



(21)申請案號：105129540

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 09 月 12 日

(51)Int. Cl. : *A61M5/32 (2006.01)*

A61M37/00 (2006.01)

(30)優先權：2015/09/17 日本

2015-183735

(71)申請人：A O F 股份有限公司 (日本) AOF PTE. LTD. (JP)

日本

(72)發明人：榎本英治 ENOMOTO, EIJI (JP)；篠原真澄 SHINOHARA, MASUMI (JP)；寺田常德 TERADA, TUNENORI (JP)

(74)代理人：丁國隆；黃政誠

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：6 項 圖式數：24 共 54 頁

(54)名稱

微針

(57)摘要

本發明之目的在提供一種穿刺皮膚時其前端能確實貫穿表皮到達真皮，且可將藥品供給到真皮或比真皮更深區域的微針。因此，本發明的微針(10)具有基座(1)及板狀刀片(2)，板狀刀片(2)和基座(1)係形成一體，板狀刀片(2)則從基座(1)的端部(1A：階段部)延伸。或者，具有基座(111)及圓錐形前端部分(112)，基座(111)和圓錐形前端部分(112)之間的區域形成有星形剖面多角形部分(114、124)，而基座(111)、圓錐形前端部分(112)及星形剖面多角形部分(114、124)係形成一體。

指定代表圖：

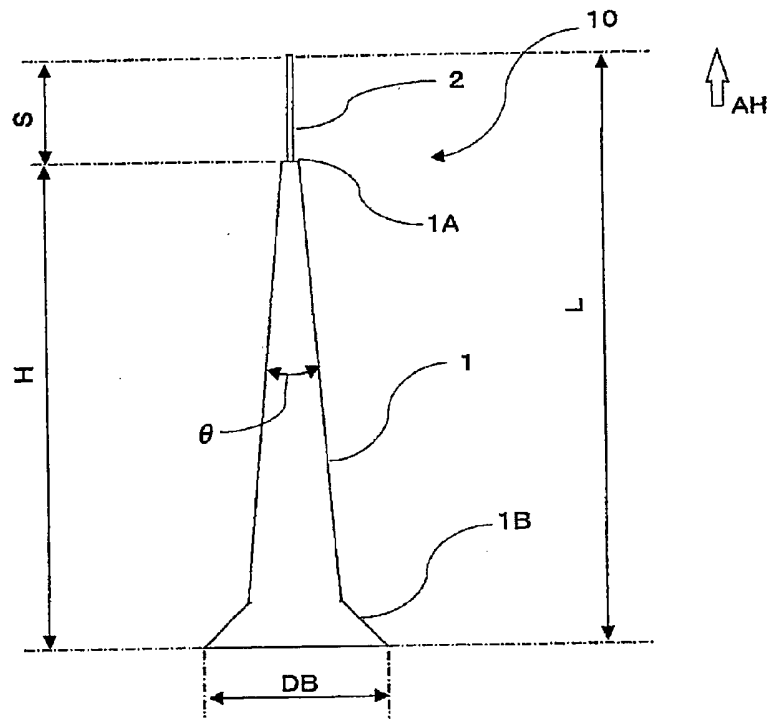


圖1

符號簡單說明：

1 . . . 基座

1A . . . 階段部

1B . . . 底面部

2 . . . 板狀刀片

10 . . . 微針

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

微針

【技術領域】

【0001】本發明係關於一種微針。

【先前技術】

【0002】在將藥品、美容品、其他有益於皮膚活性的物質(以下，稱為「藥品等」)簡單且確實的供給到皮膚表層的技術方面，近年來，微針正快速的普及。

因此，爲了藉微針供給藥品等來使皮膚、特別是表皮活化，在將微針穿刺入皮膚時，其前端必須確實貫穿表皮到達真皮，使藥品等能供給到真皮。

【0003】但，如圖18所示，以符號P1表示的傳統式微針，只能從其前端穿刺入皮膚到例如60 μ m左右(區域A)。對於較其更靠真皮T側的區域B(圖1下方的區域：離開表面Su的區域)，只是藉微針P1壓扁皮膚組織，但微針P1的前端並未進入皮膚內。因此，傳統的微針P1只能對表皮U的角質層Uh(亦即，角質層Uh構成表皮U的一部分)的一部分供給藥品等，而無法對真皮T供給藥品等使其活化。

此處，雖會因微針穿刺部位或個人而存在差異，惟從皮膚表面Su到真皮T爲止通常有例如800 μ m左右的距離。傳統的微針P1中，即使前端進入皮膚內，但要到達

真皮T側必須繼續進入800 μ m左右的距離，會有微針P1中途折斷的疑慮。

【0004】以此方式，傳統的微針中，即使將其前端向皮膚推壓也無法貫穿表皮，有很多無法到達真皮的情形。因此，要使皮膚活化到所期望的水平很困難。

其他傳統技術中，雖然也存在有具備銳利圓錐台形前端部的微針(參照專利文獻1)，但即使其前端能通過角質層，也會因上述的相同理由而難以貫穿表皮。

[先前技術文獻]

[專利文獻]

【0005】

[專利文獻1]日本專利第5050130號公報

【發明內容】

[發明欲解決之課題]

【0006】本發明係有鑑於上述傳統技術的問題點而提案者，目的在提供一種穿刺皮膚時其前端會確實貫穿表皮而到達真皮，可將藥品等供給到真皮或更深的區域(離開皮膚表面的區域)的微針。

[解決課題之手段]

【0007】本發明的微針(10)之特徵為具有基座(1)及板狀刀片(2)，板狀刀片(2)與基座(1)係形成一體，且板狀刀片(2)係從基座(1)的端部(1A：階段部)延伸。

或者，本發明的微針(110)之特徵為具有基座(111)及圓錐形前端部分(112)，基座(111)與圓錐形前端部分(112)之間的區域則形成有星形剖面多角形部分(114、124

：剖面形狀爲例如星形5角形、星形6角形)，且基座(111)、圓錐形前端部分(112)和星形剖面多角形部分(114、124)係形成一體。

本發明中，微針(10、110)較佳爲以藥劑等構成，例如玻尿酸(也包含低分子玻尿酸、不屬低分子玻尿酸的玻尿酸)、生髮劑、培養幹細胞所得培養液的上清液、其他可賦予皮膚活性的材料(微針製造用材料)、胰島素。而且，該材料較佳爲液狀且可固化的材料。

再者，作爲微針製造用材料的藥劑等，廣泛包含抗癌劑、生髮劑、聽力障礙治療用藥劑、過敏(例如「花粉症」)治療用藥劑、蓄膿症治療用藥劑、阿茲海默症或其他失智症用藥劑、腦疾患用藥劑、口腔發炎治療用藥劑、牙周病用藥劑、牙床骨再生用藥劑、提升口腔免疫用藥劑、防曬及因曬傷所致炎症的治療用藥劑、乾癬治療用藥劑、異位性皮膚炎治療用藥劑、褥瘡(壓瘡)治療用藥劑、其他各種皮膚疾病治療用藥劑、妊娠紋消除用皮膚再生藥劑、創傷及其他外科手術用皮膚再生藥劑、白癬菌所致疾病用治療藥劑、穿刺擴大及ED防止用藥劑等、及其他各種藥劑(例如中藥)。除此之外，微針製造用材料的藥劑等不只包含人類用藥劑，也包含狗、貓、家畜等動物用藥劑。

本發明的微針(10、110)在內部不具空間(所謂的「實心」)。但，內部也可具有空間(所謂「空心」)。

【0008】本發明微針(10)的製造方法，其特徵包括：

具有與微針(10)的基座(1)形狀互補的空間(CD)及與

板狀刀片(2)形狀互補的空間(CB：貫穿溝)，將微針製造用液狀材料充填在和與板狀刀片(2)形狀互補的空間(CB)連通(貫穿模具)模具(20、30)的外部空間(CO：中空部)的模具(20、30)的步驟；及

將互補形狀的空間(CB)所連通的空間(CO：外部空間或中空部)施以減壓的步驟。

【0009】其次，使用於製造本發明微針(10)的模具(20、30)，其特徵在於：

具有與微針(10)的基座(1)形狀互補的空間(CD)及與板狀刀片(2)形狀互補的空間(CB：貫穿溝)；及

與板狀刀片(2)形狀互補的空間(CB)係連通於(貫穿模具)外部空間(CO)。

【0010】再者，使用於製造本發明微針(10)的模具(20)的製造方法(圖11至圖13)，其特徵在於包含：

將與微針(10)的基座(1)呈互補性的區域(CD、CDB)進行加工的步驟；及

從模具(20)下方照射雷射光束，且貫穿達到與微針(10)基座(1)呈互補性的區域(CD、CDB)，將該雷射光束朝水平方向(與微針10的基座1呈互補性的區域CD、CDB的長邊方向的正交方向)移動刀片(2)的寬度尺寸(B)量，並將與板狀刀片(2)形狀互補的空間(CB：貫穿溝)進行加工的步驟。

【0011】或者，使用於製造本發明微針(10)的模具(30)的製造方法(圖14至圖17)，其特徵在於：

使用具有以透過性材料(玻璃等)構成的工件本體部

(31A)、及以光阻劑(經光線照射後會硬化類型的光阻劑)構成的光阻劑部(31B)的工件(31)，

將和微針(10)的板狀刀片(2)前端面同一規格的遮光構件(G)載置於光阻劑部(31B)上，並從遮光構件(G)載置側(模具30的上方)對光阻劑部(31B)照射光的步驟；

將前述遮光構件(G)正下方的(未硬化)光阻劑去除而形成與刀片(2)形狀互補的空間(CB：貫穿溝)的步驟；及

一邊從工件本體(31A)的光阻劑部(31B)側照射光，一邊從和光照射側相反側進行加工(雷射加工，例如照射脈衝雷射的加工)，而形成與基座(1)形狀互補的空間(CD、CDB)的步驟。

該製造方法(圖14至圖17)中，係藉由所謂的「乾式蝕刻」及「濕式蝕刻」來形成與刀片2形狀互補的空間CB。
[發明之效果]

【0012】若依具備上述構成的本發明微針(10)，因板狀刀片(2)係以一體方式形成在基座(1)的端部，所以刀片(2)的厚度尺寸很微細，只要能形成銳利的形狀，即可藉刀片(2)切開皮膚組織。而且，透過刀片(2)切開皮膚組織，和刀片(2)一體成形的基座(1)也可容易進入皮膚組織。

因此，微針(10)能進入到達真皮(T)，形成微針(10)的材料藥品等可供給到達真皮(T)，使皮膚得以活化。

【0013】或者，若依本發明的微針(110)，因基座(111)與圓錐形前端部分(112)之間的區域係形成星形剖面多角形部分(114、124：剖面形狀可為例如星形5角形、星

形六角形)，所以星形剖面多角形部分(114、124)的前端(114P)可切開皮膚組織，相較於微針(110)的星形剖面多角形部分(114、124)，離開圓錐形前端部分(112)側的區域較容易進入皮膚組織，微針(110)容易進入到達真皮(T)。

結果，形成微針(110)的材料藥品等可供給到真皮(T)，使皮膚活化。

此處，星形剖面多角形部分(124)的圓錐形前端部分(112)側端部若形成有向圓錐形前端部分(112)側突出的銳利頂部(124TP)，因不僅星形剖面多角形部分(124)的前端(124P)可切開皮膚組織，也可藉銳利的頂部(124TP)切開皮膚組織，所以離開圓錐形前端部分(112)側的區域會比星形剖面多角形部分(124)更容易進入皮膚組織。

【0014】再者，只要是板狀刀片(2)，就容易用模具製造。

只要是以模具製造板狀刀片(2)，就不會如以模具製造針狀構件的情況那樣，不會有前端形狀形成爲球面狀或者彎曲面狀的情事，可藉刀片(2)確實切開皮膚組織，使微針(10)進入到達真皮(T)。

而且，透過將刀片(2)的尺寸或強度作適當設計，相較於針狀構件，可防止在切開並進入皮膚組織時發生彎折。

【0015】若依上述本發明微針(10)的製造方法，透過在所使用的模具(20、30)的與基座(2)形狀互補區域的下方(與刀片2形狀互補的區域CB側)設置貫穿溝，且實施使模具(20、30)下方(與刀片形狀互補的區域CB側)連通於

減壓環境下的步驟，微針(10)的成形用材料(液狀材料)就可藉負壓而被吸取，確實向模具(20、30)內部的空間(區域CB、CD、CDB)內充填。

因此，可藉表面張力來防止成形用材料未能充填達到模具(20、30)的前端(區域CB的全域)的情形，即使產生氣體也可使成形用材料充填達到模具(20、30)的前端(區域CB的整個區域)。

【0016】而且，藉由以模具(20、30)製造本發明的微針(10)，可容易製得固定有多數微針(10)的板片狀構件。

再者，藉由將該板片狀構件彼此間接合，可製得固定有多數微針(10)的大面積板片，且透過將此種大面積板片作適當加工，可提供適合各個用戶使用部位(例如，頭髮部)的器具，亦即，所謂的「量身訂做」器具。

【0017】若依上述的本發明微針(10)製造方法中所使用的模具(20)的製造方法(圖11至圖13)，因係在與微針(10)的基座(1)呈互補性的區域(CD、CDB)進行加工後，從模具(20)的下方照射雷射光束來進行貫穿溝(CB)的加工，所以藉模具(20)製得的微針(10)的基座(1)與刀片(2)係以一體方式製造，基座(1)和刀片(2)不會有分離的情形。

【0018】除此之外，若依本發明的微針(10)製造方法中所使用的模具(30)的製造方法(圖14至圖17)，係以光阻劑(光阻劑部31B)構成模具(30：工件31)中形成與板狀刀片2形狀互補的空間(CB：貫穿溝)的部分，且藉由相當於空間(CB)的剖面形狀的微小遮光構件(G)施以遮光，可使光阻劑部(31B)中應形成空間CB的區域不會硬化而容易

去除。

因此，即使在無法用雷射來形成與刀片(2)形狀互補的空間(CB：溝槽SL：貫穿溝)的情況中，也可容易且正確地形成微細的厚度尺寸(W)的空間(CB：貫穿溝)。

此外，因所形成的空間(CB)係形成為越往基座(1)側越大，所以微針脫模時很方便。

【0019】如上所述，透過貫穿溝(CB)的加工，在微針(10)成形時，只要將模具(20、30)的下方施以減壓，則成形用材料就會充填至模具(20、30)內部的全部區域。

因此，藉由成形用材料的表面張力、或產生的氣體，成形用材料不會進入至模具(20、30)的端部，可防止無法獲得預定微針(10)形狀的情形。

【圖式簡單說明】

【0020】

圖1為本發明第1實施形態的微針的概要說明圖。

圖2為圖1所示微針的局部放大立體圖。

圖3為圖1所示微針的局部放大前視圖。

圖4為圖1所示微針的局部放大側視圖。

圖5為第1實施形態的第1變形例的微針的局部放大立體圖。

圖6為第2變形例的微針的局部放大立體圖。

圖7為第1實施形態的微針製程的流程圖。

圖8為第1實施形態的微針製造步驟的說明圖。

圖9為製造用模具的剖面圖。

圖10為圖9的K-K箭號剖面圖。

圖 11 為第 1 實施形態的微針模具製造方法中，模具製造前的模具工件說明圖。

圖 12 為使用圖 11 的工件製造第 1 實施形態微針的模具的步驟說明圖。

圖 13 為繼圖 13 之後的模具貫穿溝加工步驟的說明圖。

圖 14 為和圖 11 至圖 13 所示者不同的模具製造方法所使用的工件說明圖。

圖 15 為使用圖 14 的工件將第 1 實施形態的微針模具的貫穿溝實施加工的步驟說明圖。

圖 16 為繼圖 15 之步驟的說明圖。

圖 17 為繼圖 16 之步驟的說明圖。

圖 18 為傳統技術概要的示意圖。

圖 19 為本發明第 2 實施形態的微針的概要說明圖。

圖 20 為圖 19 所示微針的局部放大立體圖。

圖 21 為圖 19 所示微針的局部放大俯視圖。

圖 22 為圖 19 所示微針的局部放大前視圖。

圖 23 為圖 19 所示微針的 A23 箭號剖面圖。

圖 24 為第 2 實施形態變形例的要點部分局部放大前視圖。

【實施方式】

[實施發明之形態]

【0021】以下，參照附圖就本發明的實施形態加以說明。

首先，參照圖 1 至圖 4 說明第 1 實施形態的微針 10。

另外，圖 1 至圖 4 中，為了使說明淺顯易讀，其縮小

比例並非相同，構件彼此間的大小比例也依每幅圖面而作不同的顯示。

【0022】圖 1 中，以符號 10 表示微針的整體，具有前端側(箭號 AH 側)的板狀刀片 2、及和板狀刀片 2 以一體方式成形的基座 1。

微針 10 的中心軸方向的長度尺寸以符號 L 表示，基座 1 在該中心軸方向的長度尺寸以符號 H 表示，板狀刀片 2 在中心軸方向的長度尺寸以符號 S 表示。

如圖 2 所明示，第 1 實施形態的基座 1 係形成為圓錐台形，基座 1 在板狀刀片 2 側的前端角度為 θ 。

【0023】基座 1 下側的底面部 1B 的直徑急劇地變大。

在多數微針 10 安裝於同一板片(板片狀構件的集合，未圖示)的情況中，將所製造的各個微針 10 貼設於塗布有黏著劑的板片狀構件(未圖示)加以保管時，係透過將底面部的直徑擴大，使底面部 1B 能確實黏附於板片狀構件。此處，底面部 1B 的最大直徑(下端部的直徑)係以符號 DB 表示。

另外，基座底面部 1B(直徑劇增的部分)也可省略。

【0024】第 1 實施形態中，透過將微針 10 的前端設為板狀刀片 2，刀片 2 形成銳利的形狀，可將皮膚組織切開。然後，透過刀片 2 將皮膚組織切開，和刀片 2 一體成形的基座 1 也可容易進入皮膚組織。

【0025】而且，因微針 10 的前端為板狀刀片 2，所以容易用「模具」製造。亦即，在用「模具」製造針狀構件時，隨著前端直徑縮小，前端形狀會形成球面狀或彎曲

面狀。因此，針狀構件將難以刺穿皮膚組織。

相對於此，只要是圖1至圖4所示的板狀刀片2，即使其厚度尺寸W(圖3)很小，但在用模具製造時，不會有前端形成球面狀或者彎曲面狀的情況。因此，可將皮膚組織切開並進入其中。

而且，也可考量微針10穿刺的部位等，透過刀片的尺寸(厚度W、幅度B、長度S、圖3、圖4)或強度的適當設計，使其相較於針狀構件，在切開並進入皮膚組織時得以防止彎折。

【0026】基座1的形狀在圖1中雖是顯示成圓錐台形，但也可為其他旋轉體形狀(例如圓柱形)，或者，也可為三角錐台、四角錐台、其他多角錐台形狀。為了探討基座1的形狀、尺寸的適當值，發明人重複進行了多次的實驗。

圖1中，圓錐台形基座1在刀片2側的前端角度 θ 係設定為 45° 以下 5° 以上($45^\circ \geq \theta \geq 5^\circ$)。

若基座1在刀片2側的前端角度 θ 大於 45° ，即使用刀片2切開皮膚組織，基座1整體(亦即，微針10)也無法進入皮膚組織內。此一要點在發明人的實驗中已獲得確認。

【0027】另一方面，若基座1在刀片2側的前端角度 θ 小於 5° ，則即使用刀片2切開皮膚組織，基座1進入皮膚組織內時會彎折的情形，也在發明人的實驗中獲得確認。

另外，發明人的實驗中，基座在刀片側的前端角度 θ 以 $14^\circ > \theta \geq 10^\circ$ 較合適。

【0028】其次，關於微針10在中心軸方向的長度尺寸L

、基座1在該方向的長度尺寸H、刀片2在該方向的長度尺寸S，依發明人的實驗，並沒有特別的限定條件。在決定長度尺寸L、H、S時，係考量微針刀片穿刺的部位、位置、個人差異等，只要依刀片2前端至少要達到真皮、進入皮膚組織時不會受損(亦即不會變成「彎折狀態」)作為條件適當決定即可。

【0029】微針10雖係以後述的樣態製造，在製造時，只要是例如玻尿酸、生髮劑、培養幹細胞所得培養液的上清液、其他可賦予皮膚活性的材料，皆可選擇作為成形用材料。

該材料係呈液相，在成形時，則將成形用材料施以冷卻，或者除去水分使之固化。除去水分的樣態，可為例如將成形用材料加熱使水分蒸發、或者實施減壓使水分蒸發。

具有性質。

【0030】在第1實施形態中，微針10的基座1不是呈中空形狀，而是所謂的「實心」形狀。

因微針10係以可賦予皮膚活性的材料構成，故微針10只要到達真皮，即可藉微針10本身使真皮(或者整體皮膚)活化。因此，不必像注射針那樣在微針內部形成管路，再經由該管路注入可賦予皮膚活性的材料。

而且，和注射針同樣用金屬將微針10構成為圓管形狀時，若在進入皮膚組織時折斷，會有金屬殘留在皮膚組織內的疑慮。為了防止這種情形，圖示的實施形態中未採用金屬製中空圓管形狀(注射針狀)。

但，基座1可構成爲中空形狀。

【0031】刀片2附近的詳細結構係顯示在圖2至圖4中。

如圖2所示，從基座1前端側(圖2中爲上方)向上方連續形成有刀片2，基座1和刀片2係形成一體。而且，基座1前端部係剖面呈圓形，該前端部在刀片2側的端面係形成階段部1A。

依發明人的實驗，階段部1A的直徑D(參照圖3、圖4)尺寸以大於 $10\mu\text{m}$ 爲佳。若階段部1A的直徑D在 $10\mu\text{m}$ 以下，要作爲板狀刀片2的支持構件，會不穩定。

【0032】圖3中，連接在基座1前端側(在圖3中爲上方)的板狀刀片2的厚度尺寸爲W，相較於階段部1A的直徑尺寸D，非常的小。

再者，作爲微針10的局部放大側視圖的圖4中，板狀刀片2在長度方向(在圖4中爲上下方向)具有大致一定的寬度尺寸B。第1實施形態中，寬度尺寸B係設定成較階段部1A的直徑尺寸D大。其理由在，透過利用刀片2將皮膚組織切開成比階段部1A的直徑尺寸D寬大，可使階段部1A(基座1前端)容易進入皮膚組織。

【0033】圖3中，板狀刀片2的厚度尺寸W係設定在 $20\mu\text{m} \geq W \geq 0.1\mu\text{m}$ 的範圍。

依發明人的實驗，已確認到：若厚度尺寸W大於 $20\mu\text{m}$ ，皮膚組織切開後，階段部無法進入其中。

另一方面，也確認到：若刀片2的厚度尺寸W未達 $0.1\mu\text{m}$ ，刀片2的加工較困難(在製造刀片2的模具20時，雷射光束無法充分縮束)。

依發明人的實驗，刀片2的厚度尺寸W以數 μm 較合適。

【0034】圖4所示的板狀刀片2的寬度尺寸B(和中心軸正交方向的尺寸：圖4中的水平方向尺寸)係設定在 $50\mu\text{m} \geq B \geq 2\mu\text{m}$ 的範圍。

依發明人的實驗，已確認到：若寬度尺寸B大於 $50\mu\text{m}$ ，皮膚組織切開後，階段部無法進入其中。

而且，也已確認：寬度尺寸B未達 $2\mu\text{m}$ 時，切開並進入皮膚組織時，有刀片2受損(彎折)的可能。

總之，依發明人的實驗，刀片的寬度尺寸B以 $20\mu\text{m} \geq B \geq 10\mu\text{m}$ 較合適。

【0035】其次，以圖5顯示圖1至圖4的微針的第1變形例。

圖5中，板狀刀片2的寬度尺寸B係設定成和基座1在刀片側端部的階段部1A的直徑D幾乎相等。

雖在圖5中未予圖示，但也可將刀片2的寬度尺寸B設定成小於階段部1A的直徑D($B < D$)。但，若刀片2的寬度尺寸B相較於階段部1A的直徑尺寸D過小，則刀片2切開皮膚組織時，基座1的階段部1A會干擾到皮膚組織而無法進入。爲了防止此類情形，必須將刀片2的寬度尺寸B及階段部1A的直徑尺寸D加以設定。

圖5所示第1變形例中，上述之外的構成、作用效果係與圖1至圖4的微針相同。

【0036】圖6係顯示圖1至圖4的微針的第2變形例。

圖6中，板狀刀片2的厚度尺寸W係在微針10的軸方向上越朝基座1側(圖6中爲下側)越大，並構成滑暢的曲

線。而且，刀片2在基座1側的端部的厚度尺寸W係與基座1的階段部1A的直徑尺寸D相等。

若依第2變形例，因為刀片2和基座1的交界未形成階段部，所以刀片2可將皮膚組織切開並使基座1(微針10)更順利的進入至真皮。圖6的第2變形例中，其他構成及作用效果係與圖1至圖4的微針相同。

【0037】雖未予圖示，惟透過將多數微針10固定在板片(sheet)狀構件，並將該板片狀構件彼此間接合，即可製得固定有多數微針10的大面積板片。

若成形製得此類板片(例如，植入有多數微針10的A4規格板片：微針板片)，即可將該板片加以適當加工，而提供適合各用戶使用部位(例如，頭髮部)形狀的所謂「量身訂做(order made)」式器具。

【0038】接著，參照圖7至圖10說明依據圖1至圖6說明的微針10的製造方法。

首先參照圖7說明依據圖1至圖4說明的微針10的製程。

如後所述，製造微針10用的模具有模具20(參照圖11至圖13)及模具30(參照圖14至圖17)。但，模具20、30只在製造方法上不同，但其構成、作用效果上則相同。因此，在圖7至圖10中，係就以模具20及模具30的任一種模具製造的情況作說明。

【0039】微針10係使用微針10用的模具20(30)(圖9)，以和熱塑性樹脂的射出成形相同的方式成形。

下文中將參照圖9進行詳述，微針10用的模具20(30)

中具有與微針10的基座1形狀互補的空間CD(圖9)及與板狀刀片2形狀互補的空間CB(貫穿溝，圖9)。而且，與板狀刀片2形狀互補的空間CB係和存在於模具20(30)外部的中空部CO(參照圖9)連通。換言之，互補形狀的空間CD、CB係貫穿模具20(30)。

【0040】圖7中，步驟S1為充填微針10製造用的液狀材料的步驟，藉以將微針10的材料(液相材料)注入微針10的模具20(30)(參照圖9的箭號AR1)中。

微針10製造用材料中，如上所述，可依使用目的而選自例如玻尿酸(例如，低分子玻尿酸)、生髮劑、培養幹細胞所得培養液的上清液、其他可賦予皮膚活性的材料(藥品等)。

此處，液相材料可藉由冷卻或者去除水分來使其固化。

【0041】步驟S2中，係將與板狀刀片2形狀互補的空間CB(貫穿溝)所連通的中空部CO施以減壓。透過將中空部CO減壓，使負壓作用在微針10用模具20(30)的空間CB(貫穿溝)側。此處，中空部CO的減壓可使用傳統公知的方法進行。

藉由使模具20(30)的下方(與刀片形狀互補的空間CB側)連通於減壓環境下，使步驟S1所充填的微針10的成形用材料(液狀材料)因負壓而受到抽吸(圖9中的箭號AR2方向)，確實地向模具20(30)內部的空間CB、CD、CDB內充填。

於液相材料適當地充填入空間CB(貫穿溝)後，中空

部CO即從模具20(30)取下。

【0042】下一步驟S3中，係使充填於模具20(30)的微針10成形用材料(液相材料)固化。

上述液相材料的固化係透過將成形用材料冷卻、或者去除水分等方法來施行。爲了去除水分，只要將成形用材料加熱使水分蒸發，或者施以減壓使水分蒸發即可。

【0043】如圖8所示，在中空部CO已取下的模具20(30)的下方，會流出一些成形用材料(液相材料)且以該狀態固化的情形。圖8中，從模具20(30)流出的狀態固化的成形用材料係以符號E表示，與基座1形狀互補的空間則以符號CD表示。

圖8所示的情況中，從模具20(30)流出並固化的材料E可藉刀具等(未圖示)公知手段切斷。

從模具20(30)流出並固化的材料E切斷後，則進到圖7的步驟S4。

【0044】步驟S4中，係將已成形的微針10從模具20(30)向模具20(30)的上方(圖8、圖9的上方)抽出。

雖然第1實施形態的微針10製造用模具20(30)係構成爲一體型模具，但也可將模具20(30)構成爲分割型模具。在此情況下，成形的微針10就可很容易地從模具20(30)取出。

【0045】參照圖9說明有關模具20(30)。

圖9中，微針10的模具20(30)具有與基座1形狀互補的空間CD及與板狀刀片2形狀互補的空間CB。

空間CDB爲與基座1形狀互補的空間CD的一部分，

屬於與基座1的底面部1B(圖1)形狀互補的空間。空間CDB構成了空間CD的端部(在圖9中為上端)附近部分，且向模具20(30)的上方敞開。

向上方敞開的空間CDB，在向模具20(30)充填微針10製造用液狀材料(箭號AR1)時可作為注入口而發揮功能。

【0046】與基座1形狀互補的空間CD的下端部係連通於與板狀刀片2形狀互補的空間CB的端部(圖9中為上端部)，屬於空間CB側具有端部角度 θ 的圓錐台形空間。

此外，在與基座1形狀互補的空間CD中，微針中心軸方向(圖9中為上下方向)的長度尺寸係以符號H表示，和基座1的長度尺寸H相同。與階段部1A形狀互補的階段部1AA的內徑尺寸D則對應於微針10的階段部1A的外徑尺寸D。另外，空間CDB的最大內徑(圖9中為空間CDB上端部的內徑)係以符號DB表示。

【0047】與板狀刀片2形狀互補的空間CB(溝)的上端部係連通於空間CD，空間CB的下端部則貫穿模具20(30)，且向模具20(30)的下方敞開。

溝狀空間(貫穿溝)CB的微針中心軸方向(圖9中為上下方向)的長度尺寸S係和板狀刀片2的長度尺寸S相等，空間CB的厚度尺寸W則和刀片2的厚度尺寸W相等，而空間CB的寬度尺寸B則和刀片2的寬度尺寸B相等。

如圖10所示，寬度方向B係為延伸在垂直於圖9的紙面方向的尺寸。

【0048】在進行與板狀刀片2形狀互補的空間CB(貫穿溝)的加工時，係以例如向對象區域CB照射雷射光束來

進行(參照圖11至圖13)。或者，透過對塗布有光阻劑的層照射光線來進行加工(參照圖14至圖17)。

再者，如上所述，對模具20(30)充填微針10製造用成形材料時，係以公知的減壓裝置(未圖示)將空間CB(貫穿溝)所連通的中空部CO實施減壓，將空間CB(貫穿溝)側設於減壓環境下。藉此方式，注入在模具20(30)的成形材料就會受到負壓抽吸(圖9中為箭號AR2方向)，而確實地向模具20(30)內部的空間CB、CD內充填。

【0049】透過使空間CB(貫穿溝)側連通於減壓環境下，即可藉表面張力防止成形用材料(液相材料)未能充填達到空間CB前端的情形。

此外，在成形用材料充填至模具20(30)時即使產生氣體，只要空間CB(貫穿溝)側連通於減壓環境下，成形用材料(液相材料)就可確實進入空間CD、CB內。

此處，將空間CB(貫穿溝)側連通於減壓環境下時，若真空度過高，則充填在模具20(30)的成形用液狀材料會有沸騰的疑慮。因此，在減壓時，液狀材料係受控制在不會沸騰的範圍內。

【0050】圖9所示的模具20(30)中，雖只形成對應1支微針10的空間，但也可形成與複數支微針10形狀互補的複數個空間CB、CD。若使用可製造複數支微針10的模具(未圖示)，即可同時成形複數支微針10。

而且，植設多數支微針10的板片狀構件較容易成形。結果，可以使用該板片狀構件製造適合各個客戶使用部位(例如，頭髮部)形狀的器具(量身訂做器具)。

【0051】茲參照圖 11 至圖 13 說明微針 10 的模具 20 的製造方法。

圖 11 係顯示模具 20 加工前的材料 21 (工件)，工件 21 為實心的矩形體形狀，要成形的微針 10 的規格 (長度尺寸 L、寬度尺寸 B 等) 係考量 1 個模具 20 同時要成形的微針 10 支數等，來決定規格等。

工件 21 的材料可選擇例如玻璃、氧化鋁、各種樹脂、鎳、鎳-鈷系合金。

【0052】圖 12 係顯示與基座 1 形狀互補的區域 CD、與基座 1 的底面部 1B (參照圖 1) 形狀互補的區域 CDB 的加工步驟。

圖 12 中，係將工件 21 設置於傳統公知的切削加工裝置 (未圖示)，繼將與基座 1 形狀互補的空間 CD 進行切削加工，再將與基座 1 的底面部 1B 形狀互補的空間 CDB 進行切削加工。符號 1A 表示基座 1 和刀片 2 的階段部。

【0053】第 1 實施形態中，微針 10 的基座 1 的形狀為圓錐台形，空間 CD 為圓錐台形的互補形狀。但，在基座 1 為圓錐台形之外的旋轉體形狀 (例如圓柱形，參照圖 19)，或者三角錐台、四角錐台、或其他多角錐台形狀時，其互補形狀的空間係以公知的加工方法進行加工。

再者，基座 1 的剖面形狀不僅可採取平滑的表面形狀，也可選擇沿圓周方向形成連續凹凸的形狀 (參照圖 23)。這些形狀，透過例如以雷射加工製造後述的模具 20、21、30、31 就可容易加工形成。

此外，也可如上所述地省略基座 1 的底面部 1B。在該

情況中，空間CDB的加工也可省略。

【0054】圖13係顯示在區域CD及區域CDB加工後，與板狀刀片2形狀互補的空間CB(貫穿溝)的加工步驟。

圖13中，係在形成圓錐台形狀的空間部CD、CDB後，從工件21下方(在圖13中為下方)照射雷射光束來進行溝狀空間CB(貫穿溝，加描陰的部分)的加工。

圖13中，箭號R係顯示雷射光束的照射方向。

【0055】圖13係顯示圖9的K-K箭號方向視圖，其中，以雷射光束R加工時，雷射光束R在刀片2的寬度方向(圖13中的箭號F方向)上移動刀片2的寬度尺寸B時，其移動方向係以箭號F表示。

此時，以圖13中在垂直於紙面的方向將空間CD作2等分的方式照射雷射光束R，就可藉雷射光束R加工板狀空間CB(貫穿溝)。結果，工件21中就得以形成如圖10所示的空間CB(貫穿溝)。

【0056】透過主要參照圖11至圖13說明的步驟，即可製得圖9所示的模具20。以模具20製造的微針10的基座1和板狀刀片2係以一體方式製造，不會分離。

另外，只要可進行厚度尺寸 $W(20\mu\text{m} \geq W \geq 0.1\mu\text{m})$ 的空間CB(與刀片2形狀互補的空間或區域)的加工，就可使用雷射光束之外的方法來進行空間CB(貫穿溝)的加工。

【0057】接著，參照圖14至圖17說明模具30的製造方法。

圖14係顯示模具30加工前的階段的材料31(工件)。

工件31具備：以具有透光性質的材料(例如玻璃)構

成的工件本體部31A、及以積層在工件本體部31A之一面(圖14中為上面)而由公知光阻劑所構成的光阻劑部31B。此處，光阻劑部31B中加工有與板狀刀片2形狀互補的空間CB(貫穿溝)，工件本體部31A中加工有與基座1形狀互補的空間CD、CDB。

【0058】光阻劑係使用「負」型的光阻劑。

再者，工件31(工件本體部31A、光阻劑部31B)為實心的矩形體形狀，並考量要成形的微針10規格及要以1組模具30同時成形的微針10的支數等來決定其規格。

【0059】其次，參照圖15、圖16說明與板狀刀片2形狀互補的空間CB的加工步驟。

圖15所示的步驟中，係在工件31的光阻劑部31B上側面載置如圖所示的微小遮光構件G，從工件31外部的光源LS1對載置有遮光構件G的光阻劑部31B照射光(箭號LT1)。

此處，遮光構件G接受光照射的剖面形狀係對應於與板狀刀片2形狀互補的空間CB的剖面形狀。

【0060】因「負」型光阻劑被光照射會硬化，所以若受到光的照射時，光阻劑部31B的遮光構件G正下方區域之外的部分會硬化，而變成具有製造模具所需的強度。

另一方面，受到光照射時，光阻劑部31B的遮光構件G正下方區域因光被遮蔽而不會硬化。因此，遮光構件G正下方區域中未硬化的光阻劑就容易在後續步驟(例如沖洗等的方法)中去除。

圖16中顯示了將遮光構件G正下方區域的未硬化光

阻劑去除，而在光阻劑部31B形成溝槽SL的狀態。溝槽SL係對應於與板狀刀片2形狀互補的空間CB(圖9：貫穿溝)的形狀。而且，溝槽SL的各種尺寸係對應於圖9所示空間CB的中心軸方向的長度尺寸S等而設定。

【0061】此處，因「負」型光阻劑接受光照射而硬化的區域越離開光源(圖15、圖16中為越往下方)就變得越小，所以未接受光照射而硬化的區域的溝槽SL就會形成圖16所示的越往下方就越大的形狀。這種形狀便於在固化後將微針10脫模。

相對於此，在使用「正」型光阻劑的情況中，因照射光而不會硬化的區域係越離開光源(圖15、圖16中為往下方)就變得越小，所以所形成的溝槽在圖16係越往下方形狀就變得越細，而不利脫模。

另外，溝槽SL(空間CB)的上端係向工件31(光阻劑部31B)的外部敞開。

【0062】溝槽SL(空間CB)形成後，在圖17所示的步驟中，係對工件本體部31A進行與微針10的基座1形狀互補的空間CD、CDB的加工。

圖31中，從空間CB(貫穿溝)形成側(光阻劑部31B側，圖17中為上方)將光源LS2的光照射在工件31(箭號LT2)時，可從由透光材料(例如玻璃)所構成的工件本體部31A的底面31AB側確認溝槽SL(空間CB)的位置。在可確認溝槽SL位置的狀態下，照射公知的雷射光束(例如脈衝雷射：箭號PR)，從工件本體部31A的底面31AB進行切削，就可進行連通於空間CB(貫穿溝)下端部的空間，即與基座1

形狀互補的空間CD、CDB的加工。

【0063】藉此方式，具有與微針10(基座1及板狀刀片2)形狀互補的空間CD、CDB、CB的模具30即告完成。因用模具30製得的微針10的基座1與板狀刀片2係以一體方式製成，不會有分離的情形。

另外，也可使用得進行相同程度的微細加工的公知手段來代替脈衝雷射。

圖14至圖17所示的模具30的製造方法，係在形成微細規格的與刀片2形狀互補的空間CB時，使用所謂的「乾式蝕刻」及「濕式蝕刻」，即使在雷射光束無法聚收(無法縮束)至可進行與刀片2形狀互補的空間CB的切削加工的程度時，也可製得微細規格的具有與刀片2形狀互補的空間CB的模具30。

圖14至圖17的製造方法的其他構成及作用效果係與圖11至圖13的製造方法相同。

【0064】若依第1實施形態的微針10，板狀刀片2係以一體方式形成在基座1的端部，且將刀片2的厚度尺寸W設定成微細尺寸($20\mu\text{m} \geq W \geq 0.1\mu\text{m}$)，所以可藉銳利形狀的刀片2將皮膚組織切開。而且，透過刀片2將皮膚組織切開，和刀片2一體成形的基座1也可容易的進入皮膚組織。

因此，以可賦予皮膚活性的材料(玻尿酸、生髮劑、培養幹細胞所得的培養液的上清液、及其他材料)所成形的微針10進入至真皮T後，形成微針10的材料藥品等可供給到真皮T，使皮膚活化。

【0065】此外，因第1實施形態的微針10係呈板狀刀片2，所以可容易使用模具20、30製得。因此，不會有前端形狀形成球面狀或彎曲面狀的情形，可使用刀片2將皮膚組織確實切開，使微針10進入至真皮T。

而且，藉由板狀刀片2的尺寸(厚度W、寬度B、長度S、圖3、圖4)或強度的適當設計，相較於針狀構件，可防止切開並進入皮膚組織時發生彎折的情形。

【0066】若依第1實施形態的微針10的製造方法，因所使用的模具20、30中，在與基座2形狀互補的區域下方(與板狀刀片2形狀互補的區域CB側)設有貫穿溝，並實施將模具20、30下方(與板狀刀片形狀互補的區域CB側)連通於減壓環境(中空部CO)的步驟，故可藉負壓吸取微針10的成形用材料(液狀材料)，使其確實向模具20、30內部的空間(區域CB、CD、CDB)內充填。

因此，可藉由表面張力防止成形用材料未能充填到達模具20、30前端(區域CB全域)的情形，即使產生氣體，成形用材料也可充填到達模具20、30的前端(區域CB全域)。

【0067】再者，因第1實施形態的微針10係用模具20、30製造，所以固定有多數微針10的板片狀構件可容易製得。

而且，藉由將該板片狀構件彼此間接合來製造固定有多數微針10的大面積板片，即可透過將此種大面積板片進行適當加工，而以所謂的「量身訂做」方式提供適合各個客戶使用部位(例如，頭髮部)形狀的器具。

【0068】接著，參照圖 19 至圖 24 就本發明的第 2 實施形態加以說明。

圖 19 中，第 2 實施形態的微針整體係以符號 110 表示。微針 110 具有：前端側(箭號 AH 側，圖 19 的上方)的圓錐形前端部分 112、及圓錐台形狀的基座 111(和圓錐形前端部分 112 的箭號 AH 相反側的區域：圖 19 下方的區域)，而基座 111 和圓錐形前端部分 112 之間的區域則形成有星形剖面 6 角形部分 114。圓錐形前端部分 112、基座 111、星形剖面 6 角形部分 114 係一體形成。

星形剖面多角形部分 114 的剖面形狀雖為星形 6 角形，但該剖面形狀也可為星形 5 角形，或者也可為其他星形多角形。

【0069】如圖 19、圖 20、圖 21 所示，具有 6 個前端 114P(稜線)的星形剖面 6 角形部分 114 具有和圓錐形前端部分 112 側鄰接的星形 6 角形剖面的頂部 114T(圖 20)，鄰接圓錐形前端部分 112 的底面部 112A 則含納在頂部 114T 的星形 6 角形的基礎圓 114C(圖 20 中以虛線表示的假想圓)內側。另外，基礎圓 114C 也可為非真圓。

如上所述，星形剖面 6 角形部分 114 的剖面形狀為星形 6 角形(圖 21)，而基座 111 的剖面形狀則如圖 23 所示為大致圓形，但在周緣部連續形成有凹凸 111A。而且，如圖 19、圖 22 所示，在星形剖面 6 角形部分 114 和基座 111 的交界部，星形剖面 6 角形部分 114 和基座 111 雖形成有階段部(頂部 114T)，但係以一體方式銜接。

【0070】如圖 19 所示，基座 111 的底面附近部位(底面

部 111B)的直徑係急劇增大。圖 19 中，基座底面部 111B 的最大直徑(圖 19 下端部的直徑)係以符號 DB1 表示。

這種形狀是由於在多數微針 110 安裝於同一板片(板片狀構件的集合，未圖示)的情況中，將所製得的多數微針 110 黏設於塗布有黏著劑的板片狀構件(未圖示)加以保管時，藉由將底面部的直徑加大，可使底面部 111B 確實貼設於板片狀構件的緣故。

另外，也可將直徑急劇增大的基座底面部 111B 省略。

【0071】圖 19 中，圓錐形前端部分 112 的前端角度 $\theta 1$ 係設定為 14° 以下 ($14^\circ \geq \theta 1$)。因為若圓錐形前端部分 112 的前端角度 $\theta 1$ 大於 14° ，則切開皮膚組織後無法進入的情況係已由發明人的實驗獲得了確認。

此外，有關星形剖面 6 角形部分 114 及基座 111 的圓錐形前端部分 112 側的前端角度 $\theta 2$ 也設定為 14° 以下 ($14^\circ \geq \theta 2$)。因為若星形剖面 6 角形部分 114 及基座 111 的圓錐形前端部分 112 側的前端角度 $\theta 2$ 大於 14° 時，即使用圓錐形前端部分 112 切開皮膚組織，星形剖面 6 角形部分 114 及基座 111(亦即，微針 110)也難以進入皮膚組織內的情況也已由發明人的實驗獲得了確認。

【0072】圖 19 中，微針 110 的中心軸方向長度尺寸係以符號 L1 表示，基座 111 及星形剖面 6 角形部分 114 的中心軸方向長度尺寸則以符號 H1 表示，而圓錐形前端部分 112 的中心軸方向長度尺寸以符號 S1 表示。

在決定尺寸 L1、H1、S1 時，係考量圓錐形前端部分 112 穿刺的部位、位置、個人差異等，以圓錐形前端部分

112至少能到達真皮、進入皮膚組織時微針110不會受損(不會成所謂「折斷狀態」)等為條件作適當決定。

【0073】第2實施形態的微針110的成形用材料，可和第1實施形態同樣採用例如玻尿酸(例如低分子玻尿酸)、生髮劑、培養幹細胞所得培養液的上清液、及其他可賦予皮膚活性的材料。在成形時，係透過將液相的成形用材料施以冷卻、或者去除水分使其固化。

再者，第2實施形態的微針110中，圓錐形前端部分112、基座111、及星形剖面6角形部分114並不是中空狀(內部存在空洞部的形狀)，而是所謂「實心」形狀(內部不存在空洞部的形狀)。但，構成微針110的圓錐形前端部分112、基座111、星形剖面6角形部分114也可一部分或者全部採用中空狀。

【0074】圖19至圖23的第2實施形態中，微針110的基座111和圓錐形前端部分112之間的區域係形成星形剖面6角形部分114，用微針110穿刺皮膚時，係以圓錐形前端部分112切開皮膚組織，再由後續的星形剖面6角形部分114的前端114P(稜線)切開。

因此，微針110的星形剖面6角形部分114及基座111可以容易進入皮膚組織，微針110可以容易進入到達真皮T。

有關圖19至圖23的第2實施形態的其他構成、作用效果、及有關製造技術事項係與圖1至圖18的第1實施形態相同。

【0075】圖24係顯示第2實施形態的變形例。圖24的變

形例中，星形剖面多角形部分124的圓錐形前端部分112側的前端部(圖24中為星形剖面多角形部分124的上端部)形成有向圓錐形前端部分112側(圖24的上方)突出的銳利頂部124TP。

因星形剖面多角形部分124的端部(圖24中為星形剖面多角形部分124的上端部)形成有向圓錐形前端部分112側(圖24的上方)突出的銳利頂部124TP，所以微針110穿刺皮膚時，銳利的頂部124TP也會將皮膚組織切開。結果，不僅可藉星形剖面6角形部分124的前端124P(稜線)切開皮膚組織，也可藉銳利的頂部124TP切開皮膚組織，所以星形剖面6角形部分124及基座111容易更進一步進入皮膚組織。

有關圖24的變形例的其他構成、作用效果、製造技術事項，係和圖19至圖23的第2實施形態相同。

【0076】附帶說明者為，圖示的實施形態充其量只是例示性，並非藉以限定本發明技術範圍的旨趣描述。

例如，雖在圖示的實施形態中未予明示，但本發明微針材料的「藥劑等」係為可簡單且確實對皮膚表層賦予活性的藥品、美容品、及其他對皮膚活性有助益的物質，不僅是玻尿酸(例如低分子玻尿酸)、生髮劑、培養幹細胞所得培養液的上清液、其他可賦予皮膚活性的材料，也廣泛包含胰島素、抗癌劑、生髮劑、聽力障礙治療用藥劑、過敏(例如「花粉症」)治療用藥劑、蓄膿症治療用藥劑、阿茲海默症及其他失智症用藥劑、腦疾患用藥劑、口腔發炎治療用藥劑、牙周病用藥劑、牙床骨

再生用藥劑、口腔免疫用膠狀藥劑、防曬及因曬傷引起的炎症治療用藥劑、乾癬治療用藥劑、異位性皮膚炎治療用藥劑、褥瘡(壓瘡)治療用藥劑、其他各種皮膚疾病治療用藥劑、消除妊娠紋用皮膚再生藥劑、創傷及其他外科手術後的皮膚再生用藥劑、白癬菌所致疾病治療用藥劑、穿刺擴大及ED防止用藥劑等、乃至其他各種藥劑(例如中藥)。

【0077】除此之外，圖示的實施形態中，雖主要是就應用在人類的情況加以敘述，但對於皮膚疾病多而必須使用微針施術的動物(狗、貓、牛、馬等家畜、乃至於駱駝等其他動物)，也可應用本發明。在這種情況中，屬於微針製造用材料的前述「藥劑等」係使用可應用於狗、貓、牛、馬等家畜、乃至於駱駝等其他動物(皮膚疾病多而必須使用微針施術的動物)的藥劑。

【符號說明】

【0078】

1、111	基座
1A	階段部
1B、111B	底面部
2	板狀刀片
10、110	微針
20、30	微針用模具
21、31	模具的工件
31A	工件本體部
31B	光阻劑部

112	圓錐形前端部分
114、124	星形剖面6角形部分
CB	與板狀刀片形狀互補的區域、 空間(貫穿溝)
CD	與基座呈互補性的區域、空間
CDB	與基座底面部呈互補性的區域、空間
CO	中空部
G	遮光構件
LS1、LS2	光源
U	表皮
Uh	角質層
T	真皮

發明摘要

※ 申請案號： 105129540

※ 申請日： 105/09/12

※IPC 分類： **A61M 5/32** (2006.01)
A61M 37/00 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

微針

【中文】

本發明之目的在提供一種穿刺皮膚時其前端能確實貫穿表皮到達真皮，且可將藥品供給到真皮或比真皮更深區域的微針。因此，本發明的微針(10)具有基座(1)及板狀刀片(2)，板狀刀片(2)和基座(1)係形成一體，板狀刀片(2)則從基座(1)的端部(1A：階段部)延伸。或者，具有基座(111)及圓錐形前端部分(112)，基座(111)和圓錐形前端部分(112)之間的區域形成有星形剖面多角形部分(114、124)，而基座(111)、圓錐形前端部分(112)及星形剖面多角形部分(114、124)係形成一體。

【英文】

無。

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖 1。

【本代表圖之符號簡單說明】：

- | | |
|----|---------|
| 1 | 基 座 |
| 1A | 階 段 部 |
| 1B | 底 面 部 |
| 2 | 板 狀 刀 片 |
| 10 | 微 針 |

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無。

申請專利範圍

1.一種微針，特徵在於：具有基座及板狀刀片，板狀刀片與基座係形成一體，板狀刀片係從基座的端部延伸。

2.一種微針的製造方法，特徵在於具有：

具有與微針的基座形狀互補的空間及與板狀刀片形狀互補的空間，將微針製造用液狀材料充填於與板狀刀片形狀互補的空間係連通於其外部空間之模具的步驟；及

將互補形狀空間所連通的空間施以減壓的步驟。

3.一種微針製造用模具，特徵在於：

具有與微針的基座形狀互補的空間及與板狀刀片形狀互補的空間，

與板狀刀片形狀互補的空間係連通於外部空間。

4.一種微針製造用模具的製造方法，特徵在於具有：

將與微針基座形狀互補的區域進行加工的步驟；
及

從模具下方照射雷射光束至貫穿與微針基座呈互補性的區域，將該雷射光束朝水平方向移動刀片寬度尺寸的量，並進行與板狀刀片形狀互補的空間之加工的步驟。

5.一種微針製造用模具的製造方法，特徵在於：

使用以透過性材料構成的工件本體部、及具有以光阻劑構成的光阻劑部的工件，

且具有下述步驟：

在光阻劑部上載置與微針刀片的前端面同一規格

的遮光構件，並從遮光構件載置側對光阻劑部照射光的步驟；

將前述遮光構件正下方的光阻劑去除，而形成與刀片形狀互補之空間的步驟；及

一邊從工件本體的光阻劑部側照射光，一邊從光照射側的相反側進行加工，而形成與基座形狀互補的空間的步驟。

6.一種微針，特徵在於：

具有基座及圓錐形前端部分，基座和圓錐形前端部分之間的區域係形成星形剖面多角形部分，且基座、圓錐形前端部分及星形剖面多角形部分係形成一體。

圖式

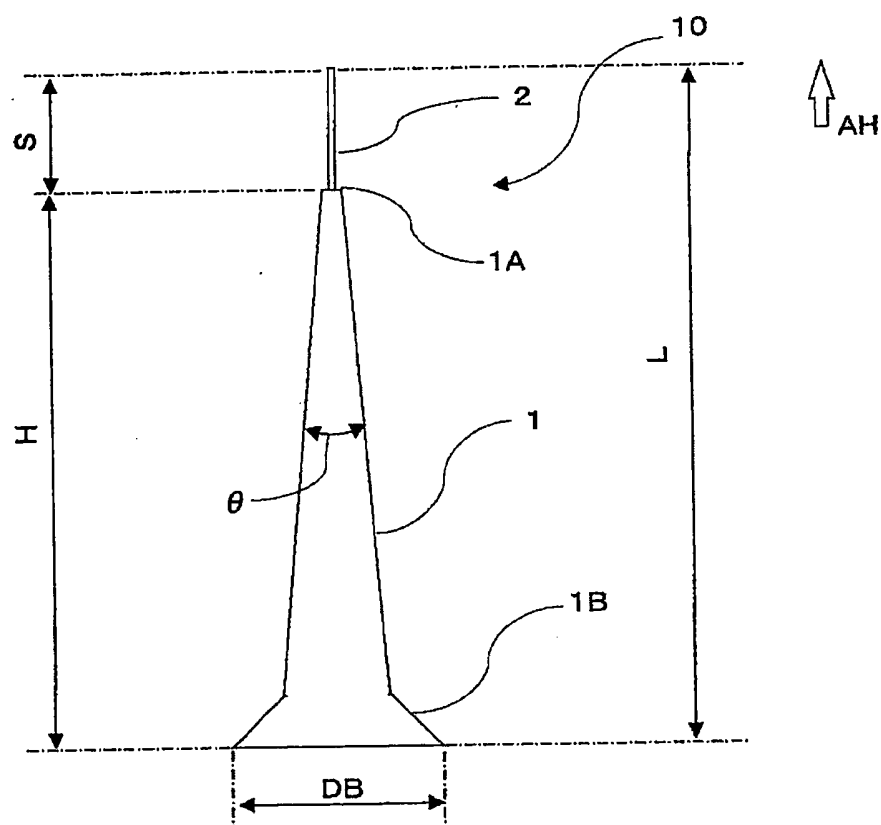


圖1

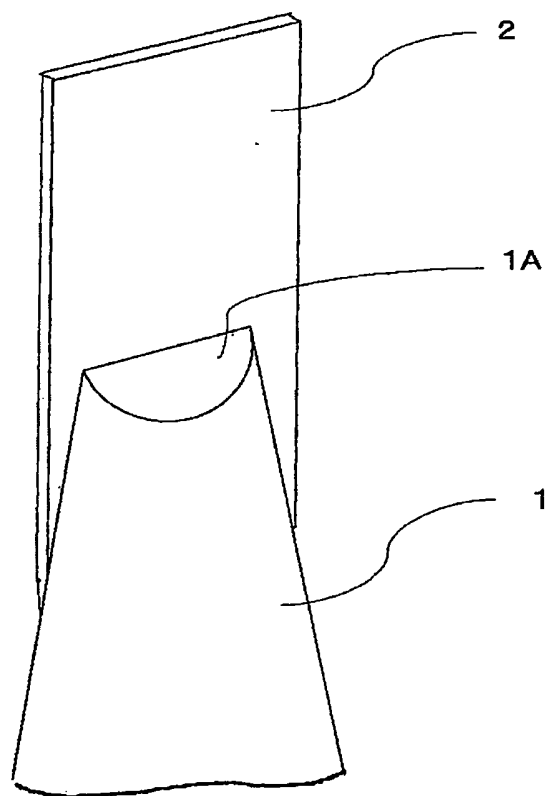


圖2

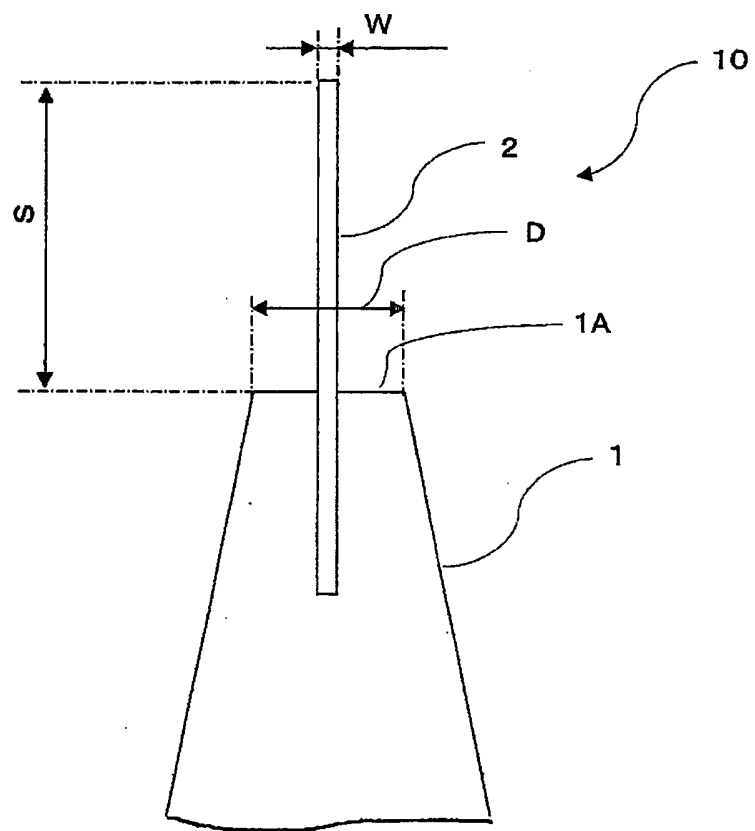


圖3

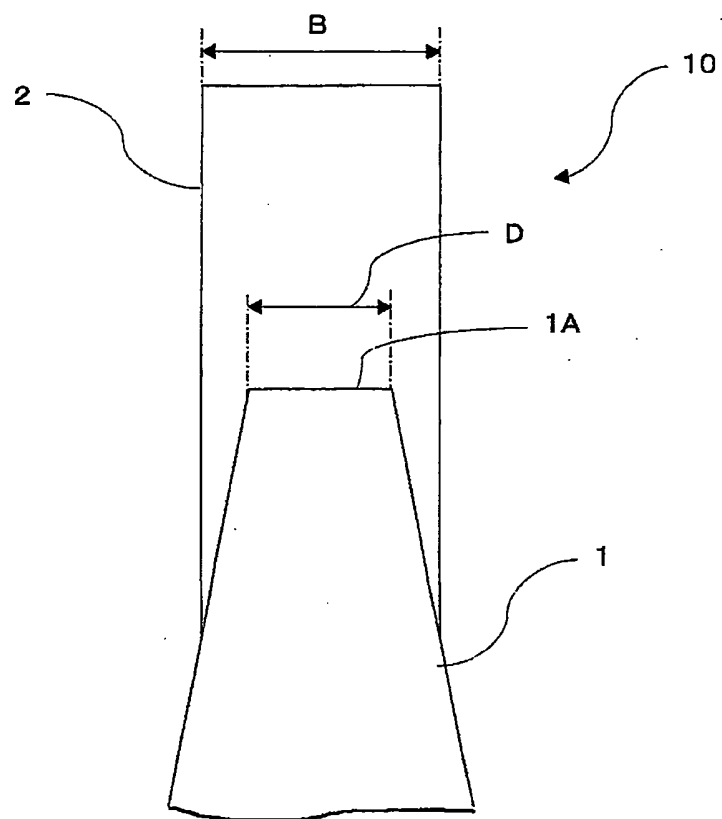


圖4

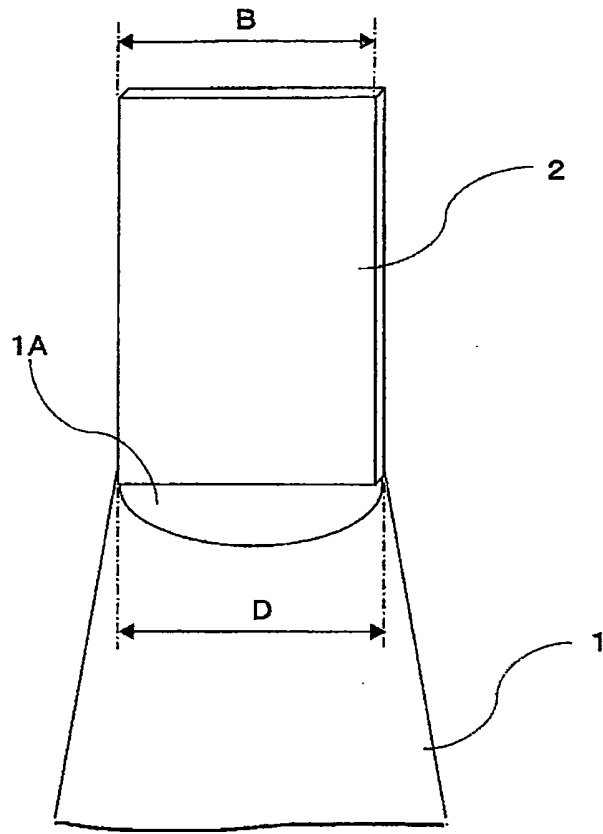


圖5

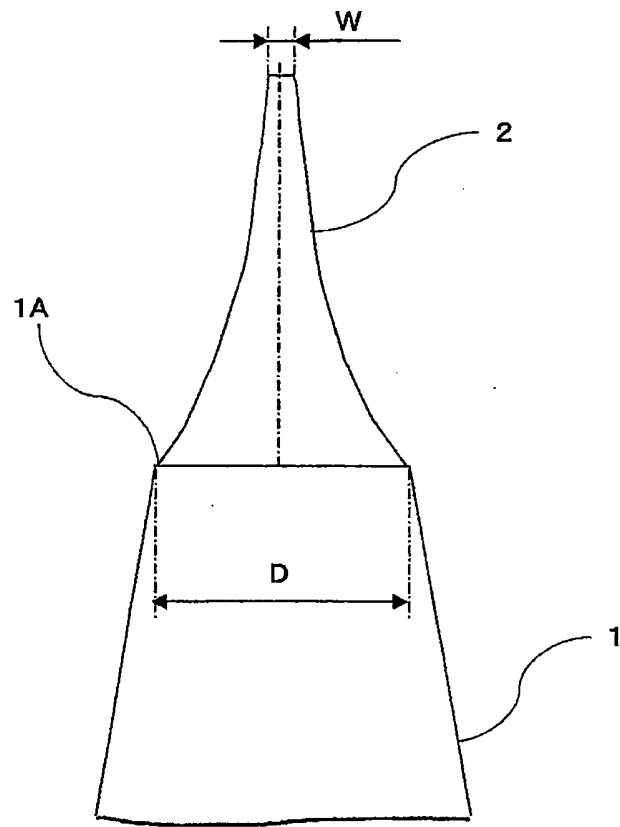


圖6

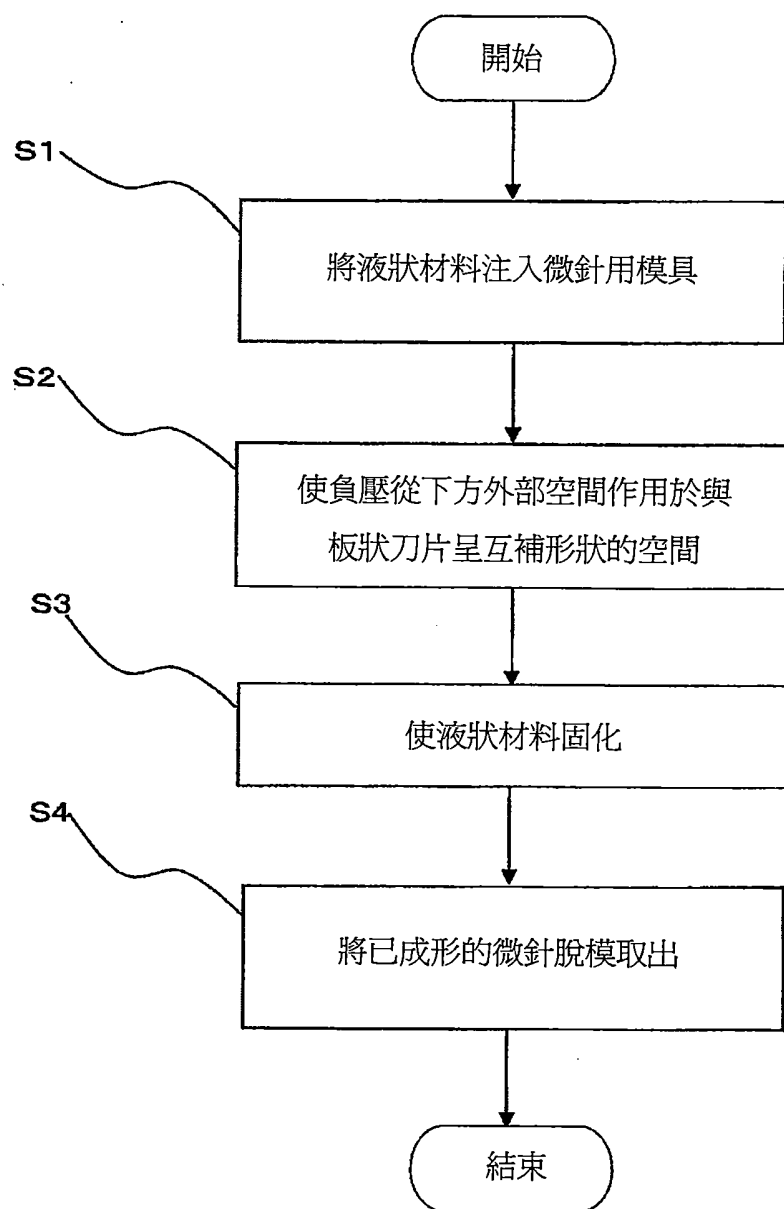


圖7

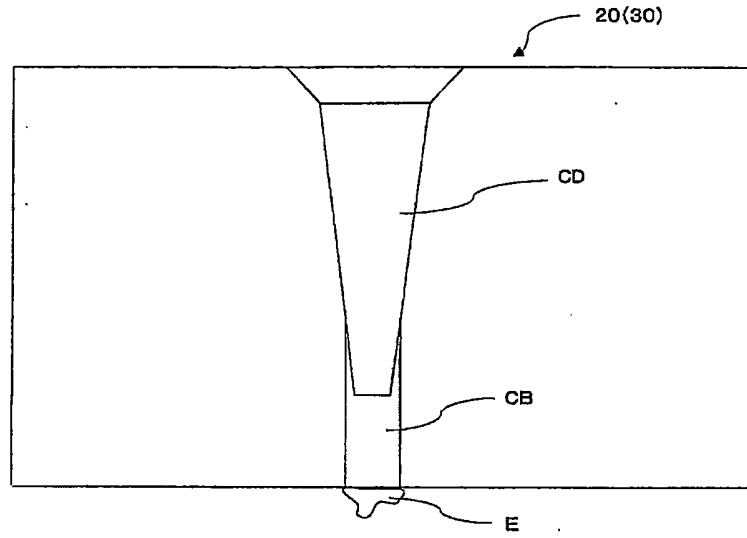


圖8

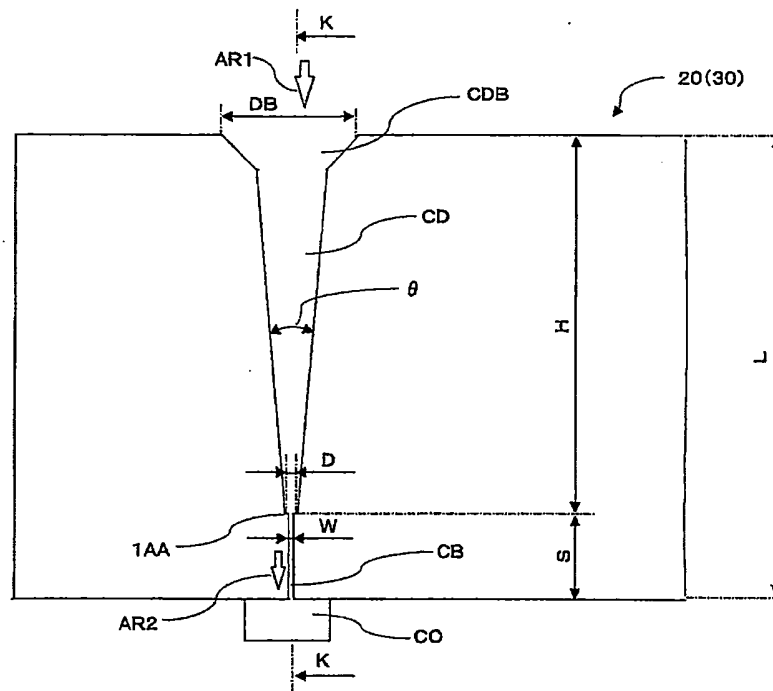


圖9

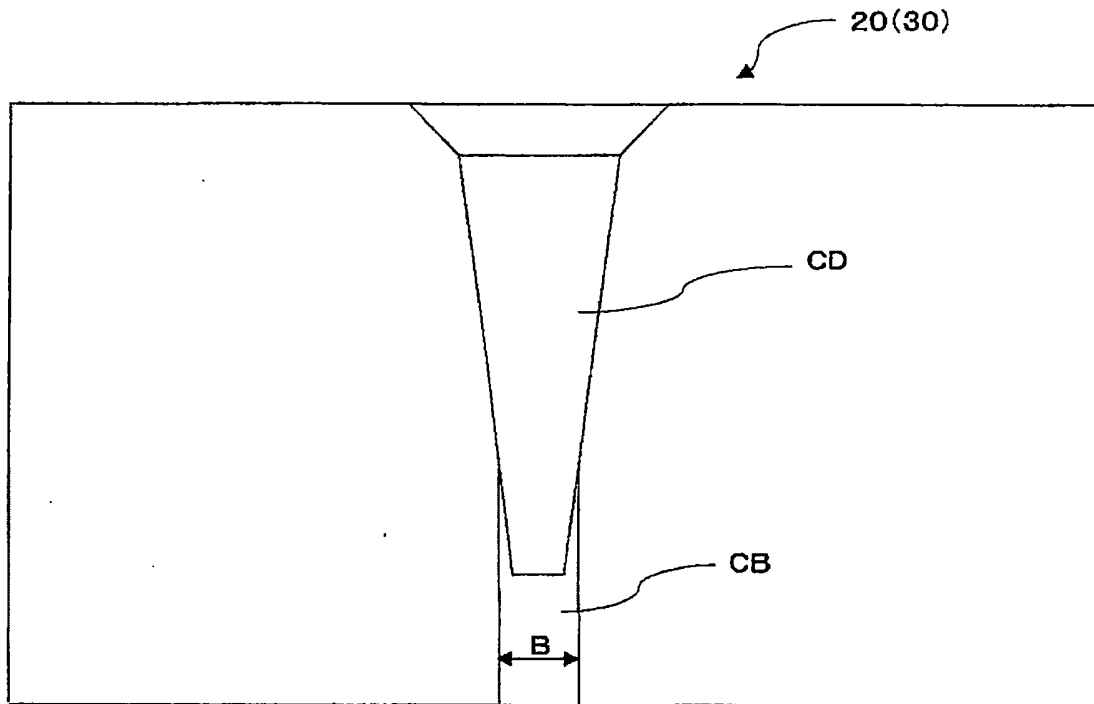


圖10

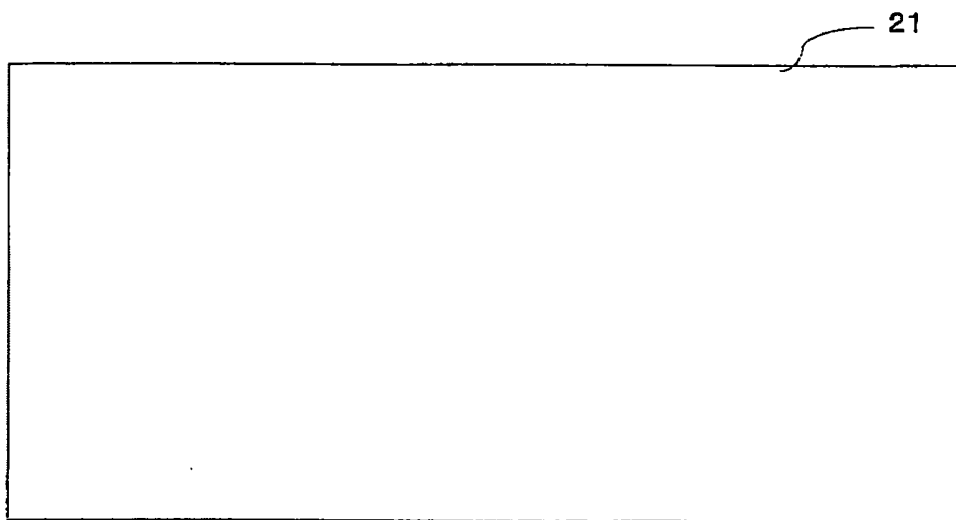


圖11

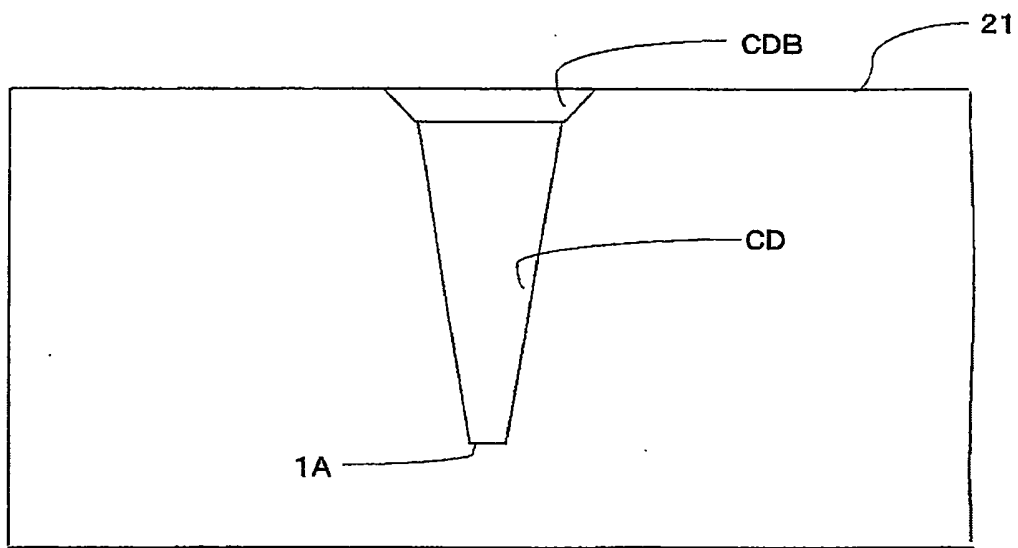


圖12

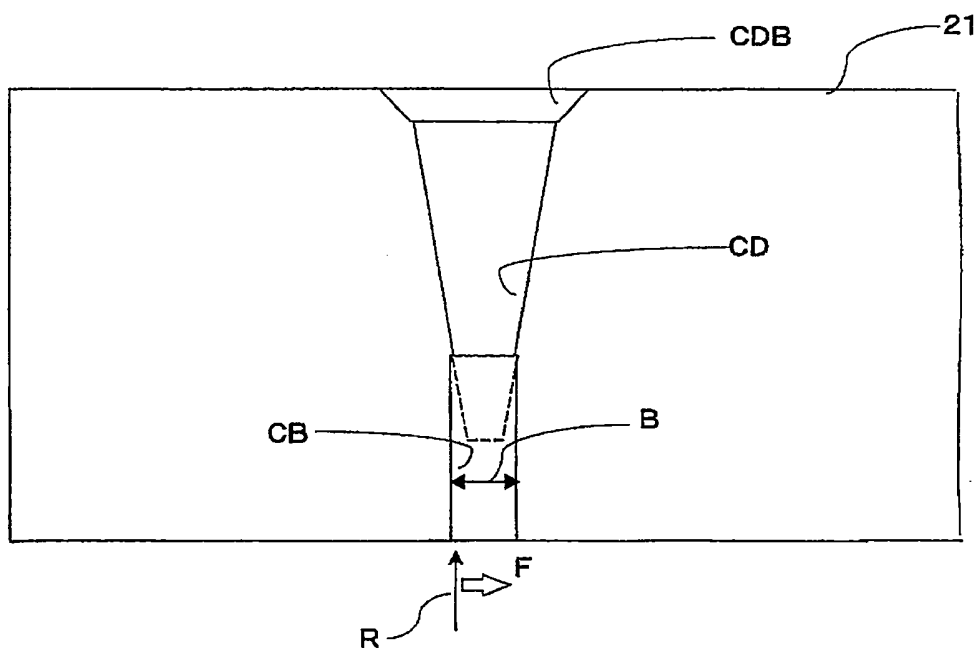


圖13

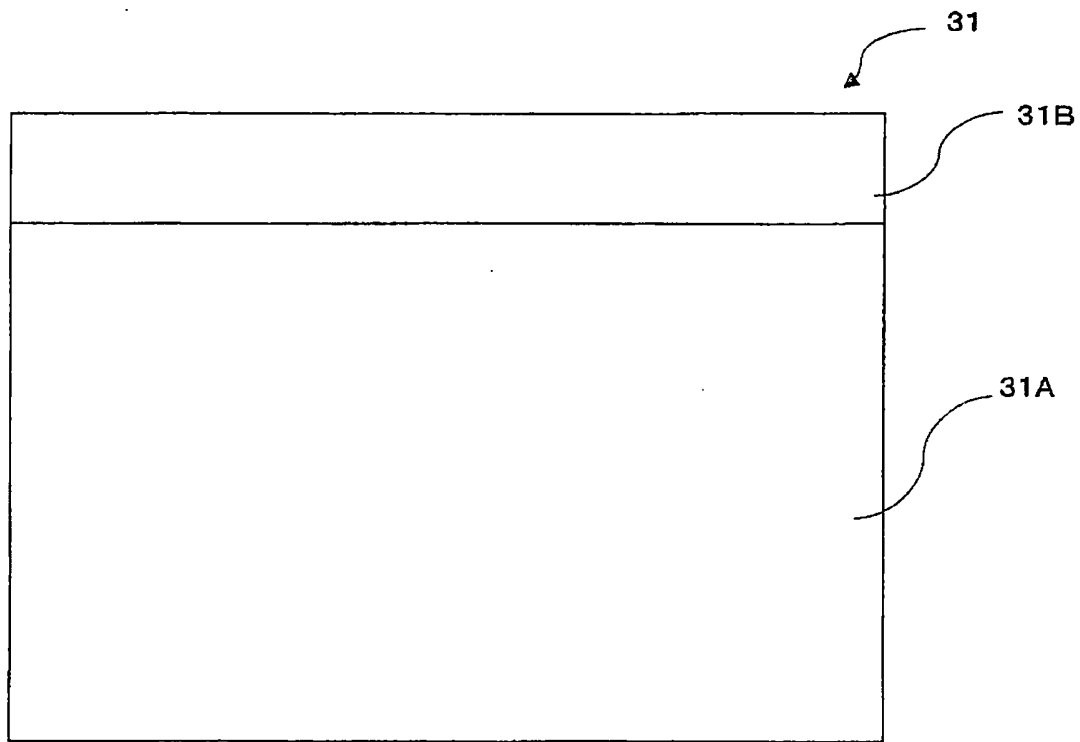


圖14

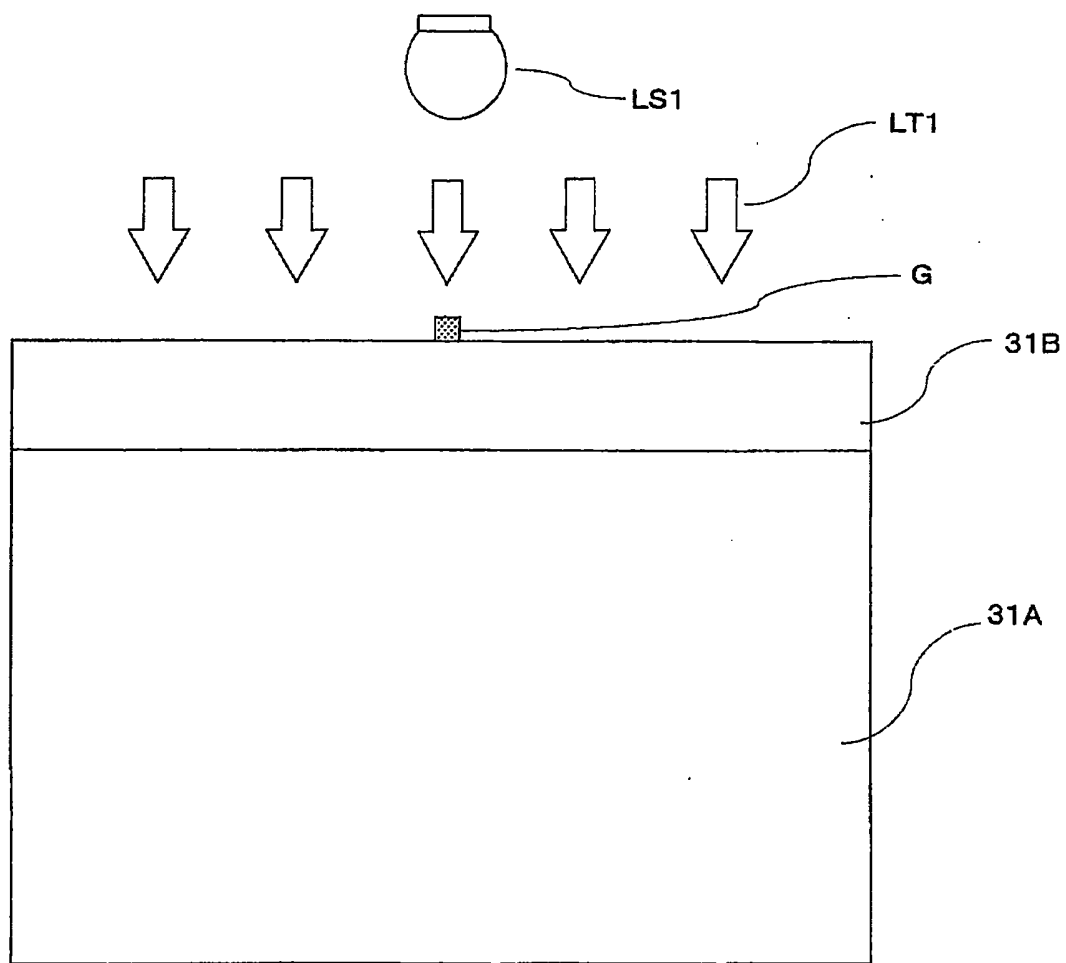


圖15

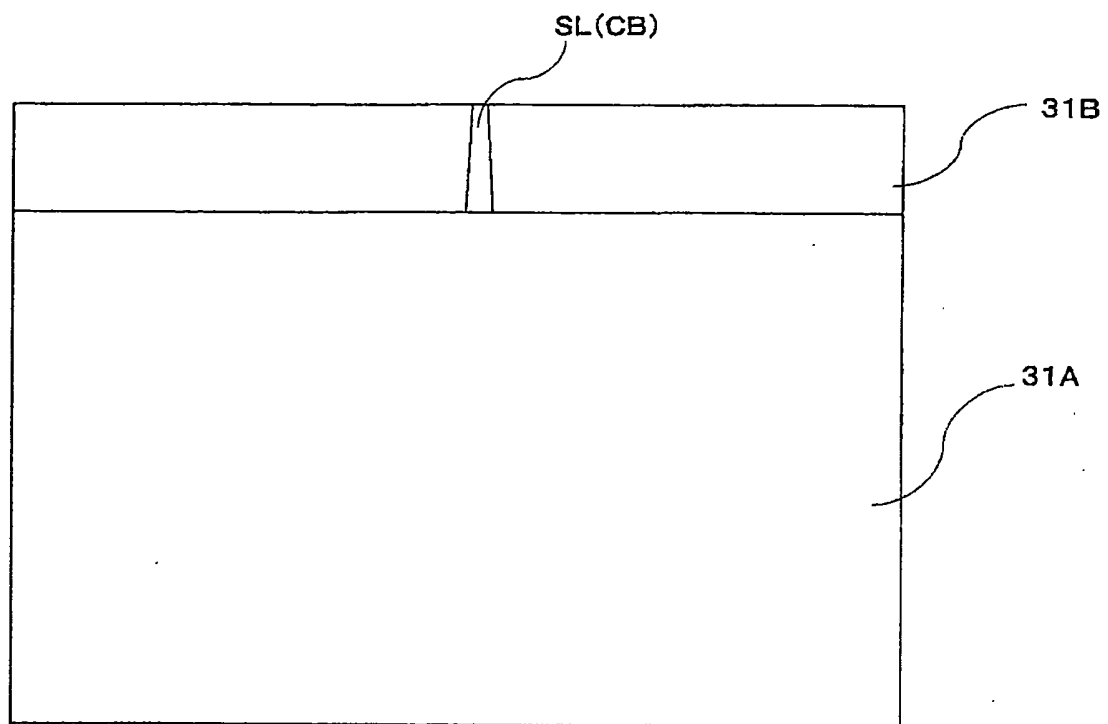


圖16

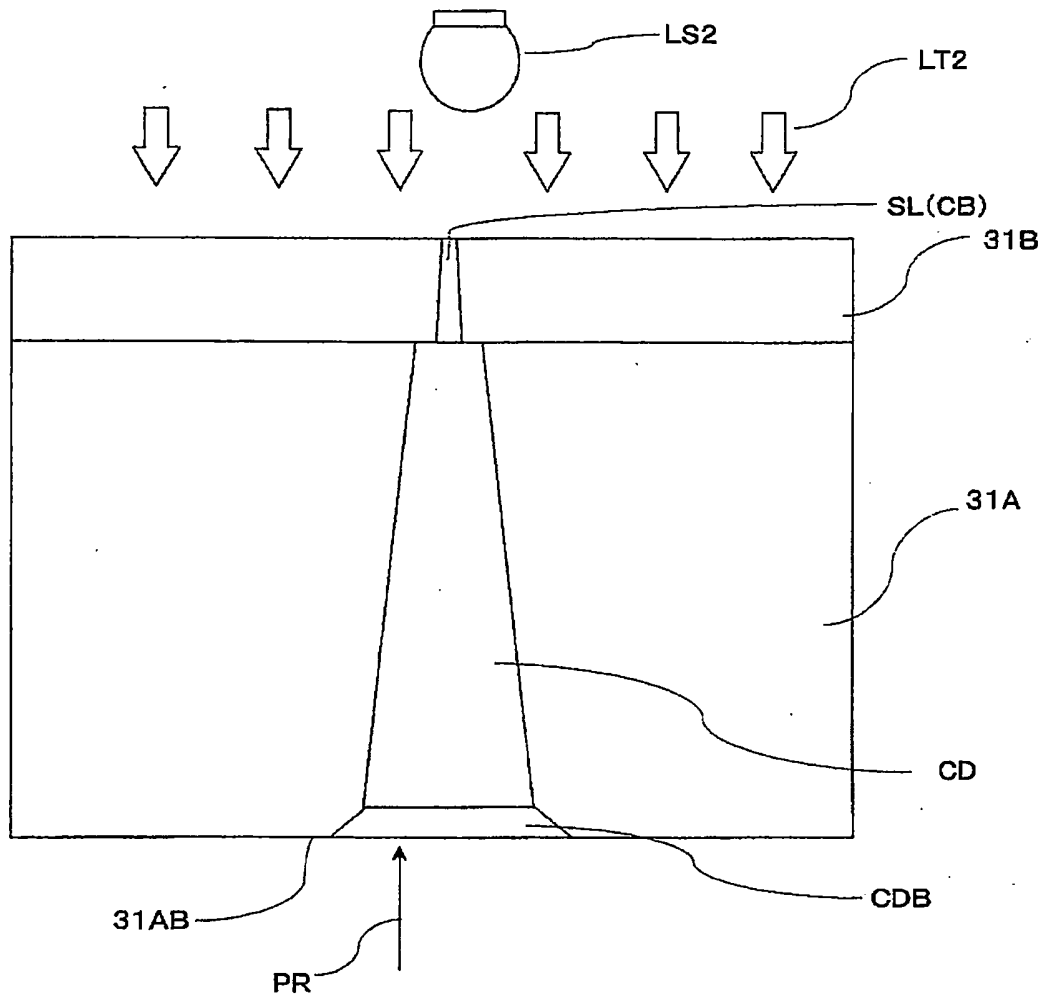


圖17

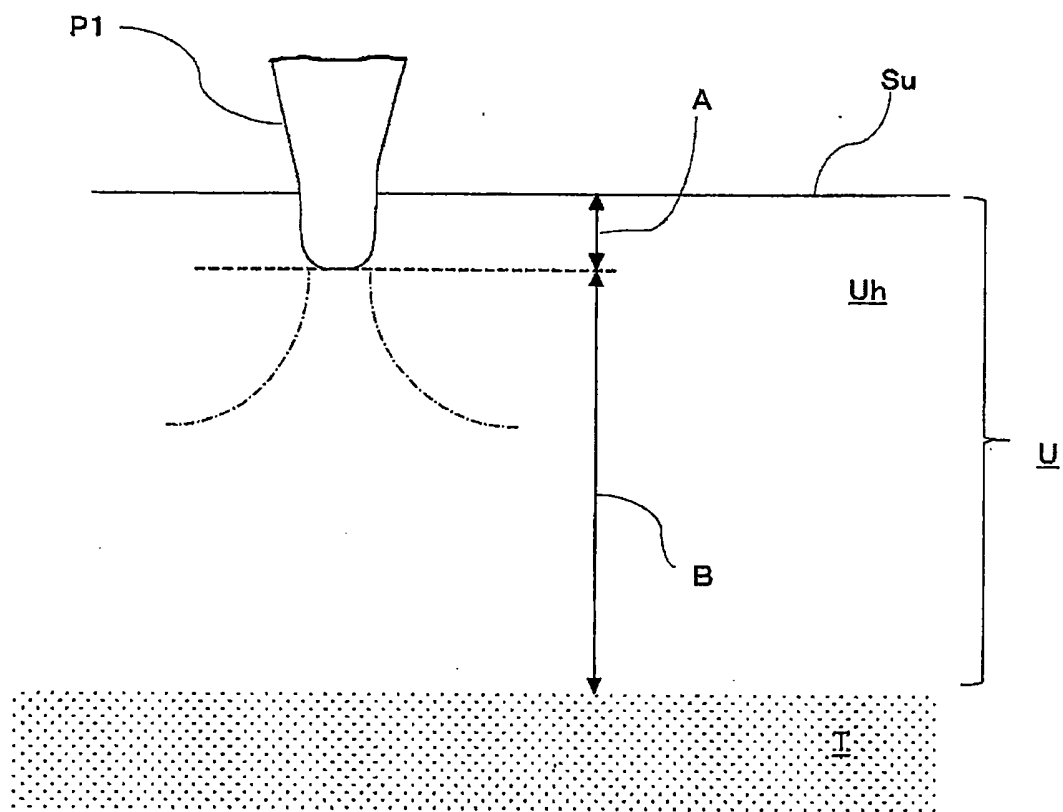


圖18

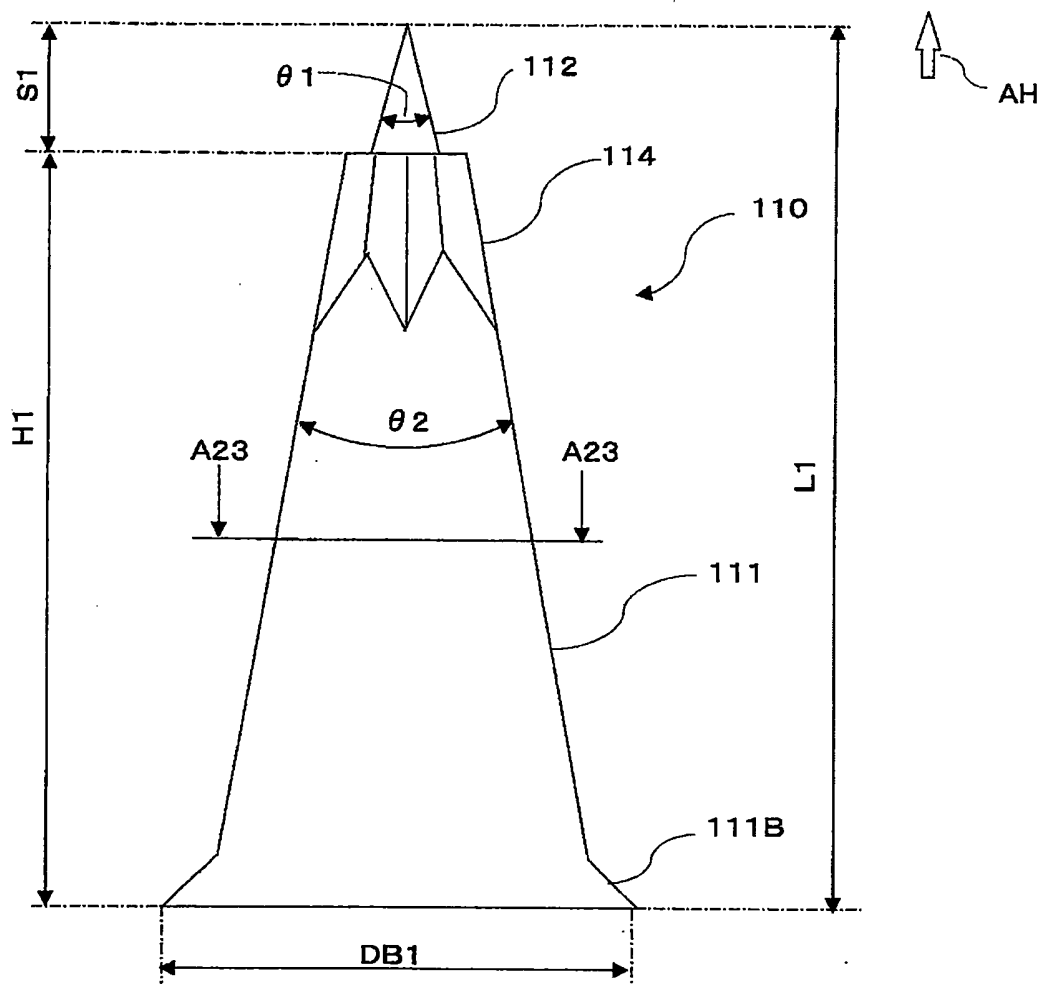


圖 19

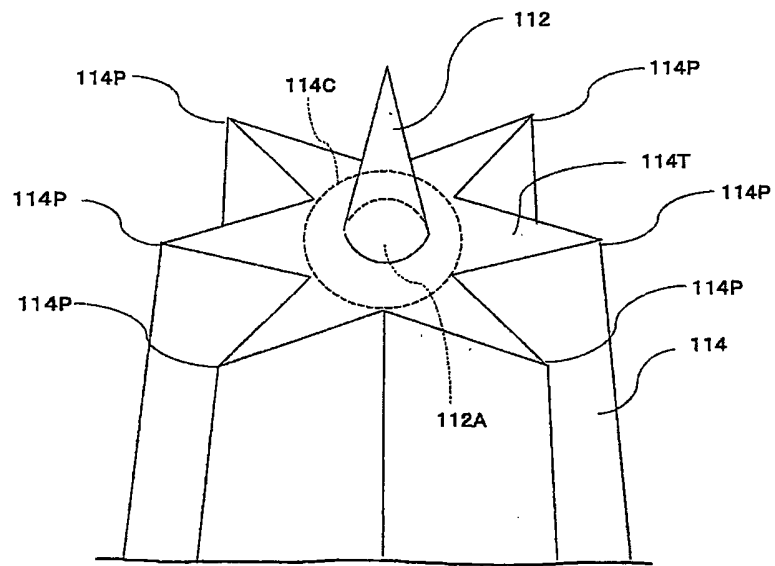


圖20

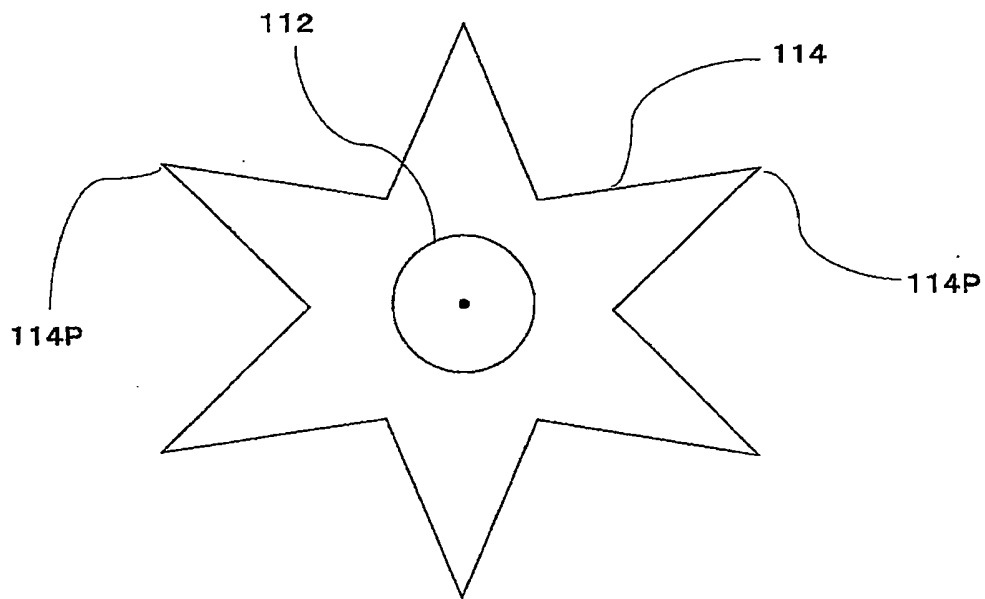


圖21

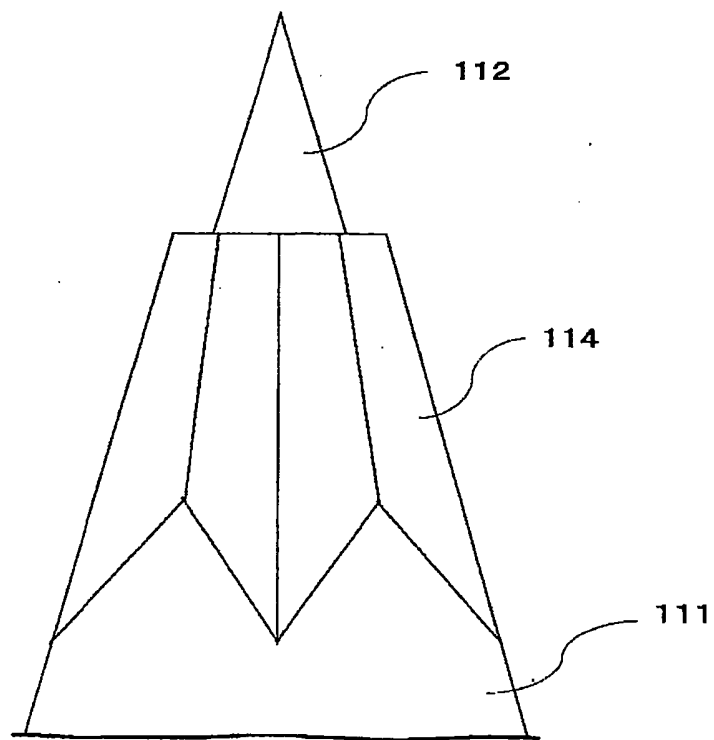


圖22

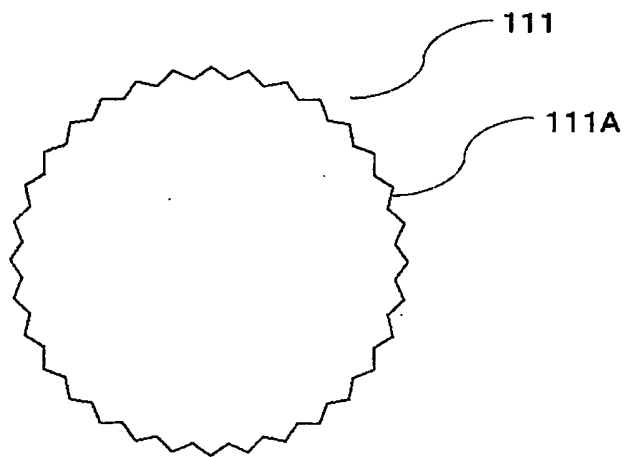


圖23

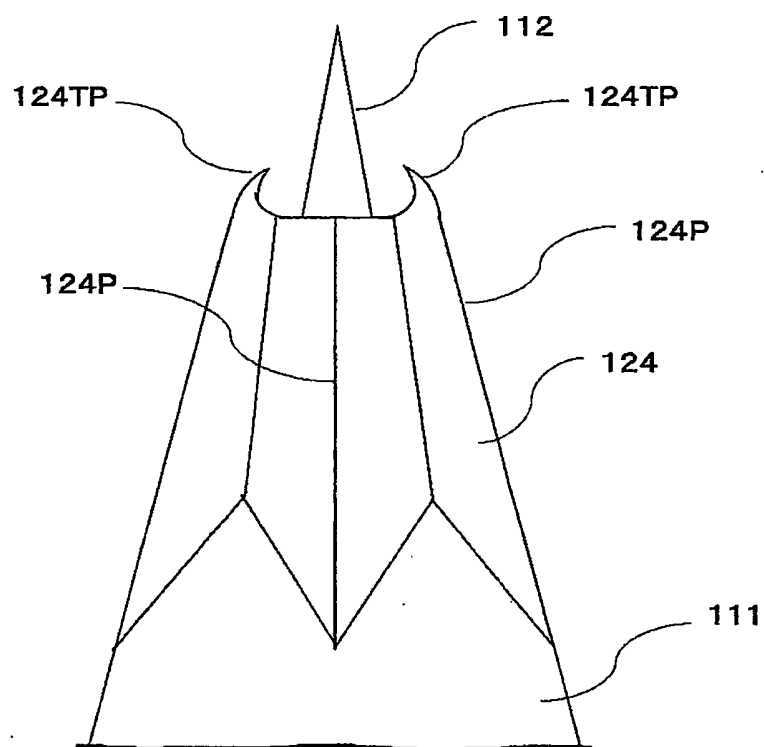


圖24