装置の作動開始前に、装置に液体を満たし、作動開始時に装置内に周囲空気が閉じ込められていないようにするのが好適である。また作動開始前に中空体に液体を満たすにあたって同じく周囲空気の閉じ込めが回避される必要がある。作動開始前にすでに中空体内に気泡が存在している場合には、液体から分離されたガスを収容する中空体容量が低下することとなる。同様に、好適な実施形態において、液体分離装置の作動開始前に該装置は前以てガスで満たされる。

【 0 0 2 1 】

本発明は、さらに、姿勢に関係なくガスまたは液体の分離を保証するマイクロ流体流通システムを含んでいる。このマイクロ流体流通システムは、請求項 1 または 2 記載の本発明によるガス / 液体分離装置と、本発明による装置の流入穴に接続される接続管を経て流体を流入穴を通して中空体内に誘導する物質誘導システムとから成っている。流体は中空体の空洞内へ突き入った流出穴導管と本発明による装置の流出穴とを通過して中空体の外部へ誘導される。流体は装置の流出穴に接続される接続管を経て転送される。

【 0 0 2 2 】

好適な実施形態において、センサは本発明による装置の機能を監視し、したがって、ガスまたは液体の分離機能がもはや保証されなくなると使用者が直ちに該装置を流通システムから取り外して交換することを可能とする。

【 0 0 2 3 】

マイクロ流体流通システムの装置の一連の好適な実施形態はすでに以上に記載した通りである。

【 0 0 2 4 】

好適な実施形態において、ガス分離用のマイクロ流体流通システムはさらに液体の流れ速度を制御するポンプを含んでおり、そのため、分析さるべき液体量を測定することが可能である。このシステムは標準圧力で作動されるのが好ましく、周囲圧力に左右されないのが好適である。本発明の趣旨のガス分離用流通システムは、好適な実施形態において、中空体を有した装置の他に、たとえばすでに述べたように、マイクロ透析プローブと液体溜めとを含んでいる。好適な実施形態において、前記分離装置は流通システム内においてマイクロ透析プローブの上流側に配置されている。本発明によるガスまたは液体の分離装置は、既述したように、空洞内において被分離相が流出穴の導管と接触し得るようになる前に交換される、流通システム内の使い捨てユニットとして形成されているのが好適である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 5 】

図 1 はガスまたは液体を分離するための装置の好ましい 1 実施形態を示したものである。図示した中空体 10 は球状であり、流体が貫通誘導される流入穴 11 ならびに中空体 10 の壁面 16 を貫通する流出穴 12 を有している。流入穴はそれぞれ 1 本の導管によって空洞内部と連結されており、その際、流出穴の導管 13 は中空体の中心点 17 に達している。流入穴の導管 14 は中空体 10 の空洞 15 内に僅かに突き入っているにすぎない。空洞 15 は中空体の壁面 16 によって限定されている。流入穴 11 と流出穴 12 とは空洞の中心点 17 と共に、それらを結んだ場合に想定される直角三角形 18 を形成するが、これは図中に記入され具体的に示されている。該直角三角形の両辺には導管 13、14 が配置されている。流体は流入穴を貫流して中空体の空洞 15 内に流入する。中空体の空洞内

で流体の流れ測度は低下させられる。流入した流体はさしあたり中空体内部に留まっている。流体が中空体内に滞留しているあいだに、たとえばガス分離の場合には、気泡が液体から上昇しあるいは液体中に溶解しているガスが遊離させられる。

【 0 0 2 6 】

分離されたガスは上昇して中空体の上部に達し、同所のガス溜り（被分離相 2 0）に集積する。相分離は図中において相境界 1 9 の表示によって具体的に表されている。流れ速度に応じて流体は一定の滞留時間の経過後に導管 1 3 の入口 2 1 に達し、液体は同所を通過して中空体から離脱する。分離された相 2 0 は引き続き中空体内に残留する一方で、流体は流出穴 1 2 を通って転送される。これは、被分離相 2 0 の体積が僅かであり、その結果、被分離相は、中空体 1 0 の姿勢に関係なく、空洞の中心 1 7 に位置する導管 1 3 の入口 2 1 に達することがないとのことを前提としている。

10

【 0 0 2 7 】

図 2 は流入穴 1 1 が流出穴 1 2 と同心配置された中空体 1 0 を示したものである。流出穴 1 2 は、すでに図 1 に示したように、中空体の球心に達する導管 1 3 と結合されている。図 1 と 2 に示した双方の装置実施形態は中空体 1 0 の壁面 1 6 における流入穴 1 1 ないし 1 1 1 の配置の点で相違しているにすぎない。流入穴 1 1 1 は導管を有していない。被分離相 2 0 が流出穴 1 2 の導管 1 3 の入口 2 1 に達することがないようにして被分離相 2 0 の体積を最大となし得るように、導管 1 3 は図 1 と同様に同じく空洞 1 5 の中心点 1 7 まで延びている。

【 0 0 2 8 】

20

図 3 はさらに別な実施形態を示したものである。この場合、中空体 1 0 の流入穴 1 1 は流出穴 1 2 およびその導管 1 3 との直径方向反対側に配置されている。流入穴 1 1 と流出穴の導管 1 3 とのあいだの直接の流れを回避するため、導管 1 3 の入口 2 1 の前方に遮蔽板 2 0 0 が配置されている。導管 1 3 の入口 2 1 と遮蔽板 2 0 0 とのあいだのスペースは充分に広いことから、流体は支障なく入口 2 1 から流入しあるいは空洞 1 5 内にある流体は流出穴 1 2 から流出することができる。遮蔽板 2 0 0 は中空体内部に支保棧 2 0 1 によって固定されている。

【 0 0 2 9 】

前記の一連の図面は本発明による装置の若干のモデルを例示したものである。基本的にその他の形の中空体ないし空洞ならびにその他の実施形態の穴および導管も考えられることはいうまでもない。また、2 つ以上の穴および導管を使用することも場合により有益である。

30

【 0 0 3 0 】

図 4 は本発明による装置を製造するための若干の工程を例示したものである。この点で、マイクロデバイスの割安かつ容易な製造が可能となるため、事後に結合される 2 個のプラスチック成形品をスタンピングによって製造する方法が特に好適であることが判明している。スタンピングに要される型 4 0 1、4 0 2 は多数のマイクロシステム技法向けに製造可能であることから、基本的に多数の実施形態のプラスチック成形品が考えられよう。図 4 に示したプラスチック成形品はたとえば矩形輪郭を有している。

【 0 0 3 1 】

40

本発明によるガスまたは液体を分離するための装置を製造するため、たとえば図 4 に示した工程が選択される。

【 0 0 3 2 】

1 個のプラスチックブロック 4 0 0 が型 4 0 1 によってスタンピングされ、プラスチックブロック 4 0 0 は型 4 0 1 に応じて成形される。第一のスタンピング工程により成形品 4 0 3 が得られる。成形品 4 0 3 は矩形の空洞 4 1 5 と縁 4 1 6 から延びる 1 本の支保棧 4 1 3 とを有している。成形品 4 0 3 は続いて第二のスタンピング工程において型 4 0 2 によって成形される。第二のスタンピング工程により、壁面 4 1 6 を貫いて延びる流入穴用の溝 4 1 1 と流出穴用の溝 4 1 2 とが形成され、さらに支保棧 4 1 3 に 1 本の溝が形成され、この溝により装置が完成された場合に流出穴 4 1 2 の導管 4 1 3 が実現される。最

50

終工程において２個の成形品が互いに結合され、これにより流入穴と流出穴ならびに流出穴用導管を具備した１個の空洞が生ずる。双方の成形品の組付けに際しては、基本的に複数の組合わせを考えることができる。たとえば、成形品４０４をそれと同一の成形品４０４と組合わせることも、同じく成形品４０４をたとえば第一のスタンピング工程後に得られる成形品４０３と組合わせることも可能である。

【００３３】

図５はガス分離に中空体１０を使用するマイクロ流体流通システムを示したものである。中空体１０は物質誘導システムと連結されている。物質誘導システムは接続管３００を有し、該接続管は中空体１０の流入穴１１と結合されている。このシステムはさらにポンプ３０１を含んでいる。ポンプ３０１は液体を液体溜め３０２から適切なチューブ３０３を通して流入穴１１の接続管３００に向けて送出する。液体は中空体１０の流入穴１１を通して空洞１５内に流入し、該空洞内でガス分離が行われる。ガス分離は図５において相境界１９の表示によって具体的に表されている。分離されたガスはガス溜り２０に集積する。基本的に無ガスの液体は導管１３を通して流出穴１２に誘導され、他方、ガス２０は中空体１５内に残留する。基本的に無ガスの液体は物質誘導システムの接続管３０４を経て流出穴からマイクロ透析プローブ３０５に達する。図示した例において、流出入穴の接続管３００ないし３０４を液体溜め３０２ないしマイクロ透析器３０５に直接に接続し、これによって付加的なチューブ３０３を不要とすることも考えることができる。図示した好ましい実施形態において、中空体１５はマイクロ透析器３０５を基準にして上流側にポジショニングされており、これにより液体は基本的にガス除去されてマイクロ透析器に達することとなる。こうして、所定量の液体を用い、検査さるべき検体の正確な測定が可能となる。ガス分離装置の機能を保証するためにはガス溜り２０の体積が決定的に重要である。この場合、ガス溜りの体積が増大してそれが導管１３の入口２１に達しないように留意しなければならない。ガス溜りが入口２１に達するようになる前に中空体１０は使い捨てユニットとして流通システムから取り外される。

【図面の簡単な説明】

【００３４】

【図１】ガスまたは液体を分離するための装置を示した図である。

【図２】ガスまたは液体を分離するための装置であって、流入穴が流出穴の脇に配置された装置を示した図である。

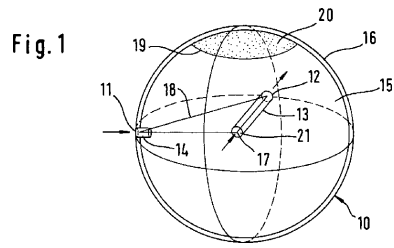
【図３】ガスまたは液体を分離するための装置であって、流入穴が流出穴の直径方向反対側に配置された装置を示した図である。

【図４】ガスまたは液体を分離するための装置を適切な構造のスタンピングによって製造する方法を示した図である。

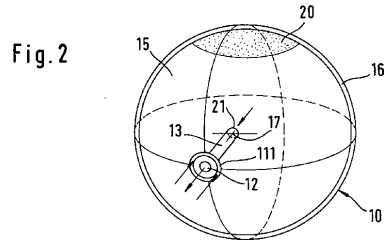
【図５】マイクロ透析用のマイクロ流体流通システムを示した図である。



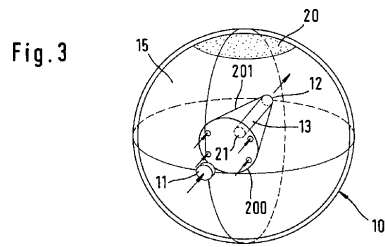
【 図 1 】



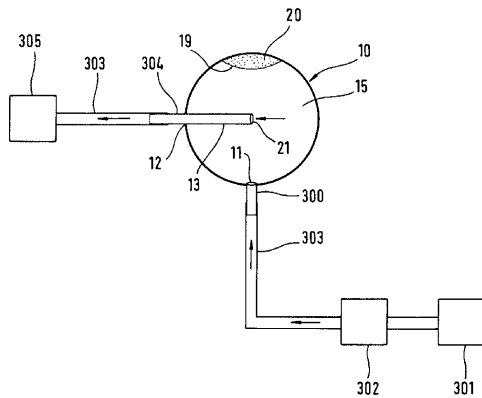
【 図 2 】



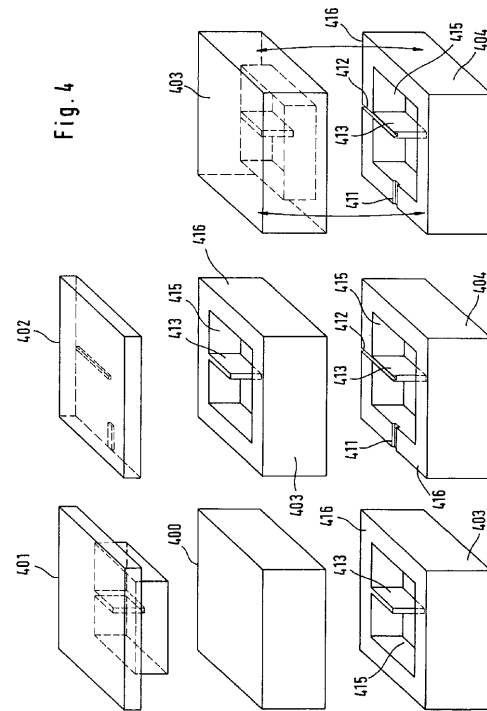
【 図 3 】



【 図 5 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ケルカー、カール - ハイנטツ  
ドイツ連邦共和国、6 7 2 6 9 グリュンシュタット、トリフトヴェーク 3 1
- (72)発明者 オクヴィルク、グレゴール  
ドイツ連邦共和国、6 8 2 3 9 マンハイム、ヴァルツフーター シュトラーセ 6

審査官 澤田 浩平

- (56)参考文献 米国特許第0 5 8 3 0 1 8 5 ( U S , A )  
特開昭5 2 - 1 4 4 1 8 3 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- A61K35/78-35/84,
  - A61M1/00-1/36,
  - B01D19/00-19/04,
  - B81B1/00-5/00,
  - B81C1/00-5/00