

(21)申請案號：100147436

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 12 月 20 日

(51)Int. Cl. : A61F2/44 (2006.01)

(71)申請人：財團法人金屬工業研究發展中心 (中華民國) METAL INDUSTRIES RESEARCH & DEVELOPMENT CENTRE (TW)

高雄市楠梓區高楠公路 1001 號

(72)發明人：施威任 SHIH, WEI JEN (TW)；呂育廷 LYU, YU TING (TW)；陳維德 CHEN, WEI TE (TW)；陳彥年 CHEN, YEN NIEN (TW)

(74)代理人：陳啟舜

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：18 項 圖式數：11 共 31 頁

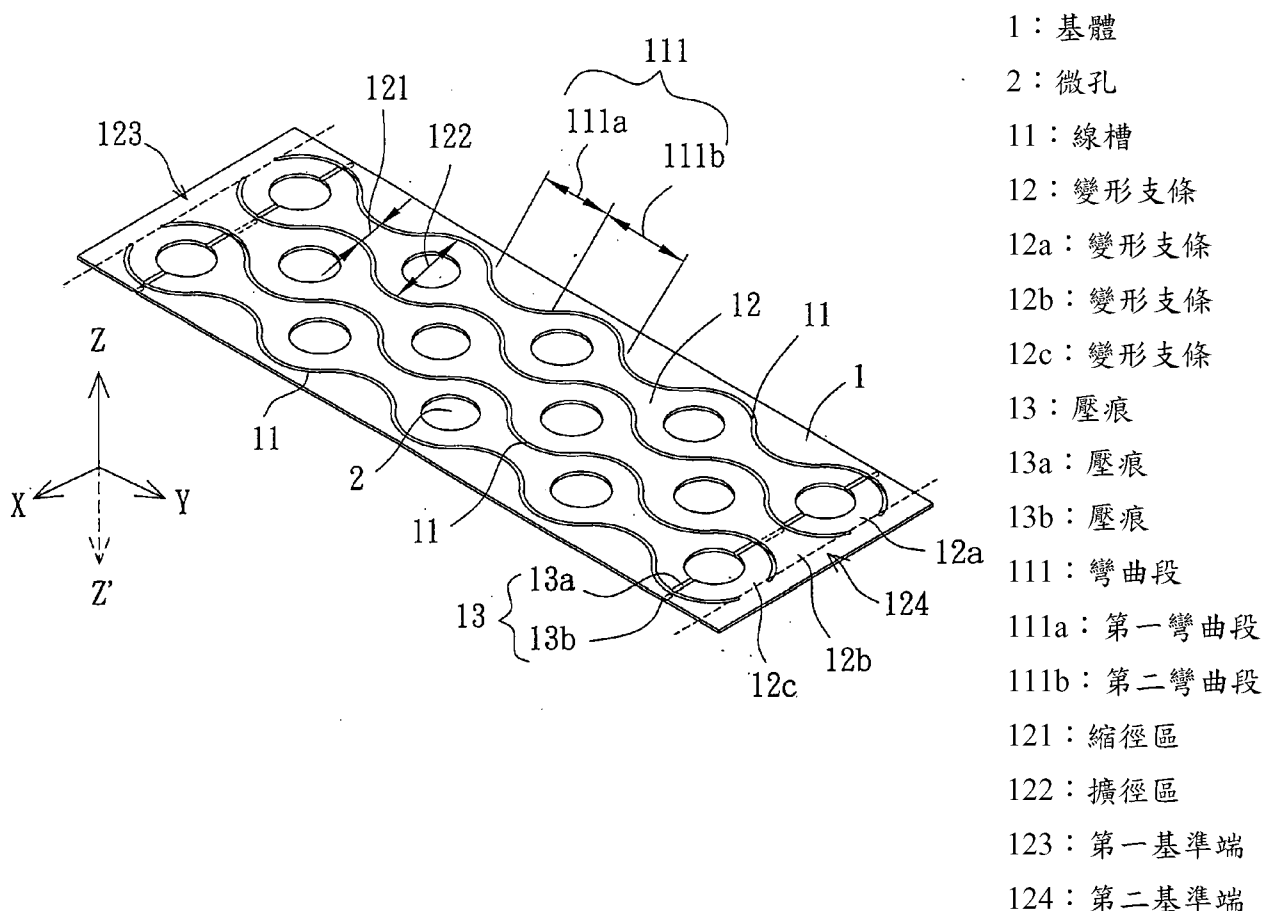
(54)名稱

脊椎籠型支架

CAGE-SHAPED SPINAL FRAME

(57)摘要

一種脊椎籠型支架，包含一基體，該基體設有複數線槽，每一線槽具有數彎曲段，其中任二相鄰線槽之間形成一變形支條，每一變形支條形成有一第一基準端及一第二基準端，該第一基準端及第二基準端分別位於鄰近基體之二相對側緣處，用以支撐該變形支條之變形，且該基體另具有複數壓痕，每一壓痕形成於該變形支條表面，並位於鄰近該變形支條之第一基準端或第二基準端處。藉此，藉此，當該基體受外力擠壓時，任二相鄰之變形支條係相互遠離展開，而圈圍出一填補空間。



發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：100147436

※申請日：

100.12.20

※IPC 分類：

A61F 2/44 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

脊椎籠型支架 / Cage-Shaped Spinal Frame

二、中文發明摘要：

一種脊椎籠型支架，包含一基體，該基體設有複數線槽，每一線槽具有數彎曲段，其中任二相鄰線槽之間形成一變形支條，每一變形支條形成有一第一基準端及一第二基準端，該第一基準端及第二基準端分別位於鄰近基體之二相對側緣處，用以支撐該變形支條之變形，且該基體另具有複數壓痕，每一壓痕形成於該變形支條表面，並位於鄰近該變形支條之第一基準端或第二基準端處。藉此，藉此，當該基體受外力擠壓時，任二相鄰之變形支條係相互遠離展開，而圈圍出一填補空間。

三、英文發明摘要：

A cage-shaped spinal frame including a base installs a plurality of grooves, with each groove having a plurality of curved sections. A deformation band is formed between two adjacent grooves. The each of the deformation band forms a

first base end and a second base end, the first base end and the second base end is near the side of the base to support the deformation of the deformation band. The surface of the base forms plurality of impressions with each impressions locating on the deformation band and near the first base end or the second base end. Thus, any two adjacent deformation bands will keep away from each other to define a filling area when the base is squeezed by external force.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (2) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

- | | |
|---------------------|------------|
| 1 基體 | 11 線槽 |
| 111 彎曲段 | 111a 第一彎曲段 |
| 111b 第二彎曲段 | |
| 12、12a、12b、12c 變形支條 | |
| 121 縮徑區 | 122 擴徑區 |
| 123 第一基準端 | 124 第二基準端 |
| 13、13a、13b 壓痕 | |
| 2 微孔 | |

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種籠型支架，特別是一種適用於人體脊椎病變部位，以於術後強化骨組織癒合及穩定性並可輕易塑形之鈦基脊椎籠型支架。

【先前技術】

近年來，多數民眾因生活習慣的改變長期仰賴電腦工作，而必須長時間屈身坐於辦公桌前，加上老齡化社會的演變，以致現今脊椎病變之案例層出不窮，也就使後續脊椎照護的相關問題逐漸受到重視。

脊椎手術的術後照護係為脊椎復原優劣的重要環節，通常於術後，因病人復原速度較其他部位手術緩慢，且無法長時間站立，故多需長期穿著矯正衣，方能避免日常生活之阻礙。

為此，現階段多以脊椎植入物輔助矯正衣，將脊椎植入物置放於脊椎手術後有骨缺損部位之橫突間，且同時使用磷酸鈣、骨粉、自體骨…等骨填補物填充於該脊椎植入物的開放性空間中，以加速橫突間之骨組織癒合。然而，橫突間生長較快的軟組織常因脊椎植入物的結構不良而容易自孔隙侵入，或者於體內循環系統的流動下帶走脊椎植入物內所填充之自體骨或骨粉，以致傳統脊椎植入物縱使有填補可加速癒合用之骨填補物，卻因經常性的骨填補物流失，而始終無法發揮於術後加速骨組織癒合之功效。

如中華民國公告第 M333884 號專利案係揭示一種模

組化骨融合椎籠 9，該椎籠 9 前方設有一圓滑形頭部 91，該頭部 91 後方縱向開設一槽狀空間 92，並於該椎籠 9 二側壁設有與槽狀空間 92 相通之複數個骨融合孔 93，且該椎籠 9 後方另連接有一固定座 94，該固定座 94 用以結合與固定於一骨板固定器 95。其中，該槽狀空間 92 係可容置經絞碎之自體移植骨、異體移植骨或其他如骨水泥、人造骨等骨填補物。藉此，係能使該槽狀空間 92 內的骨填補物通過該槽狀空間 92 之上、下開口，而與相鄰脊椎椎體相接觸，以利於骨融合之進行。

然而，習知骨融合椎籠 9 於使用時，不僅需以數骨螺絲 96 搭配骨板固定器 95，方能將骨融合椎籠 9 限位於骨缺損部位，作為支撐或固定之用。甚至，上述習知骨融合椎籠 9 僅能適用於椎體之間，且因其結構之繁複，產生有多處的接合界面，而必需以複雜之立體管雷射雕刻、放電成形…等技術方能成型，不只相對增加骨融合椎籠 9 的加工困難度，更衍生有製作成本上的相對負擔；加上，於脊椎手術進行時，習知骨融合椎籠 9 的繁複結構，勢必需耗費醫護人員相當的操作時間，以致相對提升手術過程可能存在之感染風險。

此外，更因習知骨融合椎籠 9 之槽狀空間 92 與骨融合孔 93 的不良設計，始終無法抑止生長快速之軟組織侵入，更容易因體內循環系統的流動，而使存在於該槽狀空間 92 內的骨填補物係輕易自該骨融合孔 93 產生流失。如此，傳統習知之骨融合椎籠 9 終究僅能作為椎體間的支撐及固定之用，完全無法於術後扮演引導組織再生之角色，

以致於骨缺損重建的過程依然無法獲得實質上的突破，嚴重影響術後骨組織癒合之效率。

有鑑於此，確實有必要發展一種於術後強化骨組織癒合及穩定性之鈦基脊椎籠型支架，以適用於人體脊椎病變之任意部位，解決如上所述之各種問題。

【發明內容】

本發明主要目的乃改良上述缺點，以提供一種脊椎籠型支架，其係能夠以簡易構型避免接合界面之產生，並輕易引導該脊椎籠型支架由平面變形為既定之立體型態，以降低加工困難度與製作成本，並減少每一脊椎籠型支架之變異性者。

本發明次一目的係提供一種脊椎籠型支架，係能夠有效控制其變形應力集中之範圍，以避免於該脊椎籠型支架變形過程，因變形應力過度集中而產生斷裂者。

本發明再一目的係提供一種脊椎籠型支架，係能夠抑止生長快速之軟組織侵入，且避免體內循環系統的流動帶走骨填補物，而可確保骨填補物穩固於其中而不流失者。

本發明又一目的係提供一種脊椎籠型支架，係能夠適用於人體脊椎病變之任意部位，以由穩固於其中之骨填補物引導骨組織再生且加速骨組織癒合者。

為達到前述發明目的，本發明之脊椎籠型支架，包含一基體，該基體係設有複數線槽，每一線槽具有數彎曲段，其中任二相鄰線槽之間形成一變形支條，每一變形支條形成有一第一基準端及一第二基準端，該第一基準端及第二

基準端分別位於鄰近基體之二相對側緣處，用以支撐該變形支條之變形，且該基體另具有複數壓痕，該數壓痕形成於該變形支條表面，並位於鄰近該變形支條之第一基準端或第二基準端處。

其中，任二相鄰線槽係將該變形支條區分為一縮徑區及一擴徑區，且該變形支條之擴徑區內係開設有複數微孔。且，該複數微孔之孔徑大小係為 1~3 毫米；該基體之厚度係為 20~200 微米。

再者，本發明脊椎籠型支架還可以另設有一終止端，該終止端係位於該複數線槽延伸至基體側緣之端部，且該終止端係為貫穿狀的幾何形微孔。其中，該終止端之態樣係圓形、矩形或方形之空心幾何圖形。

其中，該數壓痕皆係由該基體表面內凹而成，且任二相鄰變形支條所形成之壓痕位於同一直線，並平行於該基體之第一基準端或第二基準端。且，該數壓痕之寬度係為 0.1~0.3 毫米。其中，該數壓痕係成形於該等變形支條之上、下表面，並位於該等複數支條之相對二側，且該數壓痕係分別交錯形成於該等變形支條之縮徑區及擴徑區。

本發明脊椎籠形支架還可以更設有一生物可分解高分子薄膜，該生物可分解高分子薄膜係形成於該基體的部分表面或全表面。

本發明脊椎籠型支架係選擇將該複數線槽之彎曲段區分為一第一彎曲段及一第二彎曲段，該第一彎曲段與第二彎曲段呈連續間隔設置，且該第一彎曲段及第二彎曲段係成相對之弧形。

其中，該縮徑區係位於其一線槽之第一彎曲段相對另一相鄰線槽之第二彎曲段之間，該擴徑區則位於其一線槽之第二彎曲段相對另一相鄰線槽之第一彎曲段之間。

於此，其中任二相鄰線槽共同圈圍形成圓形之連續圖紋態樣，且該變形支條之擴徑區內對應形成同心圓形之複數微孔。或者，其中任二相鄰線槽共同圈圍形成眼形之連續圖紋態樣，且該變形支條之擴徑區內對應形成眼形之複數微孔。再者，其中任二相鄰線槽共同圈圍形成圓形之連續圖紋態樣，且該變形支條之擴徑區內對應形成同心圓形之複數微孔及另形成長條形之複數微孔，且該同心圓形之微孔係與長條形之微孔呈間隔設置。

本發明脊椎籠型支架還可選擇將其中該複數線槽具有連續間隔設置的第一彎曲段及第二彎曲段，該第一彎曲段係呈S形彎曲態樣，該第二彎曲段係呈弧形彎曲態樣。

承上，其中任二相鄰線槽係共同圈圍形成圓形及S形之連續圖紋態樣，S形圖紋處係形成該變形支條之縮徑區，且圓形圖紋處則形成該變形支條之擴徑區，該變形支條之擴徑區內係對應形成同心圓形之複數微孔。

除此之外，本發明脊椎籠型支架之複數線槽具有連續間隔設置的一第一彎曲段及一第二彎曲段，該第一彎曲段及第二彎曲段皆係由一直線段與一弧線段相接而成，且任二相鄰線槽係共同圈圍形成菱形之連續圖紋態樣。其中，該變形支條之擴徑區內係對應形成橢圓形之複數微孔。

或者，該複數線槽具有連續間隔設置的一第一彎曲段及一第二彎曲段，該第一彎曲段及第二彎曲段皆係由二直

線段與二弧線段相接而成，且任二相鄰線槽係共同圈圍形成矩形之連續圖紋態樣。其中，該變形支條之擴徑區內係對應形成長圓形之複數微孔。

【實施方式】

為讓本發明之上述及其他目的、特徵及優點能更明顯易懂，下文特舉本發明之較佳實施例，並配合所附圖式，作詳細說明如下：

請參照第 2 圖所示，其為本發明一較佳實施例，該脊椎籠型支架係選擇由材質為純鈦金屬或鈦合金之基體 1 所製成，且該基體 1 之厚度較佳為 20~200 微米，以便於在手術進行中達到脊椎籠型支架塑形之功效，以下所述之脊椎籠型支架係以“基體 1”稱之。

該基體 1 係設有複數線槽 11，該複數線槽 11 具有數彎曲段 111。其中，該複數線槽 11 之彎曲段 111 型態係可以選擇為不同曲率或相同曲率之弧形，且以相對或相鄰之方式連續間隔設置，以呈現重複性或非重複性的複數線槽 11 的彎曲段 111 之態樣。於此，僅粗略說明該複數線槽 11 的彎曲段 111 之變異，且選擇以連續設置且呈相對弧形之型態作為本發明較佳實施例的複數線槽 11 的彎曲段 111 之態樣，其他關於該複數線槽 11 的彎曲段 111 之變異型態說明，請容後參閱第 4 至 6 圖時再一併詳述。

於本實施例中，該複數線槽 11 之彎曲段 111 係區分為一第一彎曲段 111a 及一第二彎曲段 111b，該第一彎曲段 111a 與第二彎曲段 111b 係呈連續間隔設置，且該第一彎曲

段 111a 及第二彎曲段 111b 較佳係成相對之弧形〔亦即如第 2 圖所示之第一彎曲段 111a 與第二彎曲段 111b 相接成 S 之型態〕；且，該複數線槽 11 較佳係由該基體 1 之一側緣延伸至該基體 1 之另一相對側緣〔即如第 2 圖所示由基體 1 之左側緣朝 Y 方向延伸至基體 1 之右側緣〕，且該複數線槽 11 之端部與基體 1 之側緣間係具有適當間距。

請配合參照第 2 及 3 圖所示，其中任二相鄰之線槽 11 間係形成一變形支條 12，以於該基體 1 受 Y 方向之外力擠壓時，容許任二相鄰之變形支條 12 可沿 Z 方向相互分離而變形為三維立體型態，以直接使該基體 1 一體成型為一中空籠形之態樣〔詳如第 3 圖所示〕，且經成形後之基體 1 係不存在有任何接合之界面。於本實施例中，其中任二相鄰之線槽 11 係將該變形支條 12 分為一縮徑區 121 及一擴徑區 122，該縮徑區 121 係位於其一線槽 11 之第一彎曲段 111a 相對另一相鄰線槽 11 之第二彎曲段 111b 之間〔亦即該變形支條 12 二側邊於基體 1 表面圈圍之較小區段〕，該擴徑區 122 則位於其一線槽 11 之第二彎曲段 111b 相對另一相鄰線槽 11 之第一彎曲段 111a 之間〔亦即該變形支條 12 二側邊於基體 1 表面圈圍之較大區段〕。其中，該縮徑區 121 與擴徑區 122 係可依照該複數線槽 11 的彎曲段 111 之態樣，特別係呈連續間隔設置。

另外，該變形支條 12 還形成有一第一基準端 123 及一第二基準端 124，該第一基準端 123 及第二基準端 124 係分別位於鄰近基體 1 之二相對側緣處〔亦即如第 2 圖所示之左、右側緣〕，用以作為該變形支條 12 自該基體 1

產生變形時的分離基準。換言之，該變形支條 12 與基體 1 之二相對側緣間係存在有適當間距，以致該變形支條 12 係可在相接於該基體 1 之二相對側緣處〔即如第 2 圖所示之基體 1 沿 X 方向延伸之側緣〕，分別形成該第一基準端 123 及第二基準端 124。藉此，係可以使該變形支條 12 與基體 1 呈部分相接，亦即使該變形支條 12 與基體 1 呈現不完全之分割，使得該變形支條 12 可以同時自該第一基準端 123 及第二基準端 124 撐離，而由二維平面轉變為三維立體型態，使得該基體 1 呈現較佳中空籠型之態樣，而可以於其中填滿骨填補物。

再者，該基體 1 另設有數壓痕 13，該數壓痕 13 係形成於該變形支條 12 表面，並位於該變形支條 12 的預定變形處，於本例而言，該數壓痕 13 係形成於鄰近該基體 1 之側緣處，特別係指鄰近於該變形支條 12 所形成之第一基準端 123 及第二基準端 124。該數壓痕 13 係可以選擇成形於該變形支條 12 之上或下表面〔意指可成形於該基體 1 之單面或雙面〕，或者還可以選擇成形於該變形支條 12 鄰近該基體 1 之二相對側緣〔意指可成形於該複數支條 12 之單側或雙側〕。其中，該數壓痕 13 皆係由該基體 1 表面內凹而成，且該數壓痕 13 之寬度較佳係為 0.1~0.3 毫米，以具有引導該變形支條 12 可輕易上、下撐開之較佳效果。

於本實施例中，該數壓痕 13 係選擇成形於該變形支條 12 之上、下表面，並同時位於該複數支條 12 鄰近該基體 1 之二相對側緣處〔意指該複數支條 12 之左、右二側〕，且該數壓痕 13 較佳係分別交錯形成於該變形支條

12 之縮徑區 121 及擴徑區 122。特別係如第 2 圖所示，該壓痕 13〔即成形於該基體 1 上表面之壓痕 13a〕較佳係成形於其一變形支條 12 之擴徑區 122，另一壓痕 13〔即成形於該基體 1 下表面之壓痕 13b〕則成形於另一相鄰變形支條 12 之縮徑區 121，且壓痕 13a、13b 係平行於該第一基準端 123 及第二基準端 124。簡言之，該數壓痕 13 的凹面開口方向係相對於該變形支條 12 受擠壓變形之方向，請參閱第 3 圖所示，係以形成三條變形支條 12a、12b 及 12 為例，該變形支條 12a、12c 受擠壓朝該基體 1 之 Z 方向變形，則該壓痕 13a 係形成於該變形支條 12a、12c 之上表面〔如圖所示係位於該複數支條 12 之擴徑區 122〕，且該壓痕 13a 的凹面開口方向亦朝該基體 1 之 Z 方向設置；反之，該變形支條 12b 受擠壓朝該基體 1 之 Z' 方向變形，則該壓痕 13b 係形成於該變形支條 12b 之下表面〔如圖所示係位於該複數支條 12 之縮徑區 121〕，且該壓痕 13b 的凹面開口方向亦朝該基體 1 之 Z' 方向設置。藉此，遂能使變形應力集中於該壓痕 13 處，而順勢朝既定方向分離該變形支條 12，達到該變形支條 12 可呈較佳展開型態之功效。

注意的是，上述僅揭示其一實施例，並不以此限定該壓痕 13 成形於該變形支條 12 之縮徑區 121 或擴徑區 122 時，該壓痕 13 的凹面開口方向應該固定朝向該基體 1 之上或下〔即 Z 方向或 Z' 方向〕，係屬熟習該技藝之人士依據上述原則所能輕易理解並加以應用，不再逐一贅述。

再者，本發明脊椎籠型支架還可以另設有複數微孔 2，該複數微孔 2 皆呈貫穿狀地開設於該基體 1 表面，以使

該基體 1 之上、下表面係呈連通。詳言之，該複數微孔 2 係開設於該變形支條 12 之擴徑區 122，較佳係因應任二相鄰線槽 11 的彎曲段 111 態樣，而與該任二相鄰線槽 11 之彎曲段 111 呈現相互對應之型態。例如：任二相鄰線槽 11 共同圈圍形成如圓形之連續圖紋態樣時，便可於該變形支條 12 之擴徑區 122 內對應形成如同心圓形之複數微孔 2。於本實施例中，該複數微孔 2 之孔徑大小可以選擇為 0.5~3.5 毫米，特別係選擇為 1~3 毫米之複數微孔 2，以減輕該基體 1 之重量、增加該基體 1 之可撓性以及減少於 X 光照射時造成干擾。其中，該複數微孔 2 之形態係能與任二相鄰線槽 11 之彎曲段 111 相配合，容後配合第 4 至 8 圖再一併說明該複數微孔 2 之變異。

此外，本發明脊椎籠型支架還可以選擇於該基體 1 之表面形成一生物可分解高分子薄膜 3〔詳參第 7 圖所示〕，該生物可分解高分子薄膜 3 係可選擇成形於基體 1 之部分或全表面。於本實施例中，該生物可分解高分子薄膜 3 較佳僅係成形於該基體 1 未與骨創傷處接觸之部分表面〔亦即同位於一側之變形支條 12 表面〕，以由該生物可分解高分子薄膜 3 阻隔軟組織侵入，並同時由未成形該生物可分解高分子薄膜 3 之部分與骨創傷處接觸，以透過骨填補物誘導骨組織之生長，達到加速骨組織再生癒合之功效。其中，該生物可分解高分子薄膜 3 係可以選擇由膠原蛋白、幾丁聚醣、動物膠質或透明質酸等材質所形成。

承上述，本發明脊椎籠型支架係可於上述原則下以任意方式進行製作，於此僅以本發明較佳實施例作為舉例說

明，以簡述該脊椎籠型支架之成形過程，如下：

請再配合參照第 2 及 3 圖所示，選擇厚度為 50 微米之鈦箔作為該基體 1，以於鈦箔表面雷射加工成形有複數線槽 11，該複數線槽 11 的彎曲段 111 係呈相對弧形設計，且其中任二相鄰線槽 11 係可以圈圍形成如圓形、菱形等圖紋態樣，並同時於該變形支條 12 之擴徑區 122 內成形孔徑為 2 毫米之複數微孔 2，以由任二相鄰線槽 11 之間所形成的變形支條 12 共同排列為陣列鈦網〔如第 2 圖所示之二維平面態樣，該較佳實施例僅以三變形支條為例，以下係以“12a、12b 及 12c”分別稱之〕，同時利用雷射加工於該變形支條 12 端部成形徑寬為 0.2 毫米之壓痕 13，特別係成形於該變形支條 12 的左、右相對應側，且於該基體 1 上、下表面所形成之壓痕 13 凹面開口係呈不同方向；最終，再將成形之陣列鈦網浸置於 37%鹽酸中持續 30 分鐘，以使鈦箔表面粗糙度達小於 1.5 微米，而完成本發明脊椎籠型支架之製作。

在需要使用時，係沿第 3 圖所示之箭頭方向〔即為該基體 1 之 Y 方向〕施予一外力，以由該基體 1 相對二側緣共同朝內擠壓，使得二維平面之陣列鈦網〔亦即第 2 圖所示之變形支條 12a、12b 及 12c〕可以輕易分離，而立即轉變為三維立體之中空籠型。其中，該變形支條 12a、12c 係以該第一基準端 123 及第二基準端 124 為支點，且順勢將變形應力集中於該壓痕 13a 處，以隨該壓痕 13a 之凹面開口方向撐起，朝該基體 1 之 Z 方向〔即圖面所示之上方〕推擠變形；另一方面，該變形支條 12b 則以該第一基準端

123 及第二基準端 124 為支點，且同樣順勢將變形應力集中於該壓痕 13b 處，以隨該壓痕 13b 之凹面開口方向撐起，朝該基體 1 之 Z' 方向〔即圖面所示之下方〕推擠變形，藉此係可由該變形支條 12a、12b 及 12c 經變形展開後圈圍出一填補空間 S〔詳如第 3 圖所示之三維立體態樣〕，以完成本發明脊椎籠型支架於實際使用時的較佳實施態樣。

注意的是，上述僅以最簡態樣說明之，故於相同原則下，該脊椎籠型支架之長度〔意指該變形支條 12 於該基體 1 形成陣列之數目〕係可依需求而定，特別係以能符合 2~3 節脊椎厚度為較佳，而同樣在外力擠壓下，呈現如第 3 圖所示之任二相鄰變形支條 12 係呈上、下交錯之變形態樣即可，屬熟習該技藝之人士依據上述原則可輕易思及且加以應用，於此不再逐一贅述。

由於基體 1 之任二相鄰之變形支條 12 係朝不同方向相互遠離而圈圍出該填補空間 S，因此，位於填補空間 S 同一側的複數變形支條 12 係成間隔排列而形成至少一空隙 G，該空隙 G 之外形即等同於一變形支條 12 的外形。於使用時，容置於填補空間 S 內的骨填補物係藉由該空隙 G 與骨組織接觸，因此，擴徑區 122 的徑寬尺寸應小於骨填補物之大小較為適當，擴徑區 122 之徑寬係選擇為 1.5-4.5 毫米，較佳係選擇為 2-4 毫米，使得骨填補物不會經由該空隙 G 滲出而流失，以達到限制骨填補物之移動空間的較佳功效，並供予骨填補物能自該空隙 G 與骨組織接觸，進而加速骨組織再生癒合之效率。

除上述之外，本發明脊椎籠型支架亦可以選擇成形有

不同彎曲段 111 態樣之複數線槽 11，以透過該複數線槽 11 的彎曲段 111 曲型設計，便能增加變形後該變形支條 12 之順暢度，進而避免因角狀設計所造成的扭轉斷裂及傷害，以同時提升該變形支條 12 於變形後之支撐強度。

請參閱第 4 至 6 圖所示，皆係具有不同彎曲段 111 態樣之複數線槽 11 搭配不同態樣複數微孔 2 之示意圖，分別簡述如下：

如第 4 圖所示，該複數線槽 11 具有連續間隔設置且呈相對弧形的第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b，且其中任二相鄰線槽 11 係共同圈圍形成如眼形〔相當於橢圓形〕之連續圖紋態樣，並於其一線槽 11 之第二彎曲段 111b 與另一相鄰線槽 11 之第一彎曲段 111a 所形成之擴徑區 122 內，對應搭配有相似如眼形之複數微孔 2；或者，如第 5 圖所示，該複數線槽 11 具有連續間隔設置且呈相對弧形的第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b，且其中任二相鄰線槽 11 係共同圈圍形成如圓形之連續圖紋態樣，並於其一線槽 11 之第二彎曲段 111b 與另一相鄰線槽 11 之第一彎曲段 111a 所形成之擴徑區 122 內，對應搭配有相似如圓形之複數微孔 2，以及另搭配有如長條形之複數微孔 2，且圓形微孔係與長條形微孔呈間隔狀設置；另外，如第 6 圖所示，該複數線槽 11 具有連續間隔設置的第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b，該第一彎曲段 111a 係呈 S 形彎曲態樣，該第二彎曲段 111b 係呈弧形彎曲態樣，且其中任二相鄰線槽 11 係共同圈圍形成如圓形及 S 形之連續圖紋 11 態樣，並於任二相鄰線槽 11 所形成之擴徑區 122 內，對應搭配有

相似如圓形之複數微孔 2，其中 S 形圖紋處係形成該變形支條 12 之縮徑區 121，且圓形圖紋處則形成該變形支條 12 之擴徑區 122。此上述之外，還可以如第 7 圖所示，該複數線槽 11 具有連續間隔設置的第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b，該第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b 皆特別係由一直線段與一弧線段相接而成，且其中任二相鄰線槽 11 係共同圈圍形成如菱形之連續圖紋態樣，並於其一線槽 11 之第二彎曲段 111b 與另一相鄰線槽 11 之第一彎曲段 111a 所形成之擴徑區 122 內，對應搭配有相似如橢圓形之複數微孔 2；再則，還可以如第 8 圖所示，該複數線槽 11 同樣具有連續間隔設置的第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b，該第一彎曲段 111a 及第二彎曲段 111b 皆特別係由二直線段與二弧線段相接而成，且其中任二相鄰線槽 11 係共同圈圍形成如矩形之連續圖紋態樣，並於其一線槽 11 之第二彎曲段 111b 與另一相鄰線槽 11 之第一彎曲段 111a 所形成之擴徑區 122 內，對應搭配有相似如長圓形之複數微孔 2。

以上，參閱第 4 至 8 圖所示，皆僅粗略說明各種不同形態之設計，其原則皆相同於本發明較佳實施例之說明，係屬熟習該技藝之人士依據上述詳細說明可輕易思及並加以應用，於此不再加以詳述。

請參照第 9 圖所示，本發明脊椎籠型支架於實際使用且經手術置於骨創傷處時，係先將骨填補物容置於脊椎籠型支架經變形後所形成之填補空間 S 內〔意指由二維平面轉為三維立體之中空籠型基體 1，以下即稱之“脊椎籠型

支架”〕，再將本發明脊椎籠型支架以手術線縫合，並固定於骨創傷之適當部位，特別係如圖所示，直接放置於椎體 4 連接之棘突 41 與橫突 42 之間，不需再以骨釘強力鎖入，即可完成本發明脊椎籠型支架植入之手術。

除上述之外，請參照第 10 及 11 圖所示，其係為本發明另一較佳實施例，於本實施例中，該脊椎籠型支架還可以選擇另設有一終止端 14，該終止端 14 係位於該線槽 11 延伸至基體 1 側緣之端部〔即為該線槽 11 之末端處〕，且該終止端 14 係為貫穿狀的幾何形微孔。藉此，係可避免該變形支條 12 受擠壓變形時，該變形支條 12 所承受之變形應力輕易沿該線槽 11 端部無止境延伸，而造成該線槽 11 於端部產生裂縫，甚至延伸至該基體 1 側緣，產生該變形支條 12 斷裂之情形。其中，該終止端 14 係一體成形於該線槽 11 之端部，較佳係分別成形於該複數線槽 11 之二對應端部〔即如第 7 圖所示之線槽 11 左、右二端〕，且該終止端 14 之態樣係可以選擇為圓形、矩形、方形…等任意呈貫穿狀的幾何形態。

本發明脊椎籠型支架之主要特徵在於：藉由該基體 1 表面設有複數線槽 11，且其中任二相鄰線槽 11 之間係可形成一變形支條 12，該些變形支條 12 便能於適當的外力擠壓下，輕易沿該二相鄰線槽 11 自二維平面型態變形為三維立體型態，同時，該變形支條 12 受外力作用所產生的變形應力遂能集中於該壓痕 13 處，進而透過該壓痕 13 導引該變形支條 12 呈上、下交錯之變形，以便直接使該基體 1 一體成型為一中空籠形之態樣，確保每一脊椎籠型支架具

有相同展開之型態，達到降低每一脊椎籠型支架產生變異之功效；甚至，經成形後之基體 1 係不存在有任何接合之界面，而不致於長時間下因接合界面產生該基體 1 鬆動，而破壞中空籠形態樣之情形，並可再透過該複數線槽 11 之終止端 14 設置，以於該終止端 14 處發揮緩衝作用，而分散該變形支條 12 所承受的變形應力，達到避免該變形支條 12 於末端處產生損害、斷裂之功效；另外，更可由該複數線槽 11 的彎曲段 111 之曲度設計，增加變形後該變形支條 12 之順暢度，進而避免因其他角狀設計所造成的扭轉斷裂及傷害，而可同時提升該變形支條 12 變形後的支撐強度，且增加整體脊椎籠型支架之穩定性。

如此，不僅可以降低脊椎籠型支架製作過程的加工困難度，以輕易引導該脊椎籠型支架由平面轉為既定立體態樣，並且有效控制變形應力集中之範圍，避免於脊椎籠型支架的變形過程中，因變形應力的過度集中而產生斷裂之情形。甚至，透過該複數微孔 2 的孔徑設計，減輕該基體 1 之重量、增加該基體 1 之可撓性，以及減少於 X 光照射時造成干擾，並輔以該生物可分解高分子薄膜 3，同時阻隔外部軟組織之侵入，而達到供予骨組織具有良好再生空間之功效；同時，填充於脊椎籠型支架內之骨填補物則能自該空隙 G 與骨組織產生接觸，以透過骨填補物誘導骨組織生長，進而加速骨組織再生癒合之效率。

綜上所述，本發明脊椎籠型支架係能夠以簡易構型避免接合界面之產生，係能夠降低脊椎籠型支架的加工困難度與製作成本，且輕易引導該脊椎籠型支架由平面變形為

既定之立體型態，以達到減少每一脊椎籠型支架變異之功效。再者，本發明脊椎籠型支架更能夠有效控制變形應力集中之範圍，同時於脊椎籠型支架變形過程，達到避免變形應力過度集中而產生斷裂之功效。甚至，本發明脊椎籠型支架更能夠抑止生長快速之軟組織侵入，且避免體內循環系統的流動帶走骨填補物，而可達到確保骨填補物穩固於其中而不流失之功效。此外，本發明脊椎籠型支架還能夠適用於人體脊椎病變之任意部位，以由穩固於其中之骨填補物，達到引導骨組織再生且加速骨組織癒合之功效。

雖然本發明已利用上述較佳實施例揭示，然其並非用以限定本發明，任何熟習此技藝者在不脫離本發明之精神和範圍之內，相對上述實施例進行各種更動與修改仍屬本發明所保護之技術範疇，因此本發明之保護範圍當視後附之申請專利範圍所界定者為準。

【圖式簡單說明】

第 1 圖：習知骨融合椎籠之立體示意圖。

第 2 圖：本發明脊椎籠型支架之二維平面示意圖。

第 3 圖：本發明脊椎籠型支架之三維立體示意圖。

第 4 圖：本發明脊椎籠型支架之不同圖紋形態示意圖一。

第 5 圖：本發明脊椎籠型支架之不同圖紋形態示意圖二。

第 6 圖：本發明脊椎籠型支架之不同圖紋形態示意圖三。

第 7 圖：本發明脊椎籠型支架之不同圖紋形態示意圖四。

第 8 圖：本發明脊椎籠型支架之不同圖紋形態示意圖五。

第 9 圖：本發明脊椎籠型支架之使用示意圖。

第 10 圖：本發明脊椎籠型支架之另一二維平面示意圖。

第 11 圖：本發明脊椎籠型支架之另一三維立體示意圖。

【主要元件符號說明】

〔 本發明 〕

- | | | | |
|----------------|------------|------|-------|
| 1 | 基體 | 11 | 線槽 |
| 111 | 彎曲段 | 111a | 第一彎曲段 |
| 111b | 第二彎曲段 | | |
| 12、12a、12b、12c | 變形支條 | | |
| 121 | 縮徑區 | 122 | 擴徑區 |
| 123 | 第一基準端 | 124 | 第二基準端 |
| 13、13a、13b | 壓痕 | 14 | 終止端 |
| 2 | 微孔 | S | 填補空間 |
| 3 | 生物可分解高分子薄膜 | | |
| 4 | 椎體 | 41 | 棘突 |
| 42 | 橫突 | G | 空隙 |

〔 習知 〕

- | | | | |
|----|------|----|-------|
| 9 | 椎籠 | 91 | 頭部 |
| 92 | 槽狀空間 | 93 | 骨融合孔 |
| 94 | 固定座 | 95 | 骨板固定器 |

七、申請專利範圍：

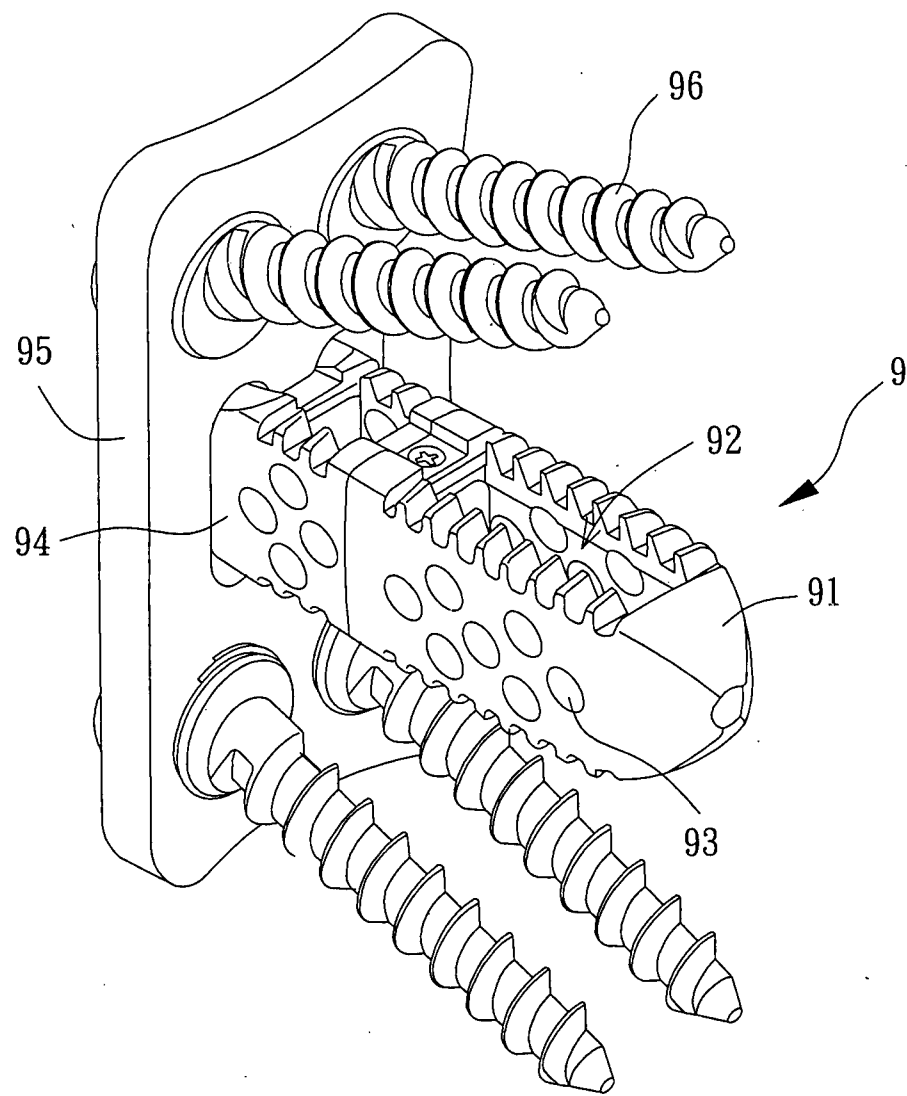
- 1、一種脊椎籠型支架，包含一基體，該基體設有複數線槽，每一線槽具有數彎曲段，其中任二相鄰線槽之間形成一變形支條，每一變形支條形成有一第一基準端及一第二基準端，該第一基準端及第二基準端分別位於鄰近基體之二相對側緣處，用以支撐該變形支條之變形，且該基體另具有複數壓痕，每一壓痕形成於該變形支條表面，並位於該變形支條的一預定變形處。
- 2、如申請專利範圍第 1 項所述之脊椎籠型支架，其中任二相鄰線槽係將該變形支條區分為一縮徑區及一擴徑區，且該變形支條之擴徑區內係開設有複數微孔。
- 3、如申請專利範圍第 1 項所述之脊椎籠型支架，其中另設有一終止端，該終止端係位於該複數線槽延伸至基體側緣之端部，且該終止端係為貫穿狀的幾何形微孔。
- 4、如申請專利範圍第 2 項所述之脊椎籠型支架，其中另設有一終止端，該終止端係位於該複數線槽延伸至基體側緣之端部，且該終止端係為貫穿狀的幾何形微孔。
- 5、如申請專利範圍第 1、2、3 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該數壓痕皆係由該基體表面內凹而成，且該複數壓痕平行於該變形支條之第一基準端或第二基準端。
- 6、如申請專利範圍第 2 或 4 項所述之脊椎籠型支架，該數壓痕係成形於該等變形支條之上、下表面，並位於該等複數支條之相對二側，且該數壓痕係分別交錯形成於該等變形支條之縮徑區及擴徑區。

- 7、如申請專利範圍第 1、2、3 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該基體之厚度係為 20~200 微米，該數壓痕之寬度係為 0.1~0.3 毫米。
- 8、如申請專利範圍第 2 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該複數微孔之孔徑大小係為 1~3 毫米。
- 9、如申請專利範圍第 1、2、3 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中另設有一生物可分解高分子薄膜，其係形成於該基體的部分表面或全表面。
- 10、如申請專利範圍第 2 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該複數線槽之彎曲段係區分為一第一彎曲段及一第二彎曲段，該第一彎曲段與第二彎曲段呈連續間隔設置，且該第一彎曲段及第二彎曲段係成相對之弧形。
- 11、如申請專利範圍第 10 項所述之脊椎籠型支架，其中該縮徑區係位於其一線槽之第一彎曲段相對另一相鄰線槽之第二彎曲段之間，該擴徑區則位於其一線槽之第二彎曲段相對另一相鄰線槽之第一彎曲段之間。
- 12、如申請專利範圍第 11 項所述之脊椎籠型支架，其中任二相鄰線槽係共同圈圍形成圓形之連續圖紋態樣，且該變形支條之擴徑區內係對應形成同心圓形之複數微孔。
- 13、如申請專利範圍第 11 項所述之脊椎籠型支架，其中任二相鄰線槽係共同圈圍形成眼形之連續圖紋態樣，且該變形支條之擴徑區內係對應形成眼形之複數微孔。
- 14、如申請專利範圍第 11 項所述之脊椎籠型支架，其中任二相鄰線槽係共同圈圍形成圓形之連續圖紋態樣，且該變形支條之擴徑區內係對應形成同心圓形之複數微孔。

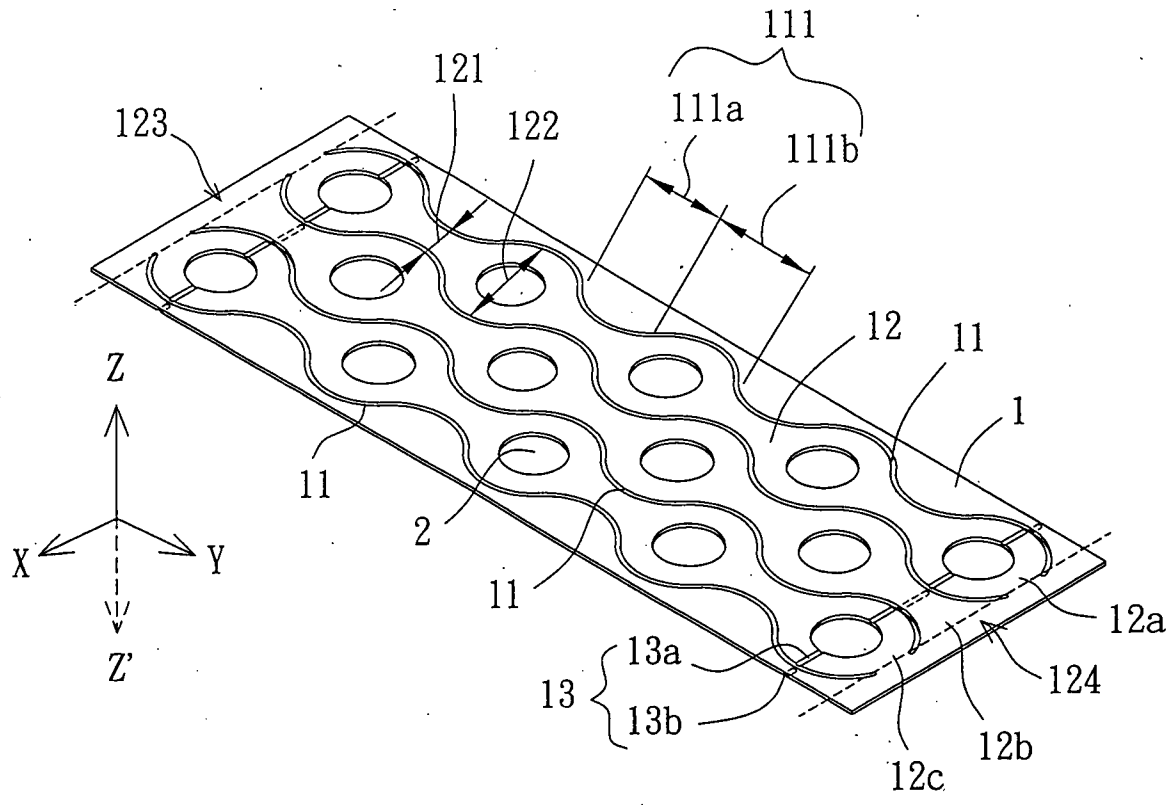
及另形成長條形之複數微孔，且該同心圓形之微孔係與長條形之微孔呈間隔設置。

- 15、如申請專利範圍第 2 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該複數線槽具有連續間隔設置的第一彎曲段及第二彎曲段，該第一彎曲段係呈 S 形彎曲態樣，該第二彎曲段係呈弧形彎曲態樣。
- 16、如申請專利範圍第 15 項所述之脊椎籠型支架，其中任二相鄰線槽係共同圈圍形成圓形及 S 形之連續圖紋態樣，S 形圖紋處係形成該變形支條之縮徑區，且圓形圖紋處則形成該變形支條之擴徑區，該變形支條之擴徑區內係對應形成同心圓形之複數微孔。
- 17、如申請專利範圍第 2 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該複數線槽具有連續間隔設置的一第一彎曲段及一第二彎曲段，該第一彎曲段及第二彎曲段皆係由一直線段與一弧線段相接而成，且任二相鄰線槽係共同圈圍形成菱形之連續圖紋態樣，該變形支條之擴徑區內係對應形成橢圓形之複數微孔。
- 18、如申請專利範圍第 2 或 4 項所述之脊椎籠型支架，其中該複數線槽具有連續間隔設置的一第一彎曲段及一第二彎曲段，該第一彎曲段及第二彎曲段皆係由二直線段與二弧線段相接而成，且任二相鄰線槽係共同圈圍形成矩形之連續圖紋態樣，該變形支條之擴徑區內係對應形成長圓形之複數微孔。

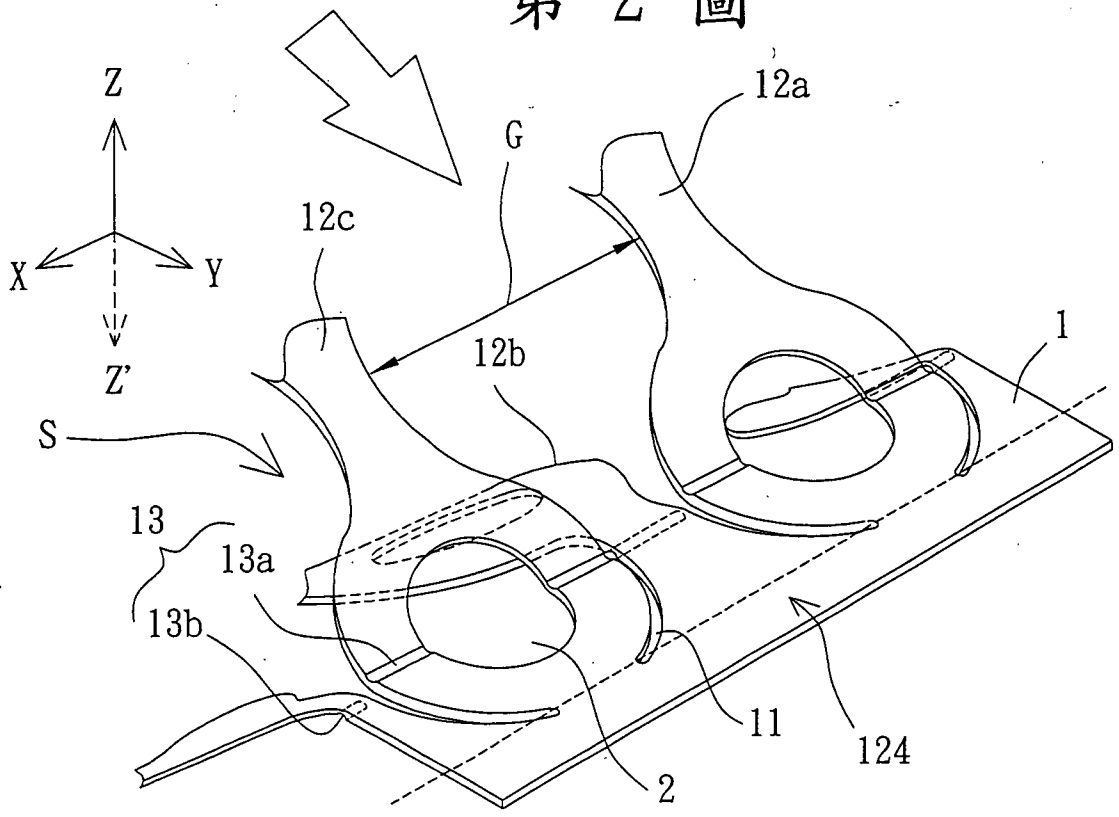
八、圖式：



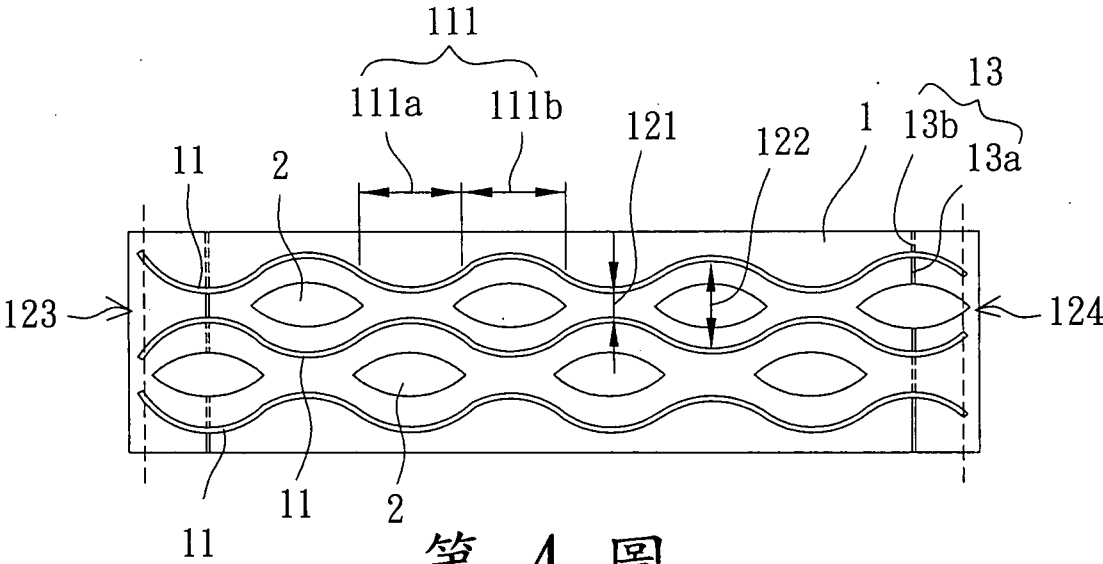
第 1 圖



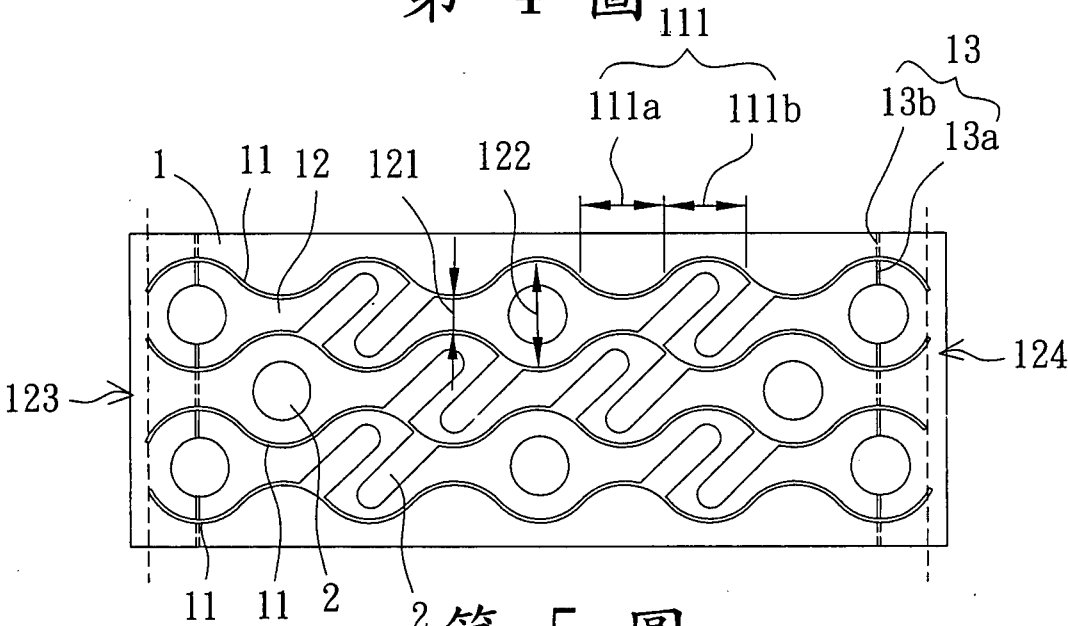
第 2 圖



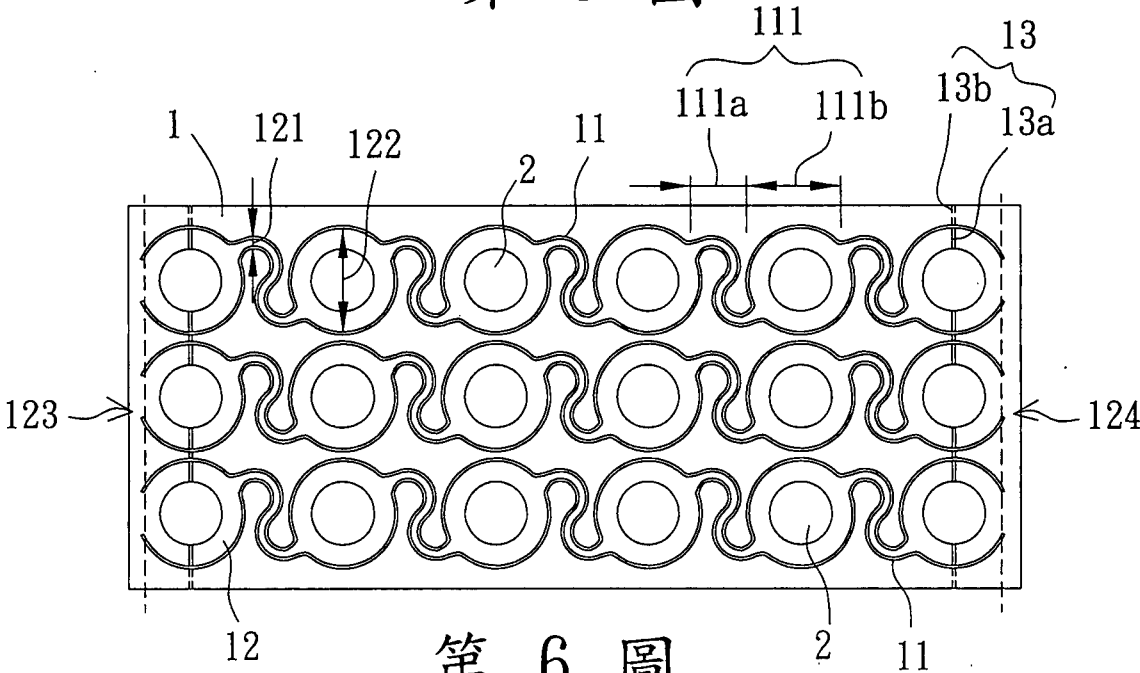
第 3 圖



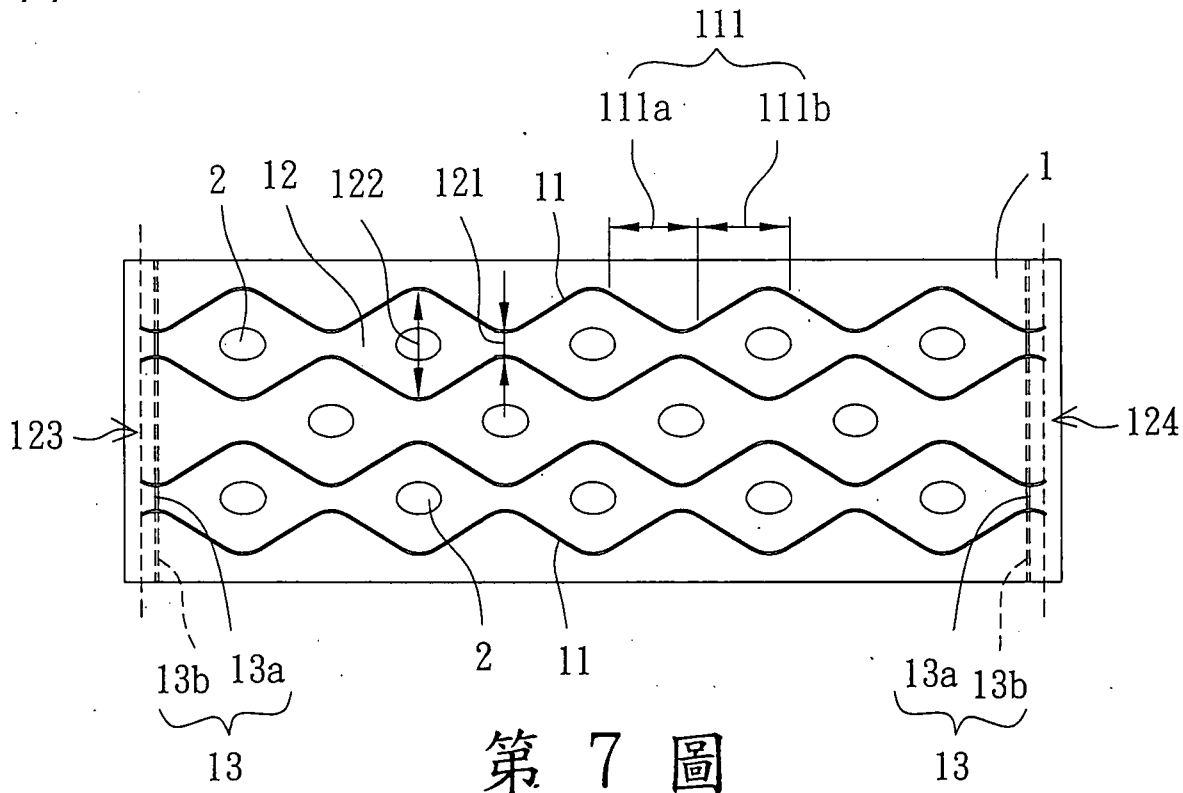
第 4 圖



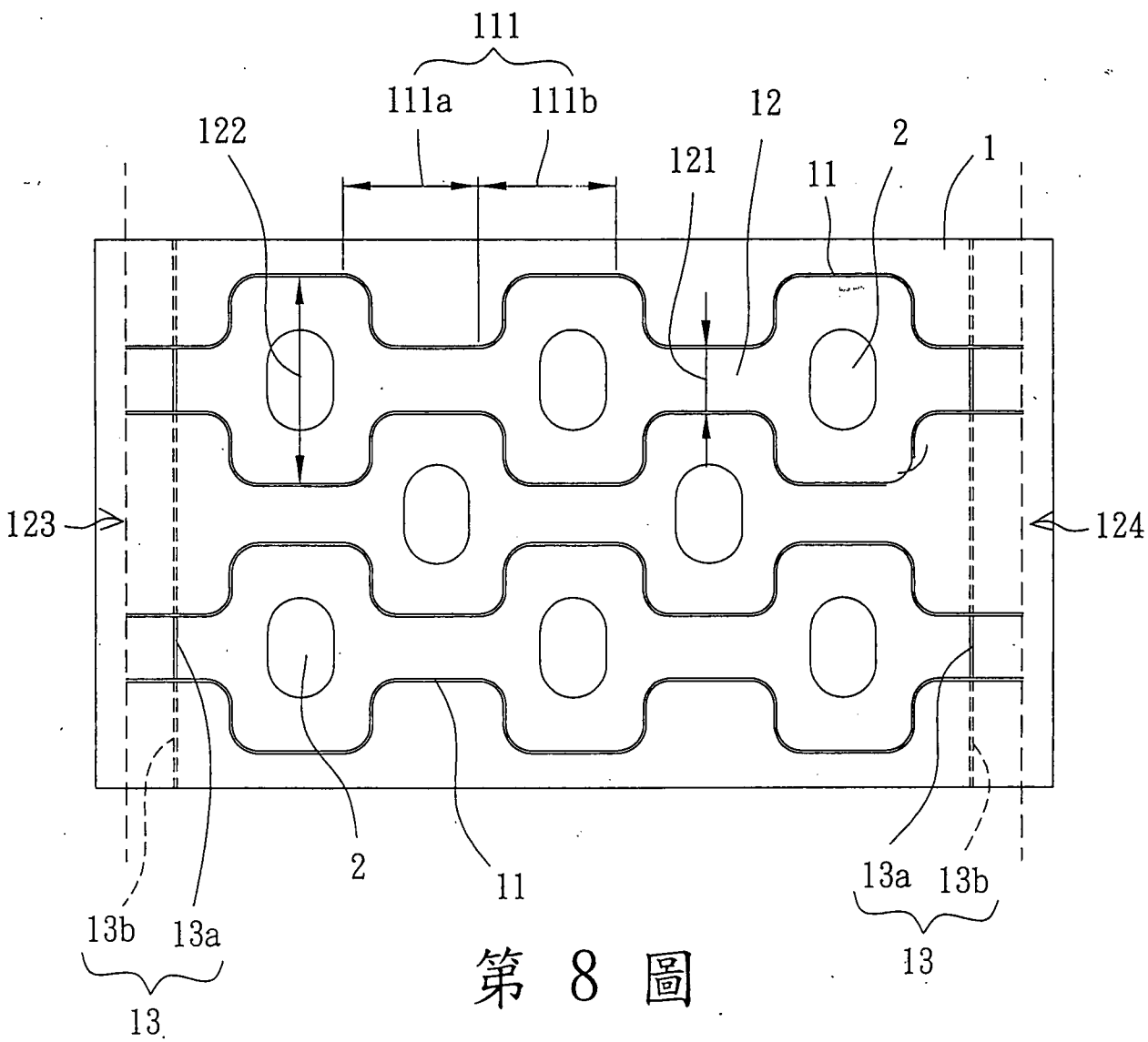
第 5 圖



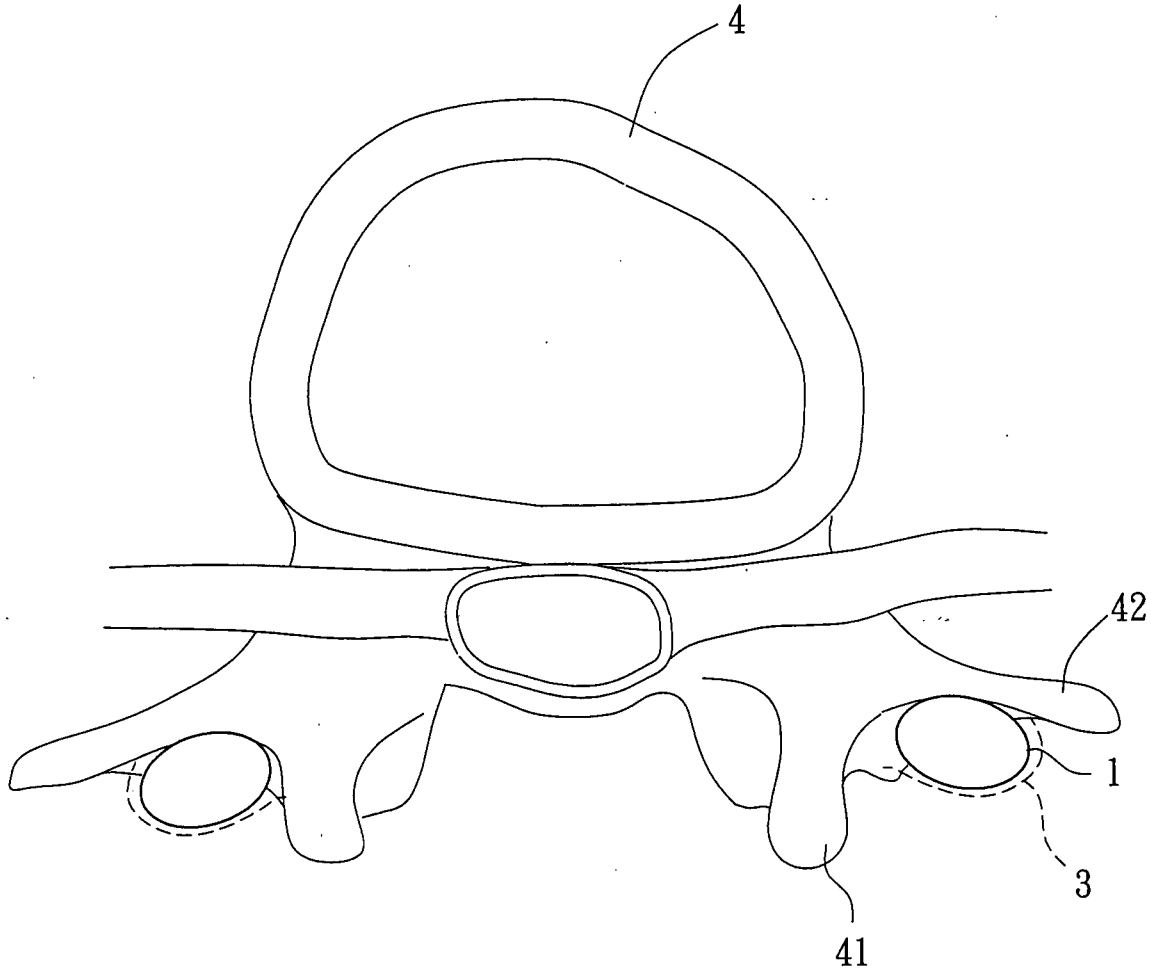
第 6 圖



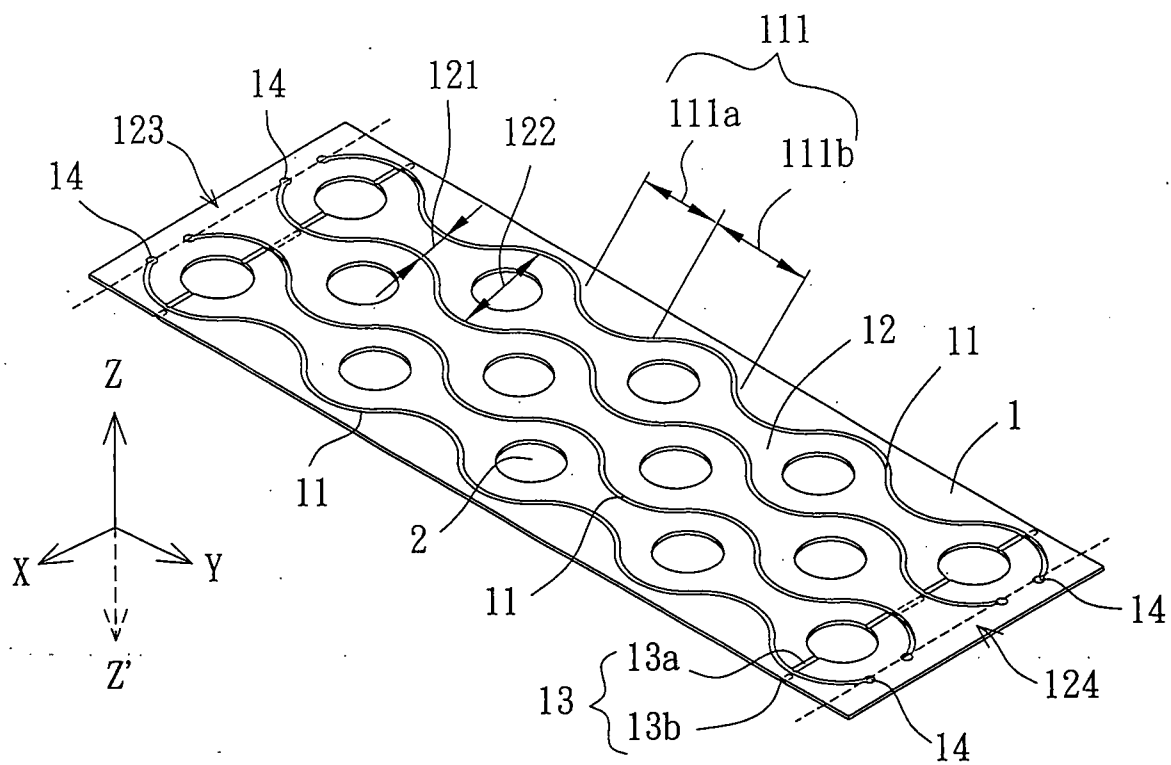
第 7 圖



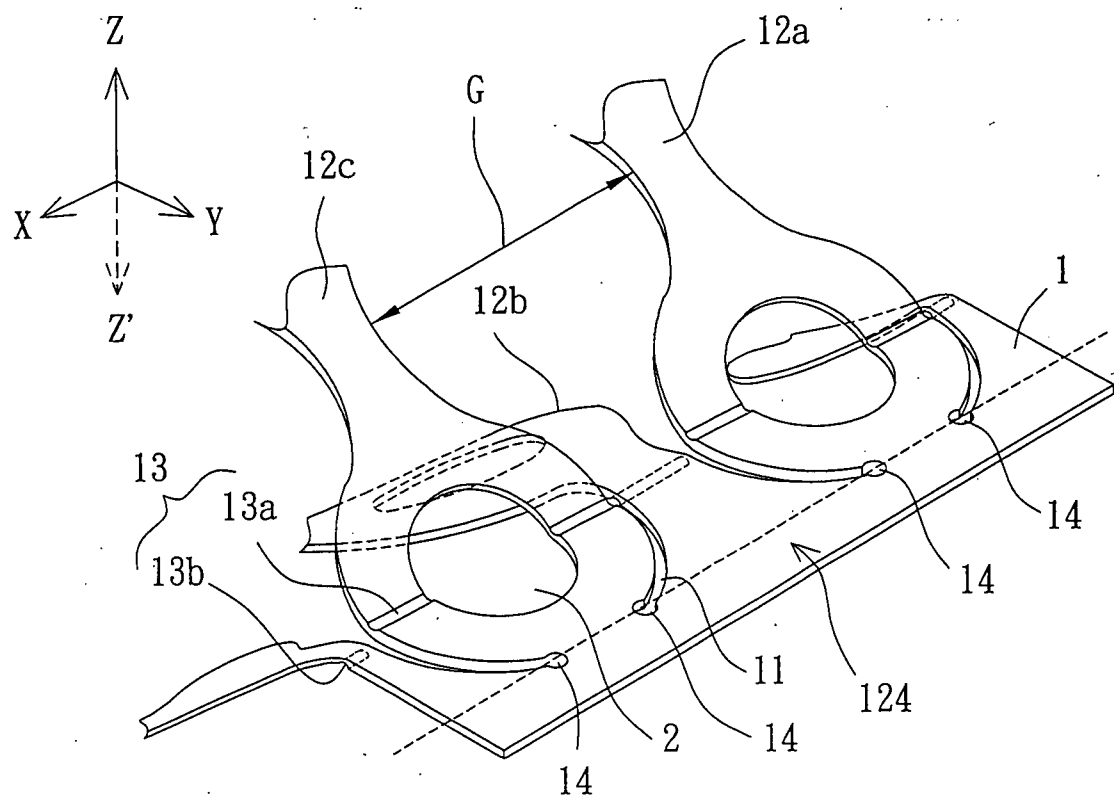
第 8 圖



第 9 圖



第 10 圖



第 11 圖