

發明專利說明書

200412482

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號： 92113087

※申請日期： 92.5.14

※IPC 分類： G05D 7/00, G01N 1/00

壹、發明名稱：(中文/英文)

在微流體通道中串聯之流體動力之會集

CASCADED HYDRODYNAMIC FOCUSING IN MICROFLUIDIC CHANNELS

貳、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

美商英特爾公司

INTEL CORPORATION

代表人：(中文/英文)

大衛 賽門

DAVID SIMON

住居所或營業所地址：(中文/英文)

美國加州聖塔卡拉瓦市米遜大學路 2200 號

2200 MISSION COLLEGE BLVD. SANTA CLARA, CA 95052,
U.S.A.

國 籍：(中文/英文)

美國 U.S.A.

參、發明人：(共 2 人)

姓 名：(中文/英文)

1.歐司特 郝司克

HAUSSECKER, HORST

2.那拉言 桑德拉真

SUNDARARAJAN, NARAYAN

住居所地址：(中文/英文)

1.美國加州波羅奧多市海瑟路 111 號

111 HEATHER LANE, PALO ALTO, CALIFORNIA 94303, U.S.A.

2.美國加州舊金山市克利斯皮路 126 號

126 CRESPI DRIVE, SAN FRANCISCO, CALIFORNIA 94132,
U.S.A.

國 籍：(中文/英文)

1.德國 GERMANY

2.印度 INDIA

肆、聲明事項：

☐ 本案係符合專利法第二十條第一項☐第一款但書或☐第二款但書規定之期間，其日期為： 年 月 日。

☒ 本案申請前已向下列國家（地區）申請專利：

1. 美國 2002 年 08 月 30 日 10/232,170

2.

3.

4.

5.

☒ 主張國際優先權(專利法第二十四條)：

【格式請依：受理國家（地區）；申請日；申請案號數 順序註記】

1. 美國 2002 年 08 月 30 日 10/232,170

2.

3.

4.

5.

☐ 主張國內優先權(專利法第二十五條之一)：

【格式請依：申請日；申請案號數 順序註記】

1.

2.

☐ 主張專利法第二十六條微生物：

☐ 國內微生物 【格式請依：寄存機構；日期；號碼 順序註記】

☐ 國外微生物 【格式請依：寄存國名；機構；日期；號碼 順序註記】

☐ 熟習該項技術者易於獲得，不須寄存。

玖、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明乃涉及流體傳輸之現象，更具體的說是控制微流體系統中流體流動及顆粒/分子於該流體流動中精確的局部化。

【先前技術】

各種實驗分析及功能的小型化具有許多益處，例如，節省可觀的分析時間與成本，以及分析用實驗儀器所需要之空間。此種小型化可具體實施於微流體系統中。這些系統可用於化學及生物學研究，例如，DNA序列與免疫色譜分析科技，血液分析，及廣範圍的化學及生物學種類之辨識及綜合。更具體地說，這些系統已經被使用於生物學微分子之分離及運輸，具體表現在實驗分析上(例如，酵素分析、免疫分析、受體結合分析以及其他觀察生化系統影響因子之分析)。

通常，微流體製程及裝置典型地使用顯微鏡才能觀察的通道供不同的流體通過傳輸。在這些製程及裝置中，流體可混合其他流體而變化溫度、酸鹼值以及離子濃度，並被分離成為組成元素。更有甚者，這些裝置及製程亦可用於其他科技，例如，噴墨印刷科技。微流體製程及裝置的適應性在施行同樣的分析或功能時可額外節省人工因素(或錯誤)之成本，例如人工成本以及因錯誤或不完美的人工操作所產生之成本。

【發明內容】

實現這些複雜分析及功能的能力可能被這些流體在微流體系統中傳輸的速率或效率所影響。更具體地說，系統內的流體流動速率影響了分析結果所依賴的參數。例如，當一流體包含欲分析其體積及結構之分子時，該系統應設計成可保證該流體在傳輸實驗對象分子時，循序地以一流動速率通過測試裝置，而使該裝置可進行所需之體積及結構的分析。有許多的特性可加入微流體系統的設計以保證所需流動之達成。更具體地說，流體可在內部或外部壓力源下被傳送，比方像整合型微泵，以及使用機械式閥件以改變流體方向。聲音能源、電子液體動力能源以及其他電子構件以影響流體之移動亦已被慮及。但是各種構件都有某些缺點，最明顯的是故障問題。此外加入這些構件於微流體系統中亦增加系統的成本。

微流體系統典型地包含多個互相連通(並以流體連通)並通往一個或多個儲槽之微流體通道。這些系統可以非常簡單，只包含一個或兩個通道及儲槽，或是非常複雜，包含多個通道及儲槽。微流體通道通常至少具有一個內部尺寸約小於1毫米(mm)，典型地約略在0.1微毫米(μm)至約500微毫米間。這些微傳輸通道的軸向尺寸可以達到10公分(cm)或更多。

通常，一微流體系統包含一微流體通道及儲槽之網路，由蝕刻、射出成形、壓紋、或壓印之平面基材所構成。微電子工業所發展出的平板印刷及化學的蝕刻製程常用於製造以矽與玻璃為基材之微流體裝置。類似的蝕刻製程亦可

用以建構以各種不同聚合物為基材之微流體裝置。在以平面基材建構微流體通道及儲槽之網路後，該基材典型地搭配一種或多種平面板材以封住通道及儲槽的頂端以及/或底部以依據該裝置最終使用目的而提供通道孔作為流體注入、抽取之開口以及電連通路。

【實施方式】

在本文中，所使用之術語(或字首)"微(micro)"通常指一裝置或其構件之結構性元件或特性，至少具有一製造尺寸約略在0.1微米(μm)至約500微米範圍間。如此，本文指稱所謂微流體之裝置或製程其至少包含一結構特性具有此種尺寸。當用以說明一流體元件，如一通道、接點、或儲槽時，該術語"微流體"通常指一個或多個流體元件(例如，通道、接點以及儲槽)至少具有一個內橫截面尺寸(例如深度、寬度、長度以及直徑)小於約500 μm ，並且典型地約略在0.1 μm 至約500 μm 之間。

本文使用之術語"液壓直徑"係指 Perry's Chemical Engineers' Handbook，第六版(1984) 5-25頁表格5-8中所定義之直徑。亦可見於 Perry's Chemical Engineers' Handbook，第七版(1997) 6-12到6-13頁。這些定義說明解釋具有非圓形橫截面之通道或開放性通道，此外亦說明解釋通過一環型物之流動。

如同熟悉技藝人士所知，雷諾數(Reynolds number (N_{Re}))為幾個無單位數量之一，其型式為：

$$N_{\text{Re}} = \frac{l\nu\rho}{\mu}$$

其與流動系統中啟始力與黏滯力之比例成正比。更具體地說， l 代表流動通道線性尺寸特性， ν 為直線速率， ρ 為流體密度， μ 為流體黏滯係數。熟悉技藝人士亦了解的是術語"流線(streamline)"，定義為一特定瞬間內在各點上與其流動方向相符之直線。術語"層型流動(laminar flow)"定義為在流動之全長上，各流線皆保持明顯區隔之流動。只要能符合標準，該流線不需是直線或穩定流動。由 Perry's Chemical Engineers'第六版5-6頁(1984)大致上來看，通常，當雷諾數小於或等於2100，該流動即視為層流型，當雷諾數超過2100，該流動即視為非層流型(也就是擾動型 turbulent)。在本文中通過不同的微流體製程及裝置之流體流動較佳地為層流型。

參考圖式，圖中相同號碼表示各圖示中相同或類似的元件，圖1概略地顯示一放大的微流體裝置之部份橫截面，例示單一步驟(無串聯)的液體動力流體之會集。該裝置為一本體結構10具有中央通道12與對稱之第一及第二會集通道14及16，該二會集通道14及16分別與中央通道12以接點18作流體連通。如圖1所示，第一會集通道14與第一儲槽20流體連通，第二會集通道16與第二儲槽22流體連通。實心箭頭指出流動通過各個通道12、14、16之方向。

如所示，中央通道12具有一固定之內部直徑標註為 d_c 。在接點18之上游，樣品流體以一速率 v_1 流過中央通道12，

而佔據一由中央通道內壁所界定且具有一液壓直徑 d_1 之區域。在接點18之上游， d_1 與 d_c 相同。護套流體由第一及第二儲槽20、22分別流過第一及第二會集通道14、16，並分別以速率 v_{r1} 通過接點18。因為護套流體的速率相同，係由護套及樣品流體密度及黏滯度決定，護套流體通過接點18進入中央通道12合併形成圍繞樣品流體之分離護套24。護套24之分離係由流體之層流流動所確保，如上所述。在接點18之下游，樣品流體以同樣的流速流過中央通道12，但以不同(且較高)的速率 v_2 ，並佔據一區域而產生液壓直徑 d_2 。護套流體分別自第一及第二儲槽20、22流出而合併成護套24並圍繞樣品流體(由中央通道12內以連續虛線表示的流線所描繪之輪廓)。

通常，圖1顯示之單一步驟(無串聯)液體動力會集由三通接點18所完成，當來自會集通道14、16之護套流體在中央通道12中推擠樣品流體使其更接近中央通道12之中心軸線時，樣品流體通過通道12之速率由 v_1 增加到 v_2 。此種會集在圖1中由中央通道12內之連續虛線表示。任何懸浮在接點18上游之中央通道12之樣品流體內之粒子(或分子)，在流體流過接點18時往通道12中心軸線移動。粒子(或分子)的特別局部化可以此方式被控制並會集，並且在下游的操作中分析或處理。

單一步驟會集可達成的最大會集比率受限於液體動力以及依循漸進線關係之幾何限制。更具體地說，該會集比率(f_s)可以表示成下面之方程式，其中 d_1 及 d_2 如上述為液壓直

徑：

$$f_s = \frac{d_1}{d_2}。$$

在理想的狀態，需要一高會集比率。但是對於一單一會集步驟，該比率受到限制，比如液體動力因素、壓力梯度、以及通道尺寸所導致之限制。例如，當壓力在會集通道內增加時，中央通道的流動對於逆流很敏感。換言之，端視接點上游中央通道之流動速率，若會集通道內之護套流體速率(或被施加壓力)太快，護套流體不僅將流入中央通道接點下游之部分，還將流入中央通道接點上游之部份，而導致樣品流體之逆流。

此種限制已經有人揭露可使用多重(或多步驟)之串聯接點而使樣品流體漸增地會集到各個接續接點來解決。更具體地說，圖2及圖3概要地展示概略地顯示一放大的微流體裝置部份橫截面，其例示多步驟(串聯)的液體動力流體之會集。更具體地說，在圖2，該裝置為一本體結構28具有一中央通道30以及對稱的第一及第二會集通道32、34，該二通道32、34分別與中央通道30藉由第一接點36形成流體連通。如圖2所示，第一會集通道32與第一儲槽38以流體連通，第二會集通道34與第二儲槽40形成流體連通。實心箭頭表示通過各個通道30、32、34時之流動方向。

如圖示，中央通道30有一固定內直徑，標註為 d_c 。接點36之上游，一來自儲槽(未顯示)之樣品流體以速率 v_1 通過中央通道30，且佔據一區域，該區域大致具有由中央通道30

之內壁界定之液壓直徑 d_1 。接點 36 之上游， d_1 與 d_c 是相同的。來自儲槽 38、40 之護套流體流過會集通道 32、34，並以速度 v_{r1} 通過第一接點 36。因為護套流體之流動速率相同，且決定於護套流體及樣品流體之密度及黏滯度，護套流體進入中央通道 30 並通過第一接點 36 合併形成一分離的第一護套 42 而圍繞樣品流體。第一護套 42 之分離係因流體流動之層流性所確保，如上所述。第一接點 36 下游，樣品流體以同樣流速流過中央通道 30，但以不同(或較高)之速率 v_2 佔據一大致具有液壓直徑 d_2 之區域。分別來自於第一及第二儲槽 38、40 之護套流體合併形成第一護套 42 而圍繞樣品流體(由中央通道 30 內連續虛線所示之流線所描繪之輪廓)。

第一接點 36 下游(依據中央通道 30 內樣品流體之流動方向)之第二接點 44 分別由對稱的第三及第四會集通道 46、48 傳送額外護套流體進入中央通道 30，而該中央通道已經含有被第一護套包圍之樣品流體。如圖 2 所示，第三會集通道 46 與第三儲槽 50 形成流體流通，第四會集通道 48 與第四儲槽 52 形成流體連通。實心箭頭指示流過各個通道 30、46 及 48 時之流方向。

第一接點 36 下游以及第二接點 44 上游之間，樣品流體以同樣流速流過中央通道 30，但以不同(或較高)之速率 v_2 佔據大致上具有液壓直徑 d_2 之區域。分別來自第三第四儲槽 50、52 之護套流體分別以速率 v_{r2} 流過第三及第四會集通道 46、48 並流過第二接點 44。因為護套流體流動速率相同，且決定於護套及樣品流體之密度及黏滯度而定，護套流體

進入中央通道30且通過第二接點44而合併形成一第二分離護套54圍繞樣品流體及第一護套42。分別來自第三50及第四儲槽52之護套流體合併形成第二護套54而圍繞樣品流體(由中央通道30內連續虛線所表的流線所描繪之輪廓)。

第一及第二接點36、44及藉由這些接點與中央通道30連通之會集通道(32、34、46、48)合在一起乃完成一多步驟(串聯)液體動力流體會集方法及裝置—尤其是兩個會集步驟及接點。如同圖2所示，該裝置包含額外的會集通道56、58可藉由額外的接點60傳送額外的護套流體至中央通道30。同樣的，額外的會集通道與額外儲槽62、64連通，可作為額外護套流體來源。為分別控制各個會集步驟(f_i)，在如圖2所示之裝置中，各個儲槽(38、40、50、52、62及64)之壓力可調整以產生通道(32、34、46、48、56及58)內需要的護套流動速率。

圖3概略地顯示一放大的微流體裝置部份橫截面，其例示多步驟(串聯)的液體動力流體之會集。大致上，此具體實施例與圖2所示近似，但是在圖3，該裝置為一本體結構66，其包含會集通道以從較少(且共用)之儲槽68,70中抽取護套流體。與圖2近似，但是圖3亦可提供漸增的動力流體會集。為了獨立控制每個會集步驟(f_i)，在如圖3顯示之裝置中，所有(或許多)的會集通道與單一儲槽連通，與該單一儲槽連通之各獨立會集通道尺寸可予設計以使那些連通通道中產生要求的護套流體流速。

在如同圖2及圖3裝置中，由 n 個會集步驟(或是接點)組成

之總會集率(f_n)可由下面方程式導出，其中 f_i 表示每個獨立會集步驟：

$$f_n = \frac{d_1}{d_n} = \frac{d_1}{d_2} \frac{d_2}{d_3} \dots \frac{d_{(n-1)}}{d_n} = \prod_{i=1}^n \frac{d_i}{d_{(i+1)}} = \prod_{i=1}^n f_i。$$

每個會集步驟(f_i)之會集率可藉由控制護套流體在相對應之接點進入中央通道時之流速而調整。或者，每個會集步驟(f_i)之會集率可藉由控制護套流體在相對應接點進入中央通道時護套流體施加於樣品流體之壓力而調整。

對於 n 個會集步驟(或接點)各與具有直徑 d_{fci} 之會集通道連通並與一對儲槽68、70(見圖3)連接，則前面之公式可簡化成：

$$f_n = (f_s)^n，$$

其中 $f_s > 1$ 為單調增加。

各個接續的接點間之距離不必要相同並可以由熟悉此技藝人士藉由欲使用之場合決定。同樣的，各個微流體通道之長度及液壓直徑不必彼此相同並可由熟悉此技藝人士依欲使用之場合決定。

依據層流流動守恆定律結果，樣品流體經過接續的接點後其速率會增加。為了避免超過最大可允許流體速率，該裝置及方法之設計應考慮輸入流動速度(如圖2及圖3中具有 v_1 之速率)及會集流動速度(如圖2及圖3具有 v_{r1} , v_{r2} 及 v_i 之速率)。在微流體系統作為下游的偵測構件中單一分子之偵測(例如基因或DNA序列科技之對象分子)狀況下，先前數

個會集效果可漸增地拉長樣品(攜帶分子)流體內部分子間距離。起始時相鄰分子間距離非常接近，隨著樣品(攜帶分子)流體通過接續的會集步驟後，分子間分隔距離不斷增加，直到分子間距離大到允許偵測構件快速及精確的偵測。而這只是使用多串聯接點的液體動力之會集使用在微流體系統的方法之一。

雖然流體層流流動為較佳的選擇，如前所述，擴散效應可能出現在這種層流流動中。尤其是，擴散效應會在護套流體與樣品流體接觸時間增加後出現。此出現的效應可由舉例展示，其中一樣品流體包含十個對象分子。當樣品流體流過中央通道並與護套流體接觸，其流動將被控制(或會集)。雖然兩種流體可為層流，惟當護套流體及樣品流體彼此接觸的時間增加時，擴散力量將導致十個對象分子中一部份由樣品流體擴散至護套流體。這些擴散力量可以藉由下列方法控制，例如，調整流體流動、調整樣品流體與護套流體接觸的時間、適當的護套流體選擇、以及/或者中央通道長度的調整。在某些應用例中，擴散效應有時是需要(有用的)的，而在其他應用例中則不需要。例如，擴散效應可用於只存在單一對象分子之流體體積之偵測。

每個微流體通道之液壓直徑較佳地在約0.01 μm 至約500 μm 間，約在0.1 μm 至200 μm 間更好，約在1 μm 至約100 μm 間又更好，約在5 μm 至約20 μm 間最好。不同的會集通道(32、34、46、48、56及58)可有相同或不同的液壓直徑。較佳地，對稱式會集通道有相等或約略相等的液壓直徑大

小。依據特殊的使用場合，各個會集通道其液壓直徑可較中央通道之液壓直徑更小(或更大)。

通常，護套流體以相對不同的流速流過會集通道及串連接點。但是，流體流動在通過對稱會集通道時較佳地為相等或大致相等的。再者，護套流體流過個別的會集通道及個別的串聯接點之流速可大於流過個別接點緊接之上游處中央通道流速快。

本文中微流體裝置及方法之本體結構典型地包含兩種或多種個別基材的整合，在適當的搭配或結合下，形成需要的微流體構件，例如，包含本文所描述之通道及/或腔室。典型地，這裡所描述之微流體裝置包含頂部及底部基材部及內部，其中內部大致界定裝置之通道、接點以及儲槽。

適合的基材包含一彈性體、玻璃、矽基材質、石英、混合矽土、藍寶石、聚合物材料及上述材料之混合，但並不僅限於這些材料。聚合材料可為聚合物或異量分子聚合物，包含聚甲基丙烯酸 polymethylmethacrylate (PMMA)、聚碳酸酯 polycarbonate、聚四氯乙烯 polytetrafluoroethylene (例如鐵氟隆 TEFLON™)、聚氯乙烯 polyvinylchloride (PVC)、聚二甲基矽氧烷 polydimethylsiloxane (PDMS)、聚甲苯 polysulfone 以及上述材質之混合。選擇這些聚合物為基材材料是因為其容易製造、成本低廉、可以拋棄以及其穩定性，但不僅限於這些材料。這些基材已可利用現有之微製造及模鑄技術製造，如注射模鑄、壓紋或壓印、或在模具內聚合已聚合材料。基材表面可使用常被熟悉技藝人

士用於微流體裝置以加強不同流動特性之材質作處理。

本文所描述使用多數串聯接點之方法結果可使微流體流動系統不需要傳統流動控制設備，如內部或外部壓力源，像整合型微泵或機械式閥件以改變流體方向。當依本文所述之方法使用多數串聯接點時，亦不需要利用聲音能源、電子液體動力能源以及其他電子裝置以實施流體之移動。去除了傳統設備，故系統故障可能性較低且此種系統操作及製造之總成本也較低。

本文所描述之微流體製程及裝置可作為一較大型微流體系統之一部份，如連接流體傳送監測儀器、監測或感應該系統操作功能之監測儀器，處理器，例如電腦，依據預先程式規劃之指令以命令監測儀器，接受來自監測儀器之資料並分析、儲存、轉譯該資料，以及以可存取的報告格式提供資料及轉譯。

以上敘述僅是為清楚了解，且從文中應了解其中並無不需要之限制，而在此揭露之範疇內之修改對於具有一般技藝人士應是顯而易見的。

【圖式簡單說明】

為了能更完整的了解本發明，應參考下面之詳細敘述及所附之圖式，其中：

圖1概略顯示一放大的微流體裝置之部份橫截面，例示單一步驟(無串聯)的液體動力流體之會集；

圖2概略顯示一放大的微流體裝置之部份橫截面，例示依據本發明之多步驟(串聯)的液體動力流體之會集；以及

圖3概略顯示一放大的微流體裝置之部份橫截面，例示依據本發明之多步驟(串聯)的液體動力流體之會集。

雖然所揭露之方法及裝置可以有各種不同型式之具體實施例，惟圖式所示(並在上文描述)乃本發明一些特殊的具體實施例，且應了解本文之解說在於舉例說明，而非限制本發明於所例述之具體實施例。

【圖式代表符號說明】

10、28、66	本體結構
12、30	中央通道
14、32	第一會集通道
16、34	第二會集通道
18	接點
20、38	第一儲槽
22、40	第二儲槽
24	護套流體
36	第一接點
42	第一護套流體
44	第二接點
46	第三會集通道
48	第四會集通道
50	第三儲槽
52	第四儲槽
54	第二護套流體

56、58	額 外 會 集 通 道
60	額 外 接 點
62、64	額 外 儲 槽
68、70	儲 槽
d_c	內 部 直 徑
$d_1、d_2、d_i$	油 壓 直 徑
$v_1、v_{r1}、v_2、v_{r2}、v_i$	速 度
d_{fci}	直 徑

伍、中文發明摘要：

茲揭露一種裝置包含一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點而與中央通道流體連通之會集通道。茲亦揭露一種方法其步驟包含提供一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點而與中央通道流體連通之會集通道。該方法亦包含於中央通道內提供一樣品流體之流動之步驟、在會集通道內提供護套流體流之流動、藉由調整護套流體流過會集通道、串聯接點及進入中央通道之流速來控制或會集樣品流體之流動。所揭露之裝置及方法可用於微流體製程中控制或會集樣品流體之流動。此外，該裝置及方法亦可用於微流體製程中偵測欲量測之分子。

陸、英文發明摘要：

Disclosed herein is an apparatus that includes a body structure having a plurality of microfluidic channels fabricated therein, the plurality of microfluidic channels comprising a center channel and focusing channels in fluid communication with the center channel via a plurality of cascaded junctions. Also disclosed herein is a method that includes the step of providing a body structure having a plurality of microfluidic channels fabricated therein, the plurality of microfluidic channels comprising a center channel and focusing channels in fluid communication with the center channel via a plurality of cascaded junctions. The method also includes the steps of providing a flow of the sample fluid within the center channel, providing flows of sheath fluid in the focusing channels, and controlling or focusing the flow of the sample fluid by adjusting the rate at which the sheath fluid flows through the focusing channels and cascaded junctions, and into the center channel. The disclosed apparatus and method can be useful to control or to focus a flow of a sample fluid in a microfluidic process are disclosed. Additionally, the apparatus and method can be useful to detect molecules of interest in a microfluidic process.

拾、申請專利範圍：

1. 一種用於微流體製程以控制或會集一樣品流體之裝置，該裝置包含一具有多數微流體通道之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點與中央通道流體連接之會集通道。
2. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中中央通道與一含有樣品流體之儲槽流體連通。
3. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中會集通道與一個或以上之儲槽流體連通，各個儲槽含有護套流體。
4. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中本體結構之材料由包含彈性體、玻璃、矽基材料、石英、混合矽土、藍寶石、聚合物材料及上述材料之混合之群類中選出。
5. 依據申請專利範圍第4項之裝置，其中聚合物材料為一聚合物或共聚合物，由包含聚甲基丙烯酸甲酯 polymethylmethacrylate、聚碳酸酯 polycarbonate、聚四氯乙烯 polytetrafluoroethylene、聚氯乙烯 polyvinylchloride、聚二甲基矽氧烷 polydimethylsiloxane、聚砜樹脂 polysulfone 及上述材料之混合物。
6. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中微流體通道具有一液壓直徑且各會集通道之液壓直徑皆相等。
7. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中各個微流體通道具有一液壓直徑且各個會集通道之液壓直徑較中央通道之液壓直徑小。
8. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中各個微流體通道

具有一液壓直徑且各個會集通道之液壓直徑較中央通道之液壓直徑大。

9. 依據申請專利範圍第1項之裝置，其中各微流體通道具有一液壓直徑在約0.01微米(μm)至約500 μm 間。
10. 依據申請專利範圍第9項之裝置，其中液壓直徑在約0.1 μm 至200 μm 間。
11. 依據申請專利範圍第10項之裝置，其中液壓直徑在約1 μm 至約100 μm 間。
12. 依據申請專利範圍第11項之裝置，其中液壓直徑在約5 μm 至約20 μm 間。
13. 一種在微流體製程中用於控制或會集樣品流體之方法，該方法包含下列步驟：
 - (a)提供一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點與中央通道流體連通之會集通道；
 - (b)於中央通道內提供樣品流體之流動；
 - (c)於會集通道內提供護套流體之流動；以及，
 - (d)藉由調整護套流體流過會集通道及串聯接點並進入中央通道之速率以控制或會集樣品流體之流動。
14. 依據申請專利範圍第13項之方法，其中樣品流體之流動為層流。
15. 依據申請專利範圍第13項之方法，其中護套流體之流動為層流。
16. 依據申請專利範圍第13項之方法，其中護套流體以相對

不同流速流過會集通道及串聯接點。

17. 依據申請專利範圍第13項之方法，其中護套流體流過個別會集通道及個別串聯接點之速率大於流體流過個別接點鄰接上游處之中央通道之速率。

18. 一種用於微流體製程中偵測分子之方法，該方法包含步驟：

(a)提供一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點與中央通道流體連通之會集通道；

(b)於中央通道內提供樣品流體之流動，該樣品流體包含彼此分隔一距離之對象分子；

(c)於會集通道內提供護套流體之流動；

(d)藉由調整護套流體流過會集通道及串聯接點並進入中央通道之速率以控制或會集樣品流體之流動；

(e)增加樣品流體內分子間之距離以允許在偵測構件內作單一分子之偵測；以及，

(f)於偵測構件內偵測分子。

19. 依據申請專利範圍第18項之方法，其中樣品流體之流動為層流。

20. 依據申請專利範圍第18項之方法，其中護套流體之流動為層流。

21. 一種裝置包含一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點與中央通道流體連通之會集通道。

22. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中中央通道與含有一樣品流體之儲槽流體連通。
23. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中會集通道與一個或一個以上之儲槽流體連通，各個儲槽含有一護套流體。
24. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中本體結構之材料由包含彈性體、玻璃、矽基材料、石英、混合砂土、藍寶石、聚合物材料及上述材料之混合之群類中選出。
25. 依據申請專利範圍第24項之裝置，其中聚合物材料為一聚合物或共聚合物，由包含聚甲基丙烯酸甲酯 polymethylmethacrylate、聚碳酸酯 polycarbonate、聚四氯乙烯 polytetrafluoroethylene、聚氯乙烯 polyvinylchloride、聚二甲基矽氧烷 polydimethylsiloxane、聚砜樹脂 polysulfone 及上述材料之混合物。
26. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中各個微流體通道具有一液壓直徑且各會集通道之液壓直徑皆相等。
27. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中各個微流體通道具有一液壓直徑且各個會集通道之液壓直徑較中央通道之液壓直徑小。
28. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中各個微流體通道具有一液壓直徑且各個會集通道之液壓直徑較中央通道之液壓直徑大。
29. 依據申請專利範圍第21項之裝置，其中各微流體通道具有一液壓直徑在約0.01微米(μm)至約500 μm 間。

30. 依據申請專利範圍第29項之裝置，其中液壓直徑在約0.1 μm 至200 μm 間。
31. 依據申請專利範圍第30項之裝置，其中液壓直徑在約1 μm 至約100 μm 間。
32. 依據申請專利範圍第31項之裝置，其中液壓直徑在約5 μm 至約20 μm 間。
33. 一種方法包含下列步驟：
 - (a)提供一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點與中央通道流體連通之會集通道；
 - (b)於中央通道內提供樣品流體之流動；
 - (c)於會集通道內提供護套流體之流動；以及，
 - (d)藉由調整護套流體流過會集通道及串聯接點並進入中央通道之速率以控制或會集樣品流體之流動。
34. 依據申請專利範圍第33項之方法，其中樣品流體之流動為層流。
35. 依據申請專利範圍第33項之方法，其中護套流體之流動為層流。
36. 依據申請專利範圍第33項之方法，其中護套流體以相對不同流速流過會集通道及串聯接點。
37. 依據申請專利範圍第33項之方法，其中護套流體流過個別會集通道及個別串聯接點之速率大於流體流過個別接點鄰接上游之中央通道之速率。
38. 一種方法包含下列步驟：

(a)提供一具有多數微流體通道於其內之本體結構，該多數微流體通道包含一中央通道及藉由多數串聯接點與中央通道流體連通之會集通道；

(b)於中央通道內提供樣品流體之流動，該樣品流體包含彼此分隔一距離之對象分子；

(c)於會集通道內提供護套流體之流動；以及，

(d)藉由調整護套流體流過會集通道及串聯接點並進入中央通道之速率以控制或會集樣品流體之流動；

(e)增加樣品流體內分子間之距離以允許在偵測構件內作單一分子之偵測；以及，

(f)於偵測構件內偵測分子。

39. 依據申請專利範圍第38項之方法，其中樣品流體之流動為層流。

40. 依據申請專利範圍第38項之方法，其中護套流體之流動為層流。

拾壹、圖式：

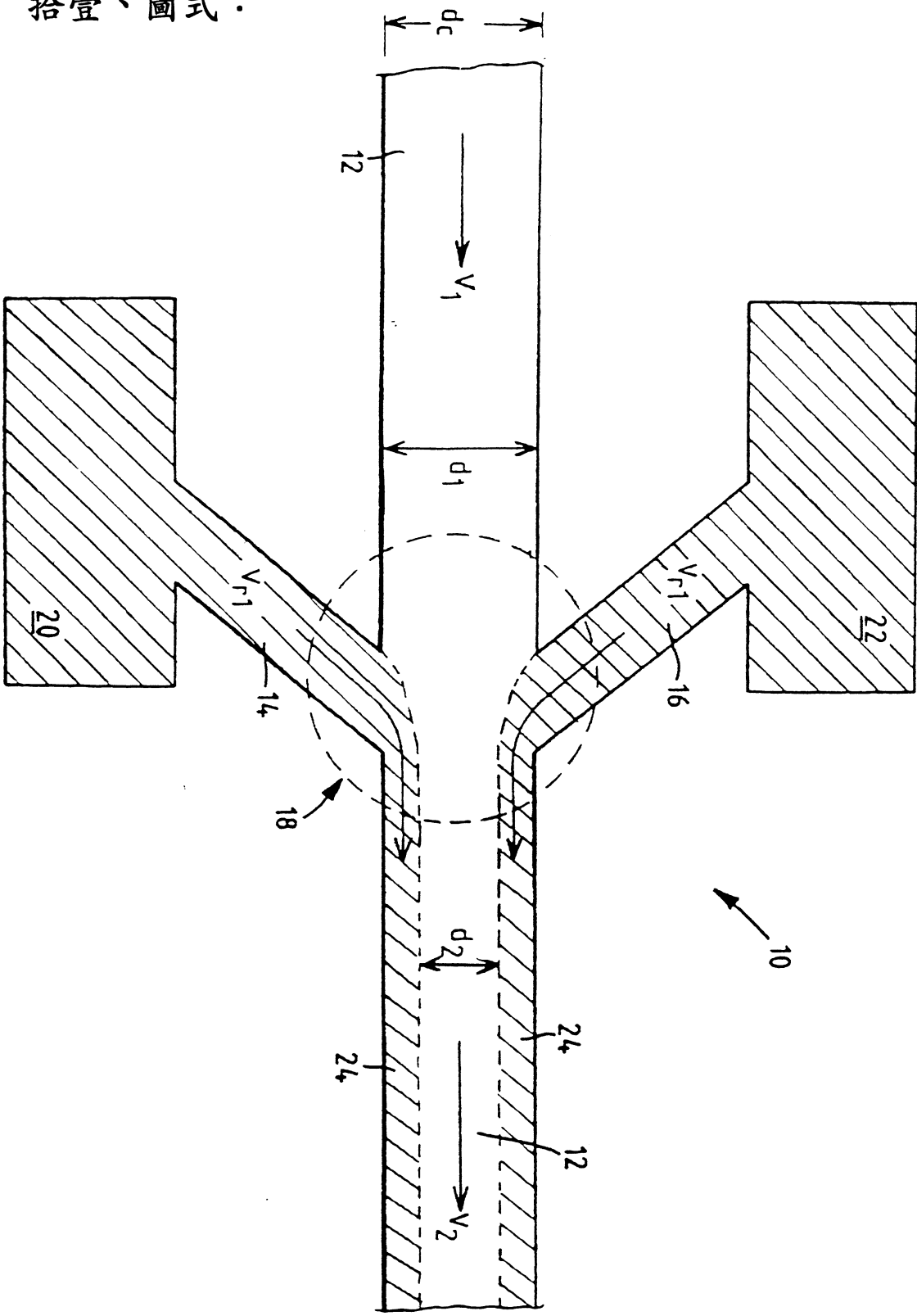


圖 1

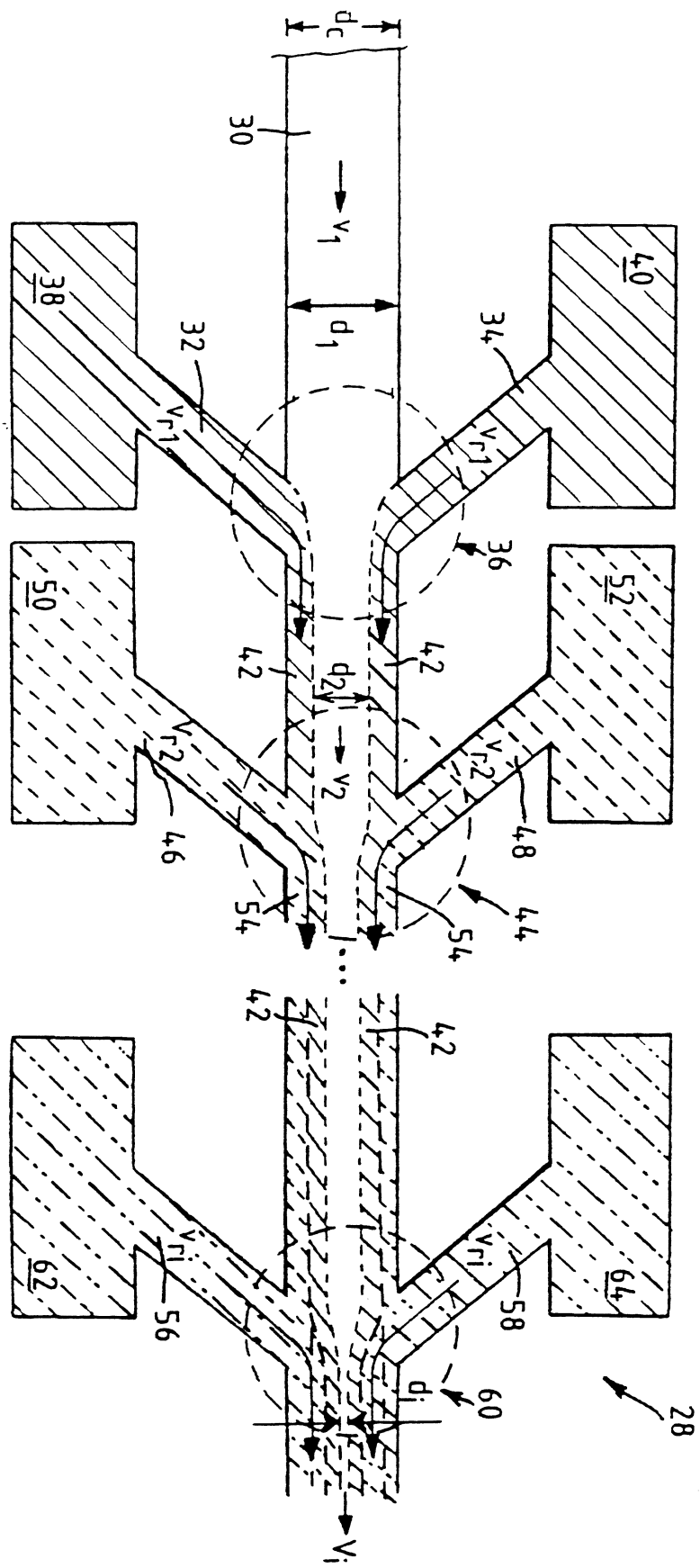


圖 2

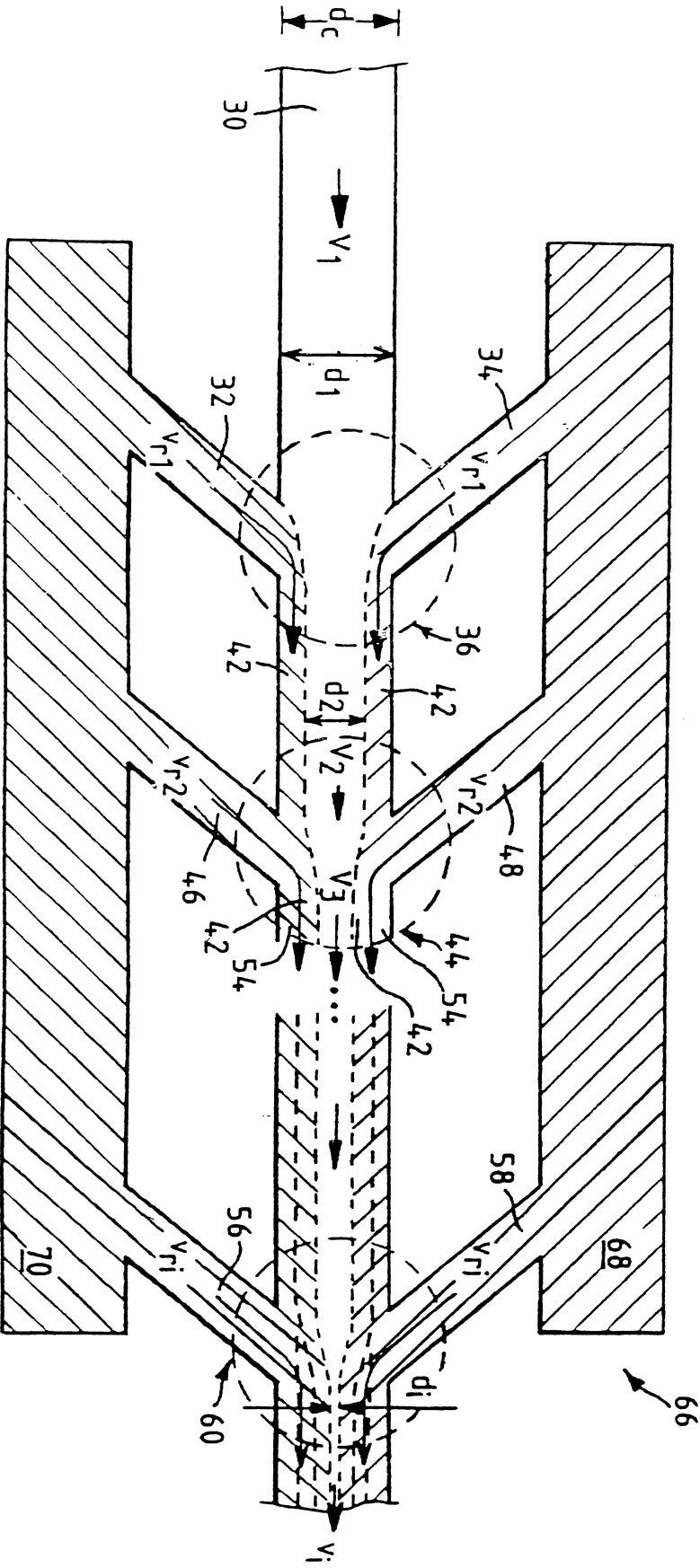


圖 3

柒、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（ 2 ）圖。

(二)本代表圖之元件代表符號簡單說明：

28	本體結構
30	中央通道
32	第一會集通道
34	第二會集通道
36	第一接點
38	第一儲槽
40	第二儲槽
42	第一護套流體
44	第二接點
46	第三會集通道
48	第四會集通道
50	第三儲槽
52	第四儲槽
54	第二護套流體
56、58	額外會集通道
60	額外接點
62、64	額外儲槽
d_c	內部直徑
d_1 、 d_2 、 d_i	油壓直徑
v_1 、 v_{r1} 、 v_2 、 v_{r2} 、 v_i	速度
d_{fci}	直徑

捌、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：