



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201811384 A

(43) 公開日：中華民國 107 (2018) 年 04 月 01 日

(21) 申請案號：106130493

(22) 申請日：中華民國 100 (2011) 年 03 月 23 日

(51) Int. Cl. : A61M5/145 (2006.01)

A61B5/00 (2006.01)

A61M1/36 (2006.01)

G01N27/12 (2006.01)

(30) 優先權：2010/03/23 德國

102010012545.8

(71) 申請人：德商弗森斯醫護德國有限公司 (德國) FRESSENIUS MEDICAL CARE

DEUTSCHLAND GMBH (DE)

德國

(72) 發明人：賀皮 約翰 HEPPE, JOHN (DE)

(74) 代理人：林志剛

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：24 項 圖式數：23 共 75 頁

## (54) 名稱

與監測進入病患之通路（特別是體外血液處理之血管通路）的裝置併用之偵測濕氣的裝置

DEVICE FOR DETECTING MOISTURE FOR USE WITH A DEVICE FOR MONITORING AN ACCESS TO A PATIENT, IN PARTICULAR FOR MONITORING THE VASCULAR ACCESS IN AN EXTRACORPOREAL BLOOD TREATMENT

## (57) 摘要

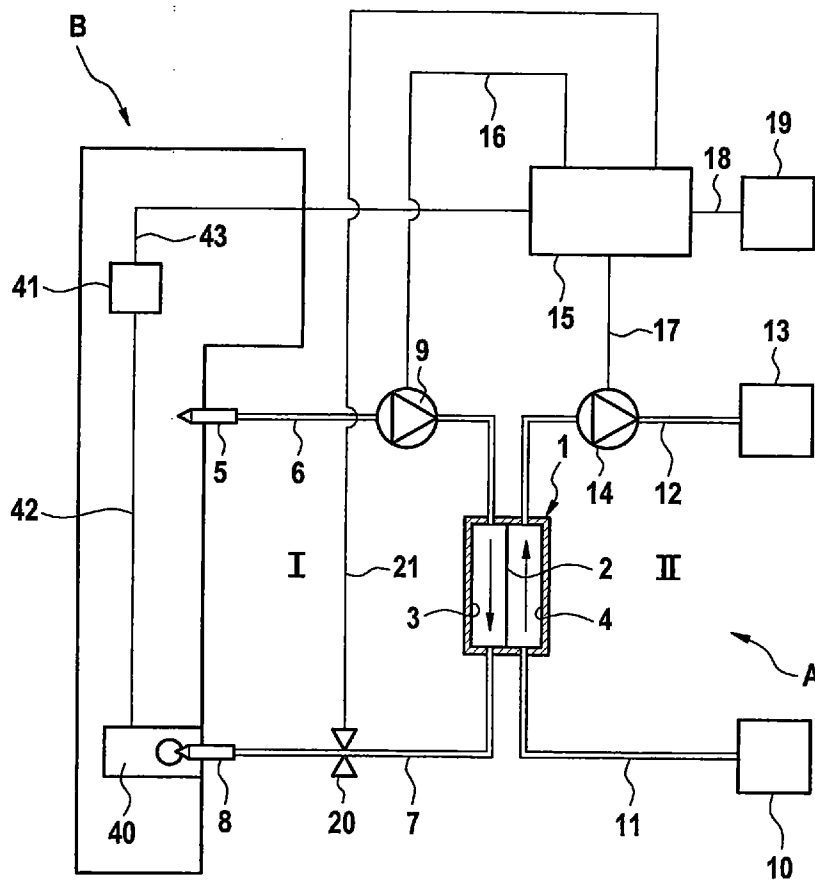
本發明關於一種偵測濕氣的裝置(40)，該裝置(40)係與監測進入病患之通路的裝置(B)併用，且該裝置(B)係用於一種經軟管管線使流體饋入病患體內及/或自病患體內輸出流體之設備(特別是體外血液處理之設備(A))。本發明之偵測濕氣的裝置係建構可設置於病患皮膚上的二維延展性織物，且該二維延展性織物包含導電結構以作為濕氣感測器。該裝置之特徵為該二維延展性織物係一種二維延展性紡織織物，其由非導電的經線和緯線以及導電的經線(50)和緯線(60)兩者構成。導電和非導電的經線及緯線係經配置而得以創造出導電結構。藉著使經線及緯線空間性地分隔而於該編織織物中產生經界定之導電結構。同時使用導電經線及導電緯線的決定性優點在於能夠構成包含於不同方向延伸之區段的導電結構。使用此種結構能創造出展現特別高感測度的濕氣感測器。該導電結構較佳係終止於端接電阻器(R)，且該端接電阻器(R)較佳非為濕氣偵測裝置(40)的一部分，而是用於該裝置(40)的连接構件，如此得以簡化製程。

The invention relates to a device 40 for detecting moisture for use with a device B for monitoring an access to a patient for an apparatus with which a fluid is fed to a patient and/or a fluid is carried away from the patient via a hose line, in particular for an extracorporeal blood treatment apparatus A. The device according to the invention for detecting moisture is constituted as a two-dimensionally extending fabric to be placed on the patient's skin, which comprises an electrically conductive structure as a moisture sensor. The device is characterised in that the two-dimensionally extending fabric is a textile two-dimensionally extending fabric, which is constituted both by non-conductive warp and weft threads as well as conductive warp and weft threads 50, 60. The conductive and non-conductive warp and weft threads are disposed in such a way that the electrically conductive structure is created. A defined electrically conductive structure is produced in the woven fabric through spatial separation of the warp and weft threads. A decisive advantage in the use of both conductive warp threads and conductive weft threads lies in the fact that an electrically

conductive structure can be constituted, which comprises sections running in different directions. A moisture sensor exhibiting a particularly high degree of sensitivity can be created with such a structure. The electrically conductive structure is preferably terminated with a terminating resistor R, which is preferably not a component part of device 40 for detecting moisture, but rather a connection part for the device, so that production is simplified.

指定代表圖：

第1圖



符號簡單說明：

- A . . . 血液處理設備/血液透析設備
- B . . . 監測進入病患之通路的裝置
- 1 . . . 透析器
- 2 . . . 半透膜
- 3 . . . 血液腔室
- 4 . . . 透析流體腔室
- 5 . . . 動脈穿刺導管
- 6 . . . 動脈軟管管線
- 7 . . . 靜脈軟管管線
- 8 . . . 靜脈穿刺導管
- 9 . . . 血液幫浦
- 10 . . . 透析流體來源
- 11 . . . 透析流體供應管線
- 12 . . . 透析流體排放管線
- 13 . . . 排放設施
- 14 . . . 透析流體幫浦
- 15 . . . 中央控制單元
- 16、17 . . . 控制線路
- 18 . . . 數據線
- 19 . . . 警報單元
- 20 . . . 電磁致動軟管夾
- 21 . . . 控制線路

- 40 . . . 偵測濕氣的  
裝置/U形墊
- 41 . . . 評估單元
- 42 . . . 連接電纜
- 43 . . . 數據線

## 發明摘要

### 【發明名稱】(中文/英文)

與監測進入病患之通路(特別是體外血液處理之血管通路)的裝置併用之偵測濕氣的裝置

Device for detecting moisture for use with a device for monitoring an access to a patient, in particular for monitoring the vascular access in an extracorporeal blood treatment

### 【中文】

本發明關於一種偵測濕氣的裝置(40)，該裝置(40)係與監測進入病患之通路的裝置(B)併用，且該裝置(B)係用於一種經軟管管線使流體饋入病患體內及/或自病患體內輸出流體之設備(特別是體外血液處理之設備(A))。本發明之偵測濕氣的裝置係建構成可設置於病患皮膚上的二維延展性織物，且該二維延展性織物包含導電結構以作為濕氣感測器。該裝置之特徵為該二維延展性織物係一種二維延展性紡織織物，其由非導電的經線和緯線以及導電的經線(50)和緯線(60)兩者構成。導電和非導電的經線及緯線係經配置而得以創造出導電結構。藉著使經線及緯線空間性地分隔而於該編織織物中產生經界定之導電結構。同時使用導電經線及導電緯線的決定性優點在於能夠構成包含於不同方向延伸之區段的導電結構。使用此種結構能創造出展現特別高感測度的濕氣感測器。該導電結構較佳係終止於端接電阻器(R)，且該端接電阻器(R)較佳非為濕氣偵測裝置(40)的一部分，而是用於該裝置(40)的連接構件，如此得以簡化製程。

## 【 英文 】

The invention relates to a device 40 for detecting moisture for use with a device B for monitoring an access to a patient for an apparatus with which a fluid is fed to a patient and/or a fluid is carried away from the patient via a hose line, in particular for an extracorporeal blood treatment apparatus A. The device according to the invention for detecting moisture is constituted as a two-dimensionally extending fabric to be placed on the patient's skin, which comprises an electrically conductive structure as a moisture sensor. The device is characterised in that the two-dimensionally extending fabric is a textile two-dimensionally extending fabric, which is constituted both by non-conductive warp and weft threads as well as conductive warp and weft threads 50, 60. The conductive and non-conductive warp and weft threads are disposed in such a way that the electrically conductive structure is created. A defined electrically conductive structure is produced in the woven fabric through spatial separation of the warp and weft threads. A decisive advantage in the use of both conductive warp threads and conductive weft threads lies in the fact that an electrically conductive structure can be constituted, which comprises sections running in different directions. A moisture sensor exhibiting a particularly high degree of sensitivity can be created with such a structure. The electrically conductive structure is preferably terminated with a terminating resistor R, which is preferably not a component part of device 40 for detecting moisture, but rather a connection part for the device, so that production is simplified.

## 【代表圖】

【本案指定代表圖】：第(1)圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

A：血液處理設備/血液透析設備

B：監測進入病患之通路的裝置

1：透析器

2：半透膜

3：血液腔室

4：透析流體腔室

5：動脈穿刺導管

6：動脈軟管管線

7：靜脈軟管管線

8：靜脈穿刺導管

9：血液幫浦

10：透析流體來源

11：透析流體供應管線

12：透析流體排放管線

13：排放設施

14：透析流體幫浦

15：中央控制單元

16、17：控制線路

18：數據線

19：警報單元

20：電磁致動軟管夾

21：控制線路

40：偵測濕氣的裝置/U形墊

41：評估單元

42：連接電纜

43：數據線

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：無

# 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)

與監測進入病患之通路(特別是體外血液處理之血管通路)的裝置併用之偵測濕氣的裝置

Device for detecting moisture for use with a device for monitoring an access to a patient, in particular for monitoring the vascular access in an extracorporeal blood treatment

## 【技術領域】

本發明關於一種偵測濕氣的裝置，該偵測濕氣的裝置可與監測進入病患之通路的裝置併用，且該監測進入病患之通路的裝置可用於一種經軟管管線使流體饋入病患體內及/或自病患體內輸出流體之設備(特別是監測體外血液處理之血管通路的設備)，其中病患之血液係經由具有動脈導管的動脈軟管管線自該病患體內輸出且經由具有靜脈穿刺導管的靜脈軟管管線而饋入該病患體內。此外，本發明係關於一種監測進入病患之通路的裝置，該監測進入病患之通路的裝置包含一種偵測濕氣的裝置。再者，本發明係關於一種具有體外血液迴路之血液處理設備，該血液處理設備包含具有動脈導管的動脈軟管管線以及具有靜脈穿刺導管的靜脈軟管管線，其中該體外血液處理設備包含一種監控動脈及/或靜脈血管通路的裝置。本發明亦關於一種製造用於偵測濕氣的裝置之方法，該偵測濕氣的裝置係用

以與監控患者之通路的裝置連接。

### 【先前技術】

在醫療技術領域中，已知可使用各種設備經由軟管管線自病患體內抽出流體或使流體饋入病患體內。通常藉著使導管插入身體器官或以插管刺入血管而侵入病患。在實驗或處理期間，必需確認進入患者的正確通路。因此需要監測患者之通路。

包含體外血液迴路的體外血液處理設備亦特別需要進入患者的正確通路。已知的體外血液處理設備包括例如透析設備及細胞分離器，這些設備必需進入病患的血管系統。在體外血液處理中，利用動脈穿刺導管經由動脈軟管管線使血液離開患者體內，並且利用靜脈穿刺導管經由靜脈軟管管線使血液再饋回患者體內。

儘管醫院員工定時監測血管通路，但原則上仍有未注意穿刺導管從病患血管中滑出的風險。居家自我透析亦可能存有未注意穿刺導管滑出的風險。已知有各種不同設計的裝置可用於監測血管通路。已知的監測裝置通常倚靠血液處理設備中作為標準配備的安全裝置，當進入不正確的血管通路時，該安全裝置觸發體外血液迴路的立即中斷作用。

監測血管通路的裝置已知包含一種偵測濕氣的裝置，藉以能夠偵測到穿刺點處的血液流出。可與習知用於監測進入病患通路的裝置併用的偵測濕氣之裝置係建構成可置

於穿刺點上的墊子。該墊子係由一種吸收性材料製成，並且濕氣感測器埋在該吸收性材料內。

WO2006/008866A1、US2005/0038325A1及US6445304B1描述數種偵測濕氣的裝置，該等偵測濕氣的裝置包含置於皮膚上的吸收性材料。習知墊子的特徵在於該濕氣感測器是埋於吸收性材料中。

從EP1537264B1可得知一種導電絲線及包含該導電絲線的編織織物。此種編織織物意欲用以遮蔽電磁場或用以釋放靜電。該編織織物亦意欲用於資料傳輸及供應電流。可預見該導電絲線進一步期望用途是用於製造張力與濕氣之感測器。

DE19712043A1描述一種用於遮蔽電磁干擾源之合成纖維的非編織(non-woven)織物。此外，已知數種包含多個層的編織織物，其中經線與緯線的各別交點係形成電性接觸點。

WO2009/075592A2描述一種外觀為條狀編織織物的偵測濕氣之裝置，在該條狀編織織物上或內部設置兩個平行的條狀導體，且介於該兩個條狀導體之間的電阻係經測量。該兩條狀導體是由僅在該條狀編織織物之縱向(longitudinal direction)延伸的導電絲線所形成。在相交的條狀導體之間未設置電性接觸點。由於該導電結構的外形之故，缺點是該濕氣感測器僅有相對低的感測度(sensitivity)。

此發明的問題在於提供一種具有高度感測度之偵測濕

氣的裝置，且能以具成本效益地大量製造該裝置及該裝置可輕易操控且提供高佩帶舒適度。本發明的進一步問題在於欲提供一種監測進入病患之通路的裝置及一種體外血液處理設備，該監測進入病患之通路的裝置具有此種偵測濕氣之裝置，及該體外血液處理設備具有此種監測進入病患之通路的裝置。本發明之問題亦在於提供一種具成本效益且大量製造偵測濕氣的裝置之方法。

### 【發明內容】

根據本發明，後附申請專利範圍所載之特徵係這些問題的解決方案。本發明之優勢實施例係附屬項之所請標的。

本發明之偵測濕氣的裝置預期可與監測進入病患之通路的裝置連接。本發明之裝置係建構成一種可置於病患皮膚上的二維延展性織物，該二維延展性織物包含導電結構以作為濕氣感測器，且該織物可連接該監測進入患者通路的裝置。

本發明之偵測濕氣的裝置特徵在於，可置於病患皮膚上之二維延展性紡織織物是一種二維延展性紡織織物，該二維延展性紡織織物是由非導電的經線和緯線以及導電的經線和緯線兩者所形成。該等導電和非導電的經線及緯線係經配置而得以創造出該導電結構。藉著使經線及緯線空間性地分隔而於該編織織物中產生經界定之導電結構。

使用編織織物製造偵測濕氣的裝置可產生數項決定性

的優點。同時使用導電經線及導電緯線的決定性優點在於能夠構成包含於不同方向延伸之區段的導電結構。使用此種結構能創造出展現特別高感測度的濕氣感測器。

該編織織物具有可置於病患皮膚上之偵測濕氣裝置所應特有的所有性質。除了必要的生物相容性之外，這些性質亦包含高透氣性與吸收性。建構成二維延展性紡織織物之偵測濕氣的裝置柔軟、有彈性且在皮膚上穿戴舒適。藉著適當地選擇作為經線和緯線之材料可達到高度的生物相容性。由於該導電結構是該編織織物的構件之一，因此無需額外的材料來創造出可能不具備必要生物相容性的導電結構。該偵測濕氣的裝置可採習知紡織方法而具成本效益地大量製造。

本發明之裝置的製造方法可採高度自動化的方式執行。因此，可利用單台紡織機器於連續長度的編織織物上具成本效益地製造大量的高靈敏性感測器，且能於該製造過程中或之後從該連續長度的編織織物上分離出各個感測器。例如，一台紡織機器每秒可在寬達3000毫米(mm)的連續長度編織織物上生產高達2000個感測器。研究顯示根據本發明方法所生產的感測器對於條狀導體斷裂大多不敏感且處於反向彎曲應力(reversed bending stress)下可展現出高疲勞強度。

偵測濕氣的裝置可建構成不同形式。偵測濕氣的裝置不僅止可用在經由插管或針頭創造出血管通路的血液處理設備中，原則上亦適合與用來供應或移除流體的導管併

用。

在偵測濕氣的裝置之較佳實施例中，導電結構包含第一條狀導體及第二條狀導體，該兩條狀導體之末端係建構成終端接觸。當該編織織物位於兩條狀導體之間的區域與血液接觸時，兩個終端接觸之間所測得的電阻會改變。當具有端接電阻器時，可測量該等終端接觸之間的電阻，此電阻相當於是介於該等條狀導體間之電阻與終端電阻並聯。這是假設血液使該等相鄰的條狀導體橋接在一起。

為提高濕氣感測器的感測度，係使該兩條狀導體在複數個區段內彼此並列設置。感測度係隨著彼此並列設置之區段數目增多而提高。偵測濕氣之裝置上的可用空間較佳應可全部用於設置濕氣感測器。

另一替代實施例僅提供一個條狀導體用於形成導電結構，然而此條狀導體仍構成封閉導體迴路，且該導體之末端係建構成終端接觸。

此實施例要求該條狀導體具有經界定的電阻。隨著該封閉導體迴路之彼此並列設置的區段數目增多，濕氣感測器的感測度亦隨之提高。若不能於製造過程中設定經精確界定的電阻，亦可於最初使用該感測器時測量電阻，且使用所測得的電阻作為參考值。導電線之長度比電阻 (length-specific resistance) 可例如相當於每公尺100歐姆且具有 $\pm 10\%$ 的偏差。然而亦可採行其它數值。

使用編織織物製造該偵測濕氣的裝置，使得該導電裝置係由複數個於第一方向延伸的導電區段及複數個於第二

方向延伸的導電區段所組成，且該第一方向及該第二方向彼此成直角。如此可於編織織物中製做出以曲折方式或螺旋形狀延伸的一個或兩個條狀導體。

一特佳實施例提出使該二維延展性紡織織物至少部分建構成具有複數層的編織織物。在紡織過程中，該多層式編織織物允許在不同平面之多個連接點處相交的導電經線與導電緯線電性接觸或絕緣。如此可使該等經線與緯線於該等交點處達成特別可靠地接觸或絕緣。

一較佳實施例提供一種具有三層的編織織物。可於該感測器的所有點處或僅在該感測器的個別點處設置該三層編織織物層。

該等導電與非導電的經線及緯線可配置於該三層式編織織物中，而得以建構成欲置於病患皮膚上且非導電的層、層內之該條狀導體的該等導電區段於該第一方向延伸的層及層內之該條狀導體的該等導電區段於該第二方向延伸的層。爲了創造出多個電性接觸點，係使該等導電的經線與緯線之交點所在區域內的該等導電經線改變平面，而得以使該等經線和緯線於交點處接觸。由於平面部分改變，使得相交的該等導電經線與緯線不會彼此接觸，藉以創造出多個絕緣點。

原則上可僅藉由一條導電經線或一條導電緯線形成條狀導體的各個區段。然而，複數條彼此並列延伸的導電經線或緯線亦可形成該等條狀導體區段。因此可達到提供更高豐餘保障以防止撕裂該等經緯線。

製造具有導電結構的編織織物時，可藉著切除經界定之子區域內的二維延展性紡織織物，而使一部份之彼此並列延伸的導電經線及導電緯線被分開。本發明之較佳實施例實質上提出在二維延展性紡織織物中形成圓形或十字形切口。然而，該等切口亦可具有任一種其它任意形狀。該等切口位於編織織物內部或位於編織織物之邊緣處。該等切口不僅可用於進一步建構該導電結構，還可供導管通行或用於固定該偵測濕氣的裝置。

偵測濕氣的裝置之另一替代實施例(此實施例中的二維延展性紡織織物為一種多層式編織織物)提出在該層內之條狀導體的該等導電區段於該第一方向延伸的層與該層內之該條狀導體的該等導電區段於該第二方向延伸的層之間存有一附加層，且藉由該附加層可使此兩個平面中的經線和緯線彼此電性絕緣。

該二維延展性紡織織物可具有不同尺寸。該織物一方面應具有足以完全覆蓋該穿刺點的尺寸，但另一方該織物又不應大到妨礙穿刺。較佳實施例提供一種U形或圓形的二維延展性編織織物。U形編織織物可在即使該導管已就定位時仍可使用該偵測濕氣的裝置。圓形編織織物較佳具有一個中央切口，以供導管通行。

又一特佳實施例在該二維延展性紡織織物上提供一凸出部，且該等終端接觸係設置於該凸出部上。

另一特佳實施例提出，使該二維延展性紡織織物包含具有切口之區段和具有用於該切口之蓋子的區段，其中該

導電結構係經建構而得以使該二維延展性紡織織物對上方側處的濕氣敏感。此實施例的優點在於，該蓋子可蓋住該二維延展性紡織織物的切口(該切口內可放置導管)。為達成此目的，可簡單地把該具有蓋子的區段摺到該具有切口之區段上。如此，該濕氣感測器在兩側上都很敏感。

本發明之監測進入患者之通道(特別是監測體外血液處理中的血管通道)的裝置包含本發明之偵測濕氣的裝置。該監測裝置較佳包含評估單元，該評估單元可連接該偵測濕氣的裝置，且當偵測到濕氣時，該評估單元可發送聽覺及/或視覺及/或觸覺之警報。亦可產生控制信號，用以調停該經軟管管線使流體饋入病患體內及/或自病患體內輸出流體之設備的控制。

該監測設備較佳包含一連接部位，偵測濕氣的裝置連接於該連接部位處，藉以在監測裝置之評估單元與偵測濕氣的裝置之濕氣感測器之間產生電性連接。該監測裝置之連接部位較佳經由足夠長的連接電纜而電性連接該評估單元。然而，或者亦可建立無線連接。

在偵測濕氣的裝置包含一條具有兩個終端接觸的條狀導體且該條狀導體建構成封閉導體迴路的實施例中，可不提供端接電阻器。在具有兩個條狀導體的實施例中，該等條狀導體的兩個末端經由端接電阻器而彼此相連，且該等條狀導體的另兩個末端電性連接於該監測裝置的評估單元。在具有兩個條狀導體的實施例中，由於存有該端接電阻器，使得能夠藉著測量該等終端接觸之間的電阻而檢查

該偵測濕氣的裝置之可運作性。就可運作的濕氣感測器而言，在該等終端接觸之間測得的電阻係相當於該終端電阻 (terminal resistance) 與條狀導體電阻的總和。

在具有經由端接電阻器而相連之兩個條狀導體的實施例中，若該端接電阻器並非該偵測濕氣之裝置的其中一個構件，而是該監測裝置之一構件，則特別有利。此種配置的優點在於端接電阻器不必設置於該編織織物上或在編織織物內。此外，有利的是當更換該偵測濕氣的裝置之後 (該偵測濕氣的裝置旨在作為一次使用性裝置)，無需丟棄該端接電阻器。此種做法又一優點在於，相較於設置在編織織物上或編織織物內的電阻器而言，分離式的端接電阻器更容易複製。例如，印製的端接電阻器具有更大的製造公差。另一方面，例如微型電阻器 (SMD電阻器) 的製造公差可能少於額定電阻值的 1%。又一優點在於，與印製電阻器相反的是，透析處理期間的反向彎曲應力使分離式端接電阻器的電阻值不能改變。

由於端接電阻器並非該偵測濕氣之裝置的其中一個構件，因此可使用習知的電阻器，特別是具成本效益且具有小的構件公差之微型電阻器 (SMD電阻器)。此外，若偵測濕氣的裝置接觸到液體，該終端電阻不能改變。再者，省略了製造偵測液體之裝置的進一步製造步驟。加上於紡製濕氣感測器的製造中不需使用溶劑、膏劑或諸如此類者，因而得以提高生物相容性。

在一特佳實施例中，該端接電阻器係設置在該監測裝

置的連接部位中。於一特佳實施例中，該連接部位包含四個終端接觸，用以在該監測裝置之評估單元與該偵測濕氣的裝置之間產生電性連接的連接電纜係與該第一和第二終端接觸連接，且第三和第四終端接觸經由端接電阻器而彼此電性相連。四個終端接觸的順序可隨意安排。唯一的重點在於電流來源可連接兩個終點接觸，且端接電阻器可連接兩個終端接觸。

該連接部位較佳建構成夾鉗裝置，該夾鉗裝置係用於夾住偵測濕氣裝置的二維延展性紡織織物。夾鉗裝置較佳包含用以定位該偵測濕氣裝置之方位及/或固定該偵測濕氣裝置的工具，而得以使該偵測濕氣裝置的該等終端接觸位在該監測裝置之該等對應終端接觸對面。此等工具可建構成與偵測濕氣裝置之形狀一致的切口，或建構成與該偵測濕氣裝置之切口形狀一致的隆起物。上述固定動作的發生可藉助於鍵鎖連接(keyed connection)、力鎖合連接(force locked connection)或摩擦鎖合連接(friction locked connection)。監測裝置之連接部位的該等終端接觸本身亦可建構成用以固定之工具。該等終端接觸可例如是刺入編織織物中的釘子。

本發明之監測進入患者之通路的裝置可製成獨立單元，或是作為使流體饋入病患體內及/或自病患體內輸出流體之設備的構件之一，特別是作為體外血液處理設備的構件之一。若本發明之監測裝置是血液處理設備的其中一個構件，該監測裝置可利用任何出現在該血液處理設備中

的特定子組件或構件。

較佳地，使用較佳為可透濕氣之黏著層覆蓋該偵測濕氣裝置欲置於病患皮膚上的該側，以使該偵測濕氣裝置固定於皮膚上。較佳於該黏著層上塗覆一種覆蓋材料以覆蓋該黏著層，且可從載體材料上輕易地撕下該覆蓋材料。

在偵測濕氣的裝置之製造中，證明在紡織期間，可很容易地於編織織物的連續長度上使該黏著層與覆蓋層一同連續地鋪設在該二維延展性紡織織物上。因此可如輾製產品般地得到多個偵測濕氣裝置，且僅需把該等偵測濕氣的裝置彼此割開即可。在施用黏著層與覆蓋材料之後，立即使個別的偵測濕氣裝置經切割或沖壓成期望的形狀。

取代該黏著層，較佳係於該編織織物上施用可透濕氣之黏著膜，例如PET膜。該黏著膜的優點是一方面可創造出防止病患汗水浸透編織織物之阻障層，另一方面是可在該上側與該下側提供不同的黏著力。

該膜面向病患皮膚之側所具有的附著力較佳比該膜面離皮膚且面向編織織物之側所具有的附著力要低。

#### 【圖式簡單說明】

以下將參照圖式更詳細地說明本發明實施例的各種範例。該等圖式如下：

第1圖顯示血液處理設備之主要構件，該設備包含一種監測動脈及靜脈血管通路的裝置。

第2圖顯示該編織織物之截面。

第3A圖顯示該偵測濕氣的裝置之第一編織織物層的概要表示圖。

第3B圖顯示該偵測濕氣的裝置之第二編織織物層的概要表示圖。

第3C圖顯示該偵測濕氣的裝置之第三編織織物層的概要表示圖。

第3D圖顯示第3B與3C圖之裝置的第二與第三編織織物層的概要表示圖。

第3E圖顯示第一條狀導體之概要表示圖。

第3F圖顯示第二條狀導體之概要表示圖。

第3G圖顯示第二與第三編織織物層之該等條狀導體的表示圖。

第3H圖顯示第二與第三編織織物層之該等連續的導電經線及緯線與該等條狀導體的表示圖。

第4A圖顯示偵測濕氣的裝置之第二實施例的第一編織織物層，其中該偵測濕氣的裝置之第二實施例具有附加的絕緣性編織織物層。

第4B圖顯示該偵測濕氣的裝置之第二編織織物層。

第4C圖顯示該絕緣性的第三編織織物層。

第4D圖顯示第四編織織物層。

第4E圖顯示第二與第四編織織物層之該等導電經線及緯線的表示圖。

第4F圖顯示第一條狀導體之概要表示圖。

第4G圖顯示第二條狀導體之概要表示圖。

第4H圖顯示第二與第四編織織物層之該等條狀導體的概要表示圖。

第4I圖顯示第二與第四編織織物層之該等條狀導體的視圖結合該等連續的導電經線及緯線之代表圖。

第5A圖顯示偵測濕氣之裝置的另一示範實施例的第一編織織物層。

第5B圖顯示第二編織織物層。

第5C圖顯示第三編織織物層。

第5D圖顯示第二與第三編織織物層之導電經線及緯線之表示圖。

第5E圖顯示該偵測濕氣的裝置之條狀導體。

第5F圖顯示該條狀導體結合該等連續之經線及緯線的表示圖。

第5G圖顯示該條狀導體具有一個編織織物區域，且該編織織物區域的上側係經絕緣。

第6圖顯示監測進入病患之通路的裝置之連接部位實施例的第一範例。

第7圖顯示該監測裝置之連接部位實施例的第二範例。

第8圖顯示製造該偵測濕氣的裝置之方法步驟。

第9圖顯示以概要表示法繪示該偵測濕氣的裝置之進一步實施例。

第10圖顯示一矩陣，藉以說明第9圖之偵測濕氣的裝置之該等經線與緯線的交點。

第11圖顯示第9圖之裝置的電子等效電路圖。

第12圖顯示一表示圖，藉以說明第9圖之裝置的感測區域。

第13圖顯示一表示圖，藉以說明穿過第9圖之裝置的不同截面。

第14A～14E圖顯示一表示圖，藉以說明在第13圖之該等截面平面中第9圖之裝置的經線與緯線之間的聯合關係。

第15圖顯示該偵測濕氣的裝置之凸出部實施例的範例。

第16圖顯示該偵測濕氣的裝置之凸出部實施例的進一步範例。

第17A圖顯示該偵測濕氣的裝置之另一示範實施例的側視圖。

第17B圖顯示第17A圖偵測濕氣的裝置之平面圖且配合於表中說明個別之層。

第18圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例且配合於表中說明個別之層。

第19圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例且配合於表中說明個別之層。

第20圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例且配合於表中說明個別之層。

第21圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例且配合於表中說明個別之層。

第22圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例且配合於表中說明個別之層。

第23圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例且配合於表中說明個別之層。

### 【實施方式】

第1圖顯示一種血液處理設備(特別是血液透析設備A)的主要構件，該血液處理設備包含用於監測靜脈與動脈血管通路的裝置B。於當前的示範實施例中，監測裝置B係血液透析設備A的構件之一。首先將參照第1圖說明該透析設備。

血液透析設備A包含透析器1，該透析器1係藉由半透膜2分割成血液腔室3及透析流體腔室4。動脈軟管管線6係藉由動脈穿刺導管5而與病患的瘻管或分流器連接，且該動脈軟管管線通往透析器之血液腔室3的入口。靜脈軟管管線7係從透析器1之血液腔室3的出口導出，該靜脈軟管管線7藉由靜脈穿刺導管8而與病患的瘻管或分流器連接。沿體外血液迴路I輸送血液的血液幫浦9併入該動脈軟管管線6中。

透析設備A的透析流體迴路II包含透析流體來源10，透析流體供應管線11連接該透析流體來源10，且該透析流體供應管線11通往透析器之透析流體腔室4的入口。透析流體排放管線12從透析器1之透析流體腔室4的出口導出，且透析流體排放管線12通向排放設施13。透析流體幫浦14

併入該透析流體排放管線12中。

中央控制單元15負責控制透析設備，且該中央控制單元15經由控制線路16、17控制血液幫浦9和透析流體幫浦14。中央控制單元15經由數據線18與警報單元19連接，當故障時，警報單元19發出視覺及/或聽覺及/或觸覺之警報。

在靜脈軟管管線7上位於透析器1之血液腔室3的下游設有電磁致動軟管夾20，若靜脈穿刺導管(針頭)滑出血管通道且濕氣感測器被血液浸濕時，中央控制單元15透過另一控制線路21關閉該電磁致動軟管夾20。此外，在導管滑出之後且感測器被浸濕時，控制單元15停止血液幫浦9。

在此示範實施例中，監測裝置B係用以監測靜脈血管通路。監測裝置B包含用以偵測濕氣的裝置40，該偵測濕氣的裝置40係設置於穿刺點處。第1圖僅概要地繪示此偵測裝置40。該監測裝置亦包含評估單元41，該評估單元41經由連接線42與該偵測裝置40電性連接。

評估單元41經由數據線43與透析設備A的中央控制單元15連接。當血液從靜脈導管及/或穿刺點流出且浸濕該濕氣感測器時，監測裝置B的評估單元41產生控制信號，且中央控制單元15經由數據線43接收該控制信號，該中央控制單元15著手調停血液處理。控制單元15停止血液幫浦9且關閉軟管夾20。此外，該控制單元產生警報信號，使得警報單元19發出聽覺及/或視覺及/或觸覺之警報。亦可在監測裝置B與透析設備A之間以無線方式傳輸數據。

以下描述可置於病患皮膚上之穿刺點處的偵測濕氣裝置40之實施例的第一個範例。偵測裝置40係建構成一種可置於病患皮膚上且由二維延展性紡織織物(編織織物)製成的墊子。在實施例的第一個範例中，二維延展性紡織織物100係一種多層式編織織物，該織物包含三層(三個平面)。

第2圖顯示切過該三層式編織織物100的經線截面。第2圖繪示從左向右延伸的經線。該經線截面顯示總共六條經線101~106。根據緯線107、108、109及107'、108'、109'所在平面110、120、130的數目界定出該編織織物的層數。在三個平面110、120、130中與該等經線實質上呈直角配置的緯線107、108、109及107'、108'、109'係以圓圈標示。三層式編織織物的製造方法為所屬領域中熟悉該項技藝者所熟知。紡織時，緯線107、108、109及107'、108'、109'置於三個平面110、120、130上。使經線101~106饋入該三個平面。每一條個別的經線可分別上下穿插於該三個緯線平面中，以使經線能夠與緯線交織。以三層式編織織物為例，製造時一平面上最初每公分有60條線，60條線中，有20條線饋入上方平面、20條線饋入中間平面，及20條線饋入下方平面。每公分60條線的數目係做為一般範例，亦可從此例子衍生出其它數目。

編織製程中，緯線107、108、109及107'、108'、109'並不一定饋入彼此疊置於上方的平面中，而是一平面中的緯線位置亦可能於編織過程中透過該等經線升高或降低之經

線的「歸位(jumping back)」動作而產生，該等經升高或降低之緯線的「歸位」動作會自動牽引緯線進入經界定的平面中。該等平面始終理解為「假想層(imaginary layers)」，且該等假想層並非必定「平坦」。

在實施例的當前範例中，偵測裝置40(以下亦將稱為墊)具有U形造形。U形墊40包含中央區域40A，且該中央區域40A具有兩腳40B與40C，該兩腳40B與40C由側面圈圍出一個半圓形切口40D。凸出部40E形成在中央區域40A上且位於該兩腳40B和40C的反側處。

該多層式編織織物係由導電和非導電的經線及緯線(單絲、碳纖、鍍銀聚醯胺線)製成。該等導電和非導電的經線及緯線係經配置，使得該編織織物包含欲置於病患皮膚上的下方層、中間層及面離病患皮膚的上方層。

第3A圖出示該編織織物的下方層。該下方編織織物層為非導電性。非導電的經線與緯線出現於此平面中。然而亦可省略該下方層。該等導電的經線與緯線位於中間層及上方層中。該等導電及非導電的經線與緯線於此兩個平面中形成導電結構。該導電結構包含兩個條狀導體，該兩個條狀導體各自延伸遍及整個墊子。該兩個條狀導體包含多個區段，該等區段各自彼此互成直角地延伸，此將說明如下。

第3B圖出示該編織織物的中間層。位於中間層的導電經線50係以垂直線表示。藉著創造出適當的接觸點及絕緣點，而分配此等經線作為一條狀導體時，此等經線形成該

兩條狀導體於第一方向延伸的多個區段。

第3C圖出示該編織織物的上方層。導電緯線60係以水平線表示。當藉著創造適當的接觸點及絕緣點，而指定此等緯線作為一條狀導體時，此等緯線形成該兩條狀導體於第二方向延伸的多個區段，且該第二方向係與該第一方向呈直角。

於第3D圖中，編織織物的導電經線50及導電緯線60係以垂直線與水平線表示。從而形成該等導電線的格狀結構。

藉著配置導電經線50與導電緯線60使其於交點70處相交，而得以使該等經線與緯線彼此電性連接或彼此電性絕緣，而在該編織織物的中間平面和上方平面中形成兩個條狀導體80和90。如第2圖所見，藉著於紡織期間部分改變該經線之平面可實現該等導電經線與導電緯線之間的接觸點。

第2圖出示位於三個平面110、120、130中的緯線107、108、109及107'、108'、109'。由於導電經線102部分例如從上方平面110變成下方平面130，因此此經線101與下方平面中的導電緯線109(導電緯線109與經線102交叉)之間產生電性連接。若無該等平面的部分改變，導電經線與導電緯線係彼此絕緣。例如，由於經線102未部分改變平面以進入緯線109之區域內，因此導電經線102未與導電緯線109電性連接。

於第3E圖中，圓圈代表位於第3B圖之導電經線50與

第3C圖之導電緯線60間之交點70處的該等電性接觸點。使得條狀導體80成爲一個封閉導體迴路，該封閉導體迴路係從墊子40的凸出部40E延伸通過中央區域40A抵達左腳40B，且從左腳40B行經中央區域40A而抵達右腳40C，以及從右腳40C行經中央區域40A回到凸出部40E。圖中可見到第一條狀導體80之多個彼此互成直角的直線區段80A、80B。條狀導體41的兩末端形成第一條狀導體80的兩個終端接觸80C、80D。兩個終端接觸80C、80D位於凸出部40E的外側。

第3F圖繪示具有區段90A、90B的第二條狀導體90，該等區段90A、90B彼此互成垂直地延伸。第二條狀導體90同樣地從墊子40的凸出部40E延伸通過中央區域40A抵達左腳40B，且從左腳40B行經中央區域40A而抵達右腳40C，以及從右腳40C行經中央區域40A回到凸出部40E。第二條狀導體的兩個末端形成第二對終端接觸90C、90D，該等終端接觸90C、90D位於介在第一條狀導體80之終端接觸80C與80D之間的凸出部40E上。

第3G圖係連同該等接觸點一起繪示出兩個條狀導體80與90。該兩條狀導體80、90的個別區段80A、80B、90A、90B係經配置，使得該等區段實質上彼此平行地延伸。

爲求更加清楚，第3E~3G圖僅繪出該等導電經線與導電緯線形成條狀導體的區段。然而，該等經線與緯線延伸通過該編織織物的全長與全寬。

爲了說明，第3H圖示出該兩條狀導體80、90之導電經

線 50 及導電緯線 60 的全長。該等相交的經線和緯線僅在圖中以圓圈標示的接觸點處接觸。

於當前的示範實施例中，該等導電的經線和緯線一方面經切割出一半圓形切口 40D。另一方面，該等導電的經線和緯線經切割出另一個切口 40F，該切口 40F 位於墊子 40 的中央區域 40A 內。於當前的示範實施例中，此切口係十字形切口 40F。然而此切口亦可具有任一種其它任意形狀。關鍵因素在於，可藉著一個或一個以上的附加切口，以目標方式創造出具有特定結構配置的導電結構(該結構中個別導電線係經切割)。

該特殊的十字形切口 40F 一方面用以於後續、具目標性地永久阻斷該已完成之編織織物中的導電線，使得僅有單一個條狀導體路徑保留在該已完成的產品中。藉由切口 40F 可避免留下多餘的條狀導體路徑。另一方面，可使用該切口 40F 結合適當形成的隆起物藉由鍵鎖連接來固定該等終端接觸。

半圓形切口 40D 係用以供穿刺導管通行，當穿刺導管已就定位時，墊子 40 仍能置於病患皮膚上。中央切口 40F 可用於定位該墊子之方位及/或用於固定該墊子，使該墊子定位或固定於一適當的固持部位或夾鉗部位中，該固持部位或夾鉗部位未繪於圖中。

以下說明該墊子之實施例的數個進一步範例，然而該等範例與參照第 3A ~ 3H 圖所述之示範實施例之間僅在墊子的形狀與電性結構方面有所不同。所有實施例皆依據相

同的基本原理作成，該基本原理係藉著按照目標創造出多個接觸點或絕緣點，使由導電與非導電之經線與緯線所構成之編織織物中的該等導電經線與導電緯線在交點處彼此電性相連或彼此絕緣。

第4A~4I圖顯示U形墊40的另一實施例，然而此實施例不包含中央切口。該兩個條狀導體的路線與第一示範實施例的條狀導體路線不同。相應的元件係以相同元件符號表示。在第二示範實施例中，提供一附加的絕緣平面，此附加的絕緣平面使位於此絕緣平面上方之平面中的導電經線及導電緯線與位於此絕緣平面下方之平面中的導電經線及導電緯線隔開。此配置可見於第4A~4I圖。

第4A圖繪示該墊子欲置於病患皮膚上的第一層，該第一層不導電。第二平面位於該第一平面上，且該第二平面含有多個導電經線50(見第4B圖)。位於含有多個導電經線之平面上的是第三平面，且由於導電經線與導電緯線並未接觸(見第4C圖)，因此該第三平面不導電。位於第三平面上方係第四平面，第四平面含有多個導電緯線60。第二平面與第四平面中的導電經線50與導電緯線60係經配置以使彼此之間的間隔距離不同，而產生第4E圖所示之結構。

第4F圖顯示形成第一條狀導體80的導電經線50與導電緯線60，同時第4G圖顯示形成第二條狀導體90的導電經線50與導電緯線60。第4F與4G圖顯示出，第一條狀導體80與第二條狀導體90之區段80A與90A彼此平行地延伸在兩個電性連接點之間且形成一個由多條導電線組成的平行電

路，半圓形切口40D阻斷了該等區段80A與90A的一部分區段。在此示範實施例中，第一條狀導體80與第二條狀導體90兩者各自包含一個由兩條以上的線所形成之條狀導體區段。因此，即使當此條狀導體區段之至少兩條線的其中一條線撕裂時，第一條狀導體與第二條狀導體也不會被阻斷。此等圖式所欲表達的是，藉由墊子中的切口數目與配置可提高或降低上述冗餘度(redundancy)。可增加該條狀導體之個別或所有條狀導體區段中位於該些形成平行電路之緯線上的導電經線數目，藉以提高上述冗餘度，同時也可減少個別或所有條狀導體區段之經線與緯線的數目，藉以降低上述冗餘度。

該等條狀導體具有高冗餘度(即，複數個導電線)可使濕氣感測器具有高感測度，因為即使血液再小量，也能在感測器的每個點處偵測到位在彼此緊密並列之條狀導體之間的小量血液。反之，低冗餘度或無冗餘度則導致低感測度。然而，高冗餘度的缺點在如果條狀導體中有斷裂時，除非事先檢查個別條狀導體的完整性，否則未經檢測的感測器需直到使用時才會發現故障。於感測器具有冗餘度的情況，可執行製程過程控制(in-process control, IPC)，以於製造過程中檢查個別條狀導體的運作性。

於感測器不具冗餘度的情況，亦可執行製程過程控制(IPC)，以於製造過程中檢查個別條狀導體的運作性。

若在編織織物中使用具有高撕裂強度的線，導電結構具有較低冗餘度便可能足矣，當使用具有較低撕裂強度的

線時，該導電結構具有高冗餘度則較有利。

此外，藉著測量該等終端接觸之間的電阻可檢查濕氣感測器的運作性。若僅包含一條導電線的條狀導體區段被阻斷時，可測得無限大的電阻。若包含由複數條線(該等線形成平行電路)之條狀導體區段中的一條線被阻斷時，則無法藉由測量無限大的電阻偵測出個別條線的缺陷。

爲了進一步說明，第4H圖示出兩個條狀導體80與90，該兩個條狀導體80與90分別在墊子40的凸出部40E上具有終端接觸80C、80D與90C、90D。第4I圖顯示形成該兩個條狀導體80、90之經線50和緯線60的全長。

爲求更加清楚，第4F~4H圖再次僅顯示出該等導電經線與導電緯線形成條狀導體的區段。然而，該等經線與緯線延伸通過編織織物的全長和全寬。

第5A~5F圖顯示墊子40的另一個示範實施例，其中係使用相同的元件符號代表彼此間相互對應的元件。在此實施例中，墊子40爲圓形且包含中央圓形切口40G以供導管通行。此外，此示範實施例與參照第3與4圖所描述之實施例不同，不同之處在於此示範實施例僅提供一個形成迂迴曲折之封閉導體迴路的條狀導體85(見第5E圖)。

墊子40包含一個三層式編織織物，該編織織物具有非導電的下方層(見第5A圖)、包含導電經線50的中間層(見第5B圖)以及包含導電緯線60的上方層(見第5C圖)。第5D圖繪示出相交的中間層之經線50與下方層之緯線60。第5E圖顯示於多個連接點70處相交的導電經線50與導電緯線60

之間的接觸點，該等接觸點係以圓圈表示(見第5D圖)。相交之經線50與緯線60的重疊產生一個導體迴路，該導體迴路包含彼此互成直角延伸的複數個區段85A與85B，在該導體迴路中，條狀導體85呈螺旋狀地由外向內延伸。條狀導體85的該兩終端接觸85C、85D引導至外界且彼此平行並置。

在所述之墊子40的實施例中，無論如何爲了預防該導電穿刺導管造成該條狀導體的個別區段之間發生短路，係於該墊子的上方側設置一個絕緣編織織物區域40H，在該區域40H中，沒有導電線露出表面。第5G圖示範顯示位於圓形墊40之上方側處的三角形絕緣編織織物區域40H。編織織物區域40H向上延伸至該供針頭通行的中央切口40G。然而任一種其它任意形狀亦可用於該絕緣層。唯一的關鍵因素在於，至少在位於穿刺導管下方的區域中該墊子40面向外界之表面是非導電的，使得該金屬穿刺導管不能產生短路。如上述，僅藉著編織方法即可達成此項要求。如此在已完成之編織織物上不再需要額外的局部絕緣層，雖然仍可使用額外的局部絕緣層，但這將增加支出及成本。

第5F圖同樣顯示導電經線50與導電緯線60之全長及所有交點。

該偵測濕氣的裝置僅包含一個條狀導體85且該條狀導體85具有兩個終端接觸(見第5A~5F圖)，該偵測濕氣的裝置經由一個雙芯連接電纜42連接該監測裝置B的評估單元

41(見第1圖)。在此實施例中端接電阻器係非必要。該等終端接觸85A、85B之間的電阻隨濕氣而改變。若該電阻超過預設的臨界值，評估單元41做出反應。

另一方面，在具有兩個條狀導體80、90的實施例中(見第3和4圖)，需要端接電阻器R用以連接一條狀導體之一末端與另一條狀導體之另一末端，而得以形成導體迴路。端接電阻器R係結合於內側的終端接觸90C、90D之間。一條雙芯連接電纜42連接外側的終端接觸80C、80D，該雙芯連接電纜42使該濕氣感測器與監測裝置B之評估單元41電性連接。因此，該導體迴路的總電阻係由該兩條狀導體80與90之電阻及端接電阻器R的總和所組成。該端接電阻器係極高電阻之電阻器，特別是電阻超過100千歐姆(kOhms)之電阻器，而該條狀導體電阻係低電阻。該等導電線舉例而言可例如每公尺之線長具有100歐姆的長度比電阻。例如，已完成之編織條狀導體的條狀導體電阻(包含所有連接點的電阻)總共小於1千歐姆。

該監測裝置之評估單元41測量終端接觸80C與80D之間的電阻。若墊子40被流體浸濕，特別是被血液浸濕，所測得之該等終端接點之間的電阻會降低，因此評估單元41偵測出運作失常。

評估單元41亦允許檢查偵測裝置40的運作性。為達此目的，評估單元41測量該等終端接觸之間的電阻。當墊子40未被流體浸濕時，此電阻必需相當於終端電阻R與該條狀導體電阻的總和。若所測得的電阻偏離該終端電阻達一

預設偏差值，該評估單元判斷該偵測裝置40為無法運作，即是條狀導體被阻斷。

本發明之包含兩個條狀導體的偵測裝置40具有之優點在於該等條狀導體的特殊路線允許使端接電阻器R設置在該墊子之外。因而使得直接製造該墊子可能得以實行。這是因為在紡織過程中可能無法已足夠的再現性製造出端接電阻器。因此無需額外的製程步驟，僅藉由紡織即可製造該墊子。在紡織製程之後，同樣無需把端接電阻器貼附於該墊子上。因而獲得可獨立於紡織製程之外，穩定複製端接電阻器的優點。

第6圖顯示用以連接該等第4圖中不含十字形切口之墊子40與監測裝置B之評估單元41的連接部位150之主要元件概要圖。然而，原則上該等第3圖中具有十字形切口的墊子40亦可與連接部位150連接。但是該十字形切口可能無法用於固定該墊子。

連接部位150係建構成用於夾住墊子40之凸出部40E的夾鉗裝置。該連接部位150包含下方夾鉗部位155與上方夾鉗部位160，四個終端接觸156、157、158、159彼此並排地設置於下方夾鉗部位155中，以及四個終端接觸161、162、163、164彼此並排地設置於上方夾鉗部位160中。上方夾鉗部位160與下方夾鉗部位155可夾合在一起，該墊子40之具有終端接觸80C、80D、90C、90D的凸出部40E係置於面對彼此之上方夾鉗部位160的終端接觸161、162、163、164與下方夾鉗部位155的終端接觸156、157、158、

159之間。上方夾鉗部位160的兩個內側終端接觸162、163係藉由端接電阻器R而彼此電性相連，圖中僅概要地繪示端接電阻器。端接電阻器R可為整合於上方夾鉗部位160內的SMD電阻器(微型電阻器)。

第7圖顯示連接部位170之第二示範實施例的概要圖，該連接部位170係建構成夾鉗裝置。連接部位170包含腿175與腿180，該腿175與180係彼此彈性地相連，且腿175比另一腿180要長。

第7圖所繪示之連接部位170的較長腿175包含突起的隆起物185，該隆起物185的形狀與墊子之切口形狀一致。在當前的示範實施例中，由於匹配之墊子(圖中未示出)包含十字形的中央切口40F，因此突起的隆起物185為十字形。然而，任一種其它任意形狀亦可行。

較短上方腿180在其下側處包含四個彼此並排設置的終端接觸181、182、183、184，該等終端接觸係建構成釘狀。圖中象徵性繪示的拴鎖工具190係設置於該兩腿175及180相互面對的內側處，把該兩腿壓合在一起之後，該兩腿可緊密地穩固鎖合。在此實施例中，連接部位170的兩個內側終端接觸182、183亦經由端接電阻器R而相連，端接電阻器R係建構成整合於上方腿180內的SMD電阻器。

為了連接偵測裝置40與監測裝置B，該墊子(圖中未示出)係置於連接部位170的兩腿175與180之間，使得十字形的隆起物185與墊子40的十字形切口40F嚙合。接著把連接部位170的兩腿175與180壓合在一起，使連接部位170的終

端接觸 181、182、183、184 與該墊子之終端接觸 80C、80D、90C、90D 接觸。藉由釘狀的終端接觸 181、182、183、184 固定住該墊子。

第 8 圖顯示用以製造本發明之偵測裝置之紡織製程的製程步驟。饋入經線 50 與緯線 60 以用於製造該較佳為多層式的編織織物。於製造編織織物之後，可執行所屬領域中熟悉該項技藝者已知的更多製程步驟，包括清洗。接著使具有黏著層的覆蓋材料貼於該連續長度之編織織物的下側。例如可使用旋轉刷塗覆黏著劑。較佳可把塗有黏著劑的聚矽氧紙 (silicone paper) 貼於該連續長度之編織織物的背側。或者且特佳地，使雙面自黏性黏著膜 (例如 PET 膜) 貼於該連續長度之編織織物的背側。該黏著膜的作用一方面在於提供防止病患汗水浸透該貼布式感測器的阻障層。另一方面，藉著使用雙面自黏性黏著膜可於上下兩側提供不同的黏著強度。該膜在面向病患皮膚之側的黏著強度較佳小於面離病患皮膚且面向編織織物之側的黏著強度。於面向皮膚之側上，該黏著膜較佳具有聚矽氧紙以用於保護黏著層。

亦可使用經矽化的塑膠膜代替聚矽氧紙。決定因素在於該感測器之黏著層可輕易地脫離該聚矽氧紙或經矽化之塑膠膜。

接著可例如藉著沖壓或切割以從該連續長度之編織織物上分離出該等墊子而成為單一個體。亦可利用沖壓或切割方法製造出墊子的切口。

可採滅菌方式個別包裝該等墊子，或以滅菌方式採一個疊一個的方式包裝複數個墊子。於使用該墊子監測中央靜脈導管的例子中，較佳使用例如已藉由習知ETO(環氧乙烷)或電子束(電子束滅菌法)滅菌方法滅菌的無菌墊子。或可實施蒸汽滅菌法。

使用時，從墊子上撕除覆蓋材料，且把該墊子的黏著層置於病患皮膚上。接著刺入導管。然而，若該墊子於該側處具有切口，亦可於刺入導管之後把墊子置於患者皮膚上。於墊子置於皮膚上之前或之後，使該連接部位與該墊子連接。

第9圖顯示偵測濕氣的裝置之另一示範實施例的概要圖，以下同樣稱呼為墊子。除中央切口以外，第9圖之墊子與參照第3A~3H圖所描述的墊子具有相同形狀。此墊子包含中央區域200A，且該中央區域200A具有兩腳200B與200C，該兩腳200B與200C由側面圈圍出一個半圓形切口200D。凸出部200E形成於該中央區域上且位於該兩腳的相反側處。

形成導電結構的導電經線與導電緯線係以水平線及垂直線表示。於此實施例中，與上述該等實施例相反的是，緯線S係於垂直方向延伸，且經線K係於水平方向延伸。該導電結構係由8條經線K[1]~K[8]及12條緯線S[1]~S[12]所形成，該等經線與緯線係經配置以於多個點處相交，而得以使該等經線與緯線係以導電方式連接或彼此電性絕緣。

第10圖顯示一矩陣，以說明8條經線K[1]~K[8]與12條緯線S[1]~S[12]之88個交點。在矩陣中，兩種導電線產生接觸的交點係標示為「接觸」，同時兩種導電線產生絕緣點的交點係標示為「絕緣」。從而形成一個導電結構，該導電結構包含兩個條狀導體且該兩個條狀導體各自形成一個非冗餘之導體迴路。

第9圖中，位於該等導電經線K[i]與導電緯線S[i]間之交點處的該等電性接觸點係以圓圈表示。第一條狀導體L1A~L1E從凸出部200E延伸通過中央區域200A抵達左腳200B，且從左腳200B行經中央區域而抵達右腳200C，及從右腳行經中央區域回到該墊子的凸出部。個別條狀導體的起始處係標示為「A」且條狀導體之終點處係標示為「E」。第一條狀導體L1A~L1E的兩個末端L1A與L1E形成兩個終端接觸。第二條狀導體L2A~L2E從凸出部200E延伸通過中央區域200A抵達左腳200B，且從左腳行經中央區域而抵達右腳200C，及從右腳行經中央區域回到墊子40的該凸出部。第二條狀導體L2A~L2E的兩個末端L2A與L2E形成第二對終端接觸。該等終端接觸係設置於凸出部200E上，使得終端接觸L2A與L1E位於終端接觸L1A與L2E之間。

第9圖實施例之編織織物可為延伸跨越整個感測器的三層式編織織物，該三層式編織織物包含第一非導電層、具有於第一方向延伸之導電線的第二導電層及具有於第二方向沿伸之導電線的第三導電層，其中該第二方向與該第

一方向實質上呈直角。

替代實施例提供一種編織織物，其中層的數目有局部性差異。因此該編織織物於感測器的個別區域內可包含不同數目的層。可建構三個不同區域，其中第一區域形成接觸點(在接觸點處導電線係以接觸方式相交)，第二區域形成絕緣點(在絕緣點處，該等導電線之間設置一絕緣線)，以及第三區域既不形成接觸點也不形成絕緣點。

特佳之實施例係提出使形成接觸點的多個局部區域及既不形成接觸點也不形成絕緣點的多個局部區域總共包含兩層。位於第一層中是於第一方向延伸及第二方向延伸的導電線。第二層(最上層)形成非導電的覆蓋層，該非導電的覆蓋層可確保有助於該感測器對觸摸動作不敏感。若感測器對於觸摸動作敏感，則觸碰黏在病患身上之感測器的暴露感測區域將會引發假警報。例如病患本身或醫護人員可能造成此種觸摸感測器的動作。此絕緣第二層的線部份伸入第一層內，此結果是使第一層與第二層之間產生機械性接合。

該特佳實施例亦提出一種形成絕緣點的局部區域，該局部區域總共包含四層。位於第一層(最下層)中的是多個於第一方向延伸的導電線。第二層包含一層由非導電線構成的層，該層使第一層與第三層絕緣。多個於第二方向延伸的導電線係位於第三層。第四層(最下層)係由非導電的覆蓋層所形成，該非導電的覆蓋層有助於使該感測器對於觸摸動作不敏感。

上述之絕緣點可例如設置於第10圖中標示為「絕緣」之點處。在此實施例中出現66個絕緣點。於此實施例中係藉由絕緣黏著膜達到對皮膚絕緣。

包含該等局部差異區域的墊子具有一種差異化的厚度(differing thickness)。發現到此實施例的特殊優點在於節省材料，因為該墊子僅在導電線需要彼此絕緣的點處才具有足夠厚度。節省材料允許特別具成本效益地製造感測器。

第9圖之墊子可連接一種連接部位，該連接部位與參照第6圖所描述之連接部位之間的差異僅在於端接電阻器R係連接一個內側終端接觸與一個外側終端接觸。

第11圖顯示與前述連接部位相連之墊子的導電結構之等效電路圖。該等效電路圖係第一條狀導體L1A~L1E之電阻器R1、端接電阻器之電阻器R2及第二條狀導體L2A~L2E之電阻器R3的串聯電路。第一條狀導體之電阻器R1與第二條狀導體之電阻器R3較佳應各自為不大於200歐姆( $\Omega$ )。

由於可使經線與緯線延伸到達墊子的邊緣，因此不僅直接於經線與緯線組成的導電結構中產生該墊子對濕氣的感測度，亦可於該墊子的邊緣區域中產生墊子對濕氣的感測度。第12圖中，例如該墊子的兩個邊緣區域係以圓圈標示，在該兩個邊緣區域內墊子對於濕氣敏感。此外，藉由非導電編織織物覆蓋層可調整墊子對濕氣的感測度。

第14A至14E圖顯示通過覆蓋層210(襯層，例如聚矽氧

紙)上的一個區段，且顯示於第13圖所示的多個截面中該墊子之經線與緯線的連接情形。由於經線未出現於V-V截面中，在V-V截面中該等經線K[i]與緯線S[i]未連接。在W-W平面中經線K[8]與緯線S[9]連接且經線K[8]與緯線S[11]連接，使得經線與緯線之間產生電性連接。由於經線未出現於X-X截面中，在X-X截面中經線K[i]與緯線S[i]不連接。在Y-Y平面中經線K[7]與緯線S[10]連接且經線K[7]與緯線S[12]連接，使得經線與緯線之間產生電性連接。由於經線未出現於Z-Z截面中，在Z-Z截面中經線K[i]與緯線S[i]不連接。

第15圖顯示位於上述墊子實施例之凸出部200E上的終端接觸L1A、L1E及L2A、L2E。在這些實施例中，該等經線與緯線的末端係以相同間隔距離延伸至該凸出部之邊緣。該等線係位於凸出部200E的表面，藉以形成終端接觸L1A、L1E及L2A、L2E。為避免在該連接部位的該等終端接觸之間形成短路，該連接部位之該等終端接觸的寬度或直徑必需小於墊子之該等終端接觸L1A與L2A、L2A與L1E以及L1E與L2E之間的距離。該連接部位之終端接觸的寬度或直徑因而受限制。

第16圖係概要地繪出墊子之凸出部200E上該等終端接觸之配置的替代實施例，其中一個條狀導體L1A~L1E的終端接觸L1A及L1E係設置成與另一個條狀導體L2A~L2E的終端接觸L2A及L2E錯開。該一條狀導體之終端接觸L1A及L1E係位於凸出部200E的上半部上，且該另一條狀導體

之終端接觸L2A及L2E係位於凸出部200E的下半部上。由於該墊子於表面處包含絕緣編織織物覆蓋層，使得該等線之目標的「伸入(dip)」能得以實行。於第16圖之實施例中，緯線S[5]與緯線S[7](見第9圖)位於該覆蓋層底下之凸出部的下半部內，且緯線S[6]與緯線S[8](見第9圖)位於該覆蓋層底下之凸出部的上半部內，使得該連接部位之該等終端接觸能比第15圖的實施例具有更大的寬度或更大直徑，而不會分別於該等接觸L1A與L1E和該等接觸L2A與L2E之間發生短路。

以下描述另一個替代實施例，此實施例與其他實施例之間的差異僅在於條狀導體的形狀與路線。第17A圖顯示一個墊子300，墊子300分為兩半部，當該墊子施用於病患皮膚上之後，其中一半部可摺疊到另一半部上。第17A圖顯示摺疊後之墊子的側視圖。

第17B圖顯示第17A圖之墊子於摺疊之前的平面圖。該墊子置於病患皮膚上的第一半部係標示為300A，同時該墊子將被摺於上方的第二半部係標示為300B。該墊子包含複數個層，且於第17B圖中以墊子搭配表格之方式說明該複數個層，該表格之直排與橫列係指派給該墊子之個別區域。墊子300之第一半部300A劃分為兩個相等大小的場區(表中的兩個直排)。其中一場區(表中的一個直排)係指派為墊子300之第二半部300B。表格中之橫列代表該等個別的層。

最下層形成蓋層210(例如撕除膜)，且藉由該蓋層210

覆蓋住黏於病患皮膚的黏著層220。如表格所見，因所有場區標示為「X」，蓋層210位於墊子300之兩半部300A與300B的下側。另一方面，黏著層220位於墊子300之第一半部300A的中央區域內。

跟隨在黏著層220之後的是不可透濕氣與液體之層230，例如PET膜，該層230延伸於墊子之整個表面上。黏著塗層240位於PET膜之上側上，且具有導電結構之多層式編織織物250置於該黏著塗層240上，且該結構係由12條經線K[1]~K[12]與12條緯線S[1]~S[12]所形成。

於第17B圖中同樣以圓圈標示出經線與緯線之間產生電性連接的該等交點。相交的經線與緯線同樣經過配置，使該等經線與緯線形成第一條狀導體與第二條狀導體，且該等條狀導體之末端形成墊子300的終端接觸L1A、L1E及L2A、L2E。該等條狀導體係經配置，而得以使該兩條電路不冗餘。

矩形墊子300之第一半部300A包含中央圓形切口310，且從該中央圓形切口310傾斜地延伸出窄切口320，該窄切口320延伸至該墊子之第一半部的窄側。墊子300之第二半部300B係經切割，而得以在該較內側上形成用於終端接觸L1A、L1E及L2A、L2E的凸出部330，以及於該較外側上形成圓形蓋子340，該圓形蓋子340係用於該墊子之第一半部的圓形切口310。第二半部的圓形蓋子340係大於第一半部的圓形切口310，使得當墊子之第二半部摺到該第一半部上時，該圓形蓋子完全蓋住第一半部之圓形切口310。

墊子300係使用如下。該導管(圖中未示出)已置於定位且已撕下該撕除膜210之後，藉由黏著層220使該墊子黏於病患皮膚上。由於該墊子之該側處切有一切口，故可使該墊子側向地移動通過該已就定位之導管，使得該導管置於該墊子之第一半部的圓形切口310中。該墊子之第二半部300B此時摺至第一半部300A上(見第17A圖)。由於僅有該墊子之第一半部的中央區域黏於病患皮膚上，因此第二半部的用途是能被輕易地抓住。例如，可利用黏性膠帶把第二半部300B固定於穿刺點的皮膚上。於墊子摺疊之後，使凸出部330設置成暴露出終端接觸L1A、L1E與L2A、L2E，以便與該連接部位連接。

關於墊子方面，具有經線與緯線之導電結構係位於該墊子的上方側，使得該墊子的上方側係可感測的。可從表格中的代號「a」清楚看出此配置，代號「a」代表於該上方側的感測性。把墊子300的第二半部300B摺到第一半部300A上之後，由於此區域被可感測之蓋子340所蓋住，因此該墊子於下方側的圓形切口310之區域內亦變成可感測，該區域係位於緊鄰穿刺點的附近區域，而該可感測的蓋子340在摺疊之前係位於上方側。

第18圖顯示墊子400之進一步實施例，然而與第17A及17B之墊子300不同的是，此實施例無法摺疊。圖中係以相同元件符號代表相應的部位。該多層式墊子之結構顯示於表格中且說明經線與緯線之間產生電性連接的交點。相交的經線與緯線同樣經配置，而得以使該等經線及緯線形成

第一條狀導體及第二條狀導體，第一與第二條狀導體之末端係墊子之終端接觸。導電結構係藉由12條經線K[1]~K[12]與12條緯線S[1]~S[12]所形成。

於第18圖之示範實施例中，墊子400係實質上呈矩形。於一側處，該墊子包含例如矩形切口410，同時該墊子包含位於該切口之相反側的凸出部420。位於該墊子之一側的矩形切口410延伸成一條窄間隙430，窄間隙430切斷該等條狀導體，使得導電結構的該兩個電路不冗餘(redundant)。間隙430之寬度係經裁切，使得該等導電線的緊鄰表面不會造成短路。於此示範實施例中，間隙430具有例如U形路線，且該間隙部分地環繞該墊子之置穿刺點上的中央區域440。

從表格可見，墊子400在被窄間隙430所環繞之中央區域440的下側處是可感測的，因為在表格中此區域係標示為「s」，這代表在下側處具有感測度。另一方面，於其餘區域中，該墊子於上方側處係可感測的(標示為「a」)。由於不可透水及濕氣的PET膜230未存在於中央區域440中(此顯示於表格中)，因而可達成使該墊子之下側具有感測性。黏著層220及黏著塗層240亦不存在於此區域內(可見於表格)。

此實施例之優點在於穿刺點可額外地被下側處之可感測的編織織物覆蓋，使得該墊子之兩側皆為可感測的。該墊子(墊子之下側亦可感測)可立即且可靠地偵測到穿刺處的血液滲漏。由於其餘區域在上方側係可感測的，因此置

於墊子下方的導管不會造成短路。

第19圖顯示墊子500的進一步實施例，該墊子500之兩側皆可感測但該墊子可摺疊。圖中係以相同元件符號代表彼此相應之部位。該等相交之經線與緯線同樣經配置，而得以使該等經線與緯線形成第一條狀導體與第二條狀導體，第一與第二條狀導體之末端形成該墊子之終端接觸，其中該兩條電路不冗餘。該導電結構係由10條經線K[1]~K[10]與14條緯線S[1]~S[14]形成。

該墊子包含中央區段510，且中央區段510具有兩腳520與530，該兩腳520與530由側面圈圍出一個半圓形切口540。凸出部550形成於中央區段510上，凸出部550具有終端接觸L1A、L1E與L2A、L2E，且凸出部550位於該兩腳520與530之相反側處。墊子500更包含一個用於蓋住半圓形切口540的側邊蓋560，該側邊蓋形成於該兩腳520、530之一腳上。側邊蓋560係經裁切，使得該側邊蓋560摺至上方後，可完全遮蓋住墊子之半圓形切口540(導管置於半圓形切口540內)。

如表格所示，使蓋子560摺至上方之前，墊子500僅於上方側上係可感測的。使蓋子摺至上方後，該墊子之下方側的半圓形切口540區域中亦可感測，而能可靠地偵測出於穿刺點處發生的血液滲漏。

第20圖顯示墊子600之進一步實施例，該墊子600無需摺疊以使兩側皆為可感測。墊子之導電結構係由12條經線K[1]~K[12]與12條緯線S[1]~S[12]形成。於凸出部610之

相反側處，墊子600包含延伸部位620，該延伸部位620位於穿刺點之區域內。於延伸部位620之區域中，墊子之下側係可感測的，且該墊子之其餘區域的上方側係可感測的(可見於表格)。從該延伸部位緊接著形成的半圓形窄切口630同樣地切斷該等線，而得以使導電結構的兩條電路不冗餘。

第21圖顯示墊子700之進一步實施例，該墊子700僅上方側係可感測的(見表格)。該墊子之導電結構係由10條經線K[1]~K[10]與14條緯線S[1]~S[14]形成。該墊子之特徵在於具有一個中央切口710，且該中央切口例如可為卵形，窄切口720從該中央切口延伸至該墊子之一側，且該側係與具有終端接觸L1A、L1E與L2A、L2E之凸出部730的所在處相反。導管置於中央切口710內。由於導管幾乎完全被墊子包圍，因此即使在與針頭相反方向上也能可靠地偵測到血液滲漏。

第22圖顯示墊子800之進一步實施例，該墊子800僅上方側可感測。該墊子之導電結構係由4條經線K[1]~K[4]與8條緯線S[1]~S[8]形成。該墊子與第21圖之墊子的不同之處在本質上於具有一個插入部820，該插入部820係從中央切口810延伸至該凸出部830之相反側但通過凸出部830本身。凸出部830因而被分割成兩半部830A與830B，且兩個終點末端L1A、L1E及終點末端L2A、L2E分別置於該兩半部上。在此實施例中，中央切口810並非卵形，而是圓形。

第23圖顯示兩側皆可感測之進一步實施例。墊子900包含中央區段910，該中央區段910之下側係可感測。放置該墊子時係使中央區段910置於穿刺點上。該墊子之導電結構係由4條經線K[1]~K[4]與4條緯線S[1]~S[4]形成，且該等經線與緯線於中央區段910中相交。該等線接觸之交點係標示為圓圈。

此實施例與其他墊子的不同之處特別在於此墊子包含形成於中央區段910上的兩個凸出部920、930，且每個凸出部分別具有四個終端接觸L1A、L1E及L2A、L2E。該兩個凸出部920、930可圍出90°之角度。此實施例之優點在於，該連接部位可於兩個不同點處與該墊子連接。於此實施例中，導體迴路係建構成非冗餘的。

#### 【符號說明】

- A：血液處理設備/血液透析設備
- B：監測進入病患之通路的裝置
- R：端接電阻器
- 1：透析器
- 2：半透膜
- 3：血液腔室
- 4：透析流體腔室
- 5：動脈穿刺導管
- 6：動脈軟管管線
- 7：靜脈軟管管線

- 8：靜脈穿刺導管
- 9：血液幫浦
- 10：透析流體來源
- 11：透析流體供應管線
- 12：透析流體排放管線
- 13：排放設施
- 14：透析流體幫浦
- 15：中央控制單元
- 16、17：控制線路
- 18：數據線
- 19：警報單元
- 20：電磁致動軟管夾
- 21：控制線路
- 40：偵測濕氣的裝置/U形墊
- 40A：中央區域
- 40B、40C：腳
- 40D：半圓形切口
- 40E：凸出部
- 40F：十字形切口
- 40G：中央圓形切口
- 40H：絕緣編織織物區域
- 41：評估單元
- 42：連接電纜
- 43：數據線

- 50：導電經線
- 60：導電緯線
- 70：交點/連接點/電性接觸點
- 80：條狀導體
- 80A、80B：區段
- 80C、80D：區段/終端接觸
- 85A、85B：區段/終端接觸
- 85C、85D：終端接觸
- 90：條狀導體
- 90A、90B、90C、90D：區段/終端接觸
- 100：織物
- 101、102、103、104、105、106：經線
- 107、107'、108、108'、109、109'：緯線
- 110、120、130：平面
- 150：連接部位
- 155：下方夾鉗部位
- 156、157、158、159：終端接觸
- 160：上方夾鉗部位
- 161、162、163、164：終端接觸
- 170：連接部位
- 175、180：腿
- 181、182、183、184：終端接觸
- 185：隆起物
- 190：拴鎖工具

- L1A、L1E、L2A、L2E：終端接觸
- 200A：中央區域
- 200B、200C：腳
- 200D：半圓形切口
- 200E：凸出部
- 210：蓋層/撕除膜
- 220：黏著層
- 230：不可透濕氣與液體之層/PET膜
- 240：黏著塗層
- 250：多層式編織織物
- 300A：第一半部
- 300B：第二半部
- 310：中央圓形切口
- 320：窄切口
- 330：凸出部
- 340：蓋子
- 400：墊子
- 410：矩形切口
- 420：凸出部
- 430：窄間隙
- 500：墊子
- 510：中央區段
- 520、530：腳
- 540：半圓形切口

550 : 凸出部

560 : 側邊蓋

600 : 墊子

610 : 凸出部

620 : 延伸部位

630 : 半圓形窄切口

700 : 墊子

710 : 中央切口

720 : 窄切口

730 : 凸出部

800 : 墊子

810 : 中央切口

820 : 插入部

830 : 凸出部

830A、830B : 半部

900 : 墊子

910 : 中央區段

920、930 : 凸出部

S[i]、S[1]~S[14] : 緯線

K[i]、K[1]~K[12] : 經線

R1 : 第一條狀導體 L1A~L1E之電阻器 R1

R2 : 端接電阻器之電阻器 R2

R3 : 第二條狀導體 L2A~L2E之電阻器

## 申請專利範圍

1.一種與監測進入病患之通路（特別是監測體外血液處理之血管通路）的裝置併用之偵測濕氣之裝置，該監測進入病患之通路的裝置係用於經軟管管線使流體饋入該病患體內及/或自該病患體內輸出流體之設備，其中該病患之血液係經由具有動脈導管的動脈軟管管線自該病患體內輸出且經由具有靜脈穿刺導管的靜脈軟管管線饋入該病患體內，

其中該偵測濕氣的裝置係建構成置於該病患皮膚上的二維延展性織物，該二維延展性織物包含導電結構以作為濕氣感測器，

其特徵為：

該偵測濕氣的裝置係建構成二維延展性紡織織物，該二維延展性紡織織物包含非導電經線和非導電緯線以及導電經線(50)和導電緯線(60)，該等導電和非導電之經線及緯線係經配置而得以建構導電結構。

2.如申請專利範圍第1項之裝置，其中該導電結構包含第一條狀導體(80)及第二條狀導體(90)，該兩條狀導體之末端係建構成複數個區段(80C、80D；90C、90D)，且該第一條狀導體和該第二條狀導體係彼此並列設置成複數個區段(80A、80B；90A、90B)。

3.如申請專利範圍第1項之裝置，其中該導電結構包含構成封閉導體迴路的條狀導體(85)，該條狀導體(85)之末端係建構成終端接觸(85C、85D)，該條狀導體包含複數

個彼此並列設置的區段(85A、85B)。

4.如申請專利範圍第1至3項中任一項之裝置，其中該導電結構包含複數個於第一方向延伸的導電區段(80A、80B；90A、90B；85A、85B)及複數個於第二方向延伸的導電區段，該第一方向及該第二方向係彼此成直角。

5.如申請專利範圍第1至4項中任一項之裝置，其中該二維延展性紡織織物係至少部分建構成具有多層之編織織物。

6.如申請專利範圍第5項之裝置，其中該等導電和非導電之經線及緯線(50、60)係配置於該多層編織織物中而得以建構成：

欲置於該病患之皮膚上且為非導電的層，

層內之該條狀導體的該等導電區段於該第一方向延伸的層；及

層內之該條狀導體的該等導電區段於該第二方向延伸的層。

7.如申請專利範圍第6項之裝置，其中該等導電和非導電之經線及緯線(50、60)係配置於該多層編織織物中而得以在該層內之該條狀導體的該等導電區段於該第一方向延伸的層與該層內之該條狀導體的該等導電區段於該第二方向延伸的層之間存有非導電的中間層。

8.如申請專利範圍第6或7項之裝置，其中使該多層編織織物中之該等導電經線(50)部分地改變位置而得以使該等導電的經線和緯線於交點處接觸，藉以創造出多個電性

接觸點(70)。

9.如申請專利範圍第2至8項中任一項之裝置，其中該條狀導體之該等區段係由複數個彼此並列延伸的導電之經線或緯線(50、60)形成。

10.如申請專利範圍第9項之裝置，其中該二維延展性紡織織物係經切割以使一部份之該等彼此並列延伸的導電的經線或緯線(50、60)被切斷。

11.如申請專利範圍第10項之裝置，其中該二維延展性紡織織物包含圓形切口(40G)或十字形切口(40F)。

12.如申請專利範圍第1至11項中任一項之裝置，其中該二維延展性紡織織物係建構成U形。

13.如申請專利範圍第1至11項中任一項之裝置，其中該二維延展性紡織織物係建構成圓形。

14.如申請專利範圍第1至13項中任一項之裝置，其中該二維延展性紡織織物包含凸出部(40E)，且該等終端接觸(80C、80D；90C、90D)係設置於該凸出部上。

15.如申請專利範圍第1至14項中任一項之裝置，其中該二維延展性紡織織物包含具有切口(310；540)之區段和具有用於該切口之蓋子(340；560)的區段，其中該導電結構係經建構而得以使該二維延展性紡織織物對上方側處的濕氣敏感。

16.一種監測進入病患之通路(特別是監測體外血液處理之血管通路)的裝置(B)，該監測進入病患之通路的裝置係用於經軟管管線使流體饋入該病患體內及/或自該病患

體內輸出流體之設備，其中該病患之血液係經由具有動脈導管的動脈軟管管線自該病患體內輸出且經由具有靜脈穿刺導管的靜脈軟管管線饋入該病患體內，且該監測進入病患之通路的裝置(B)係與如申請專利範圍第1至15項中任一項所述之偵測濕氣的裝置併用。

17.如申請專利範圍第16項之裝置，其中該監測裝置(B)包含評估單元(41)，該評估單元(41)可連接該偵測濕氣的裝置(40)。

18.如申請專利範圍第16或17項之裝置，其中該監測裝置包含連接部位(150；170)，且該偵測濕氣的裝置(40)可連接該連接部位。

19.如申請專利範圍第18項之裝置，其中該連接部位(150；170)包含四個終端接觸(156~159；181~184)，其中兩個終端接觸(161、164；181、184)與連接電纜(42)連接以於該監測裝置(B)之該評估單元(41)與該偵測濕氣的裝置(40)之間產生電性連接，且兩個終端接觸(162、163；182、183)係經由端接電阻器(R)而彼此電性相連。

20.如申請專利範圍第19項之裝置，其中該連接部位(150；170)係建構成用於夾住該二維延展性紡織織物之夾鉗裝置。

21.一種具有體外血液迴路(I)之血液處理設備，該血液處理設備包含具有動脈導管(5)之動脈血管線(6)及具有靜脈導管(8)之靜脈血管線(7)，且與如申請專利範圍第16至20項中任一項所述之監測進入動脈及/或靜脈之血管通

路之裝置(B)併用。

22.一種製造與監測進入病患之通路(特別是監測體外血液處理之血管通路)的裝置併用之偵測濕氣裝置之方法，該監測進入病患之通路的裝置係用於經軟管管線使流體饋入該病患體內及/或自該病患體內輸出流體之設備，其中該病患之血液係經由具有動脈導管之動脈軟管管線自該病患體內輸出且經由具有靜脈穿刺導管的靜脈軟管管線饋入該病患體內，該方法係遵循下列製程步驟，

編織二維延展性紡織織物，該織物包含非導電經線和非導電緯線及導電經線和導電緯線，該等導電和非導電之經線及緯線係經配置，使得該等導電和非導電之經線及緯線形成導電結構，及

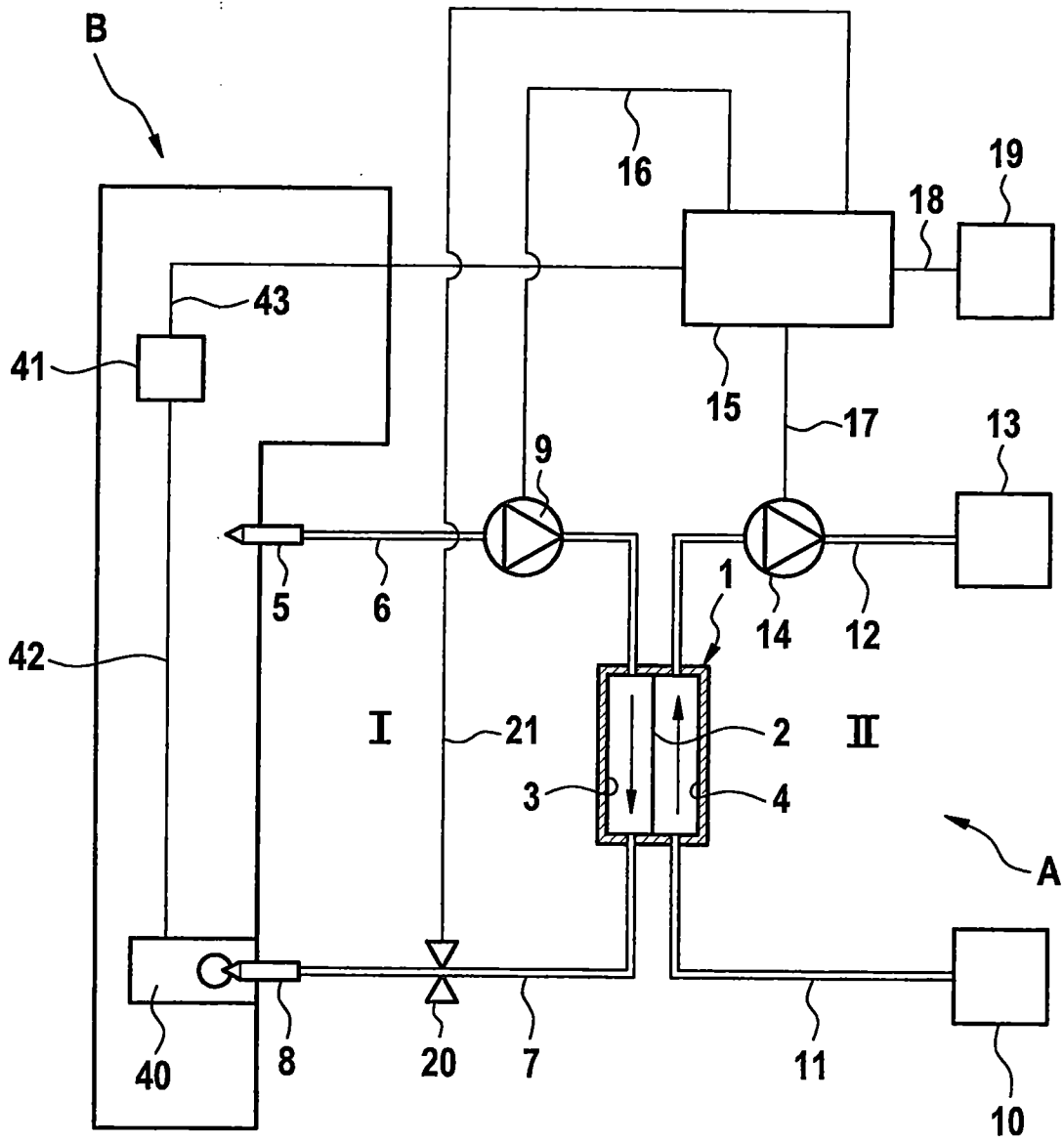
使該各個偵測濕氣的裝置分離成爲個別單元。

23.如申請專利範圍第22項之方法，其中於該二維延展性紡織織物之欲置於病患皮膚上的側上施用黏著層，且於該黏著層上施用覆蓋材料以覆蓋該黏著層。

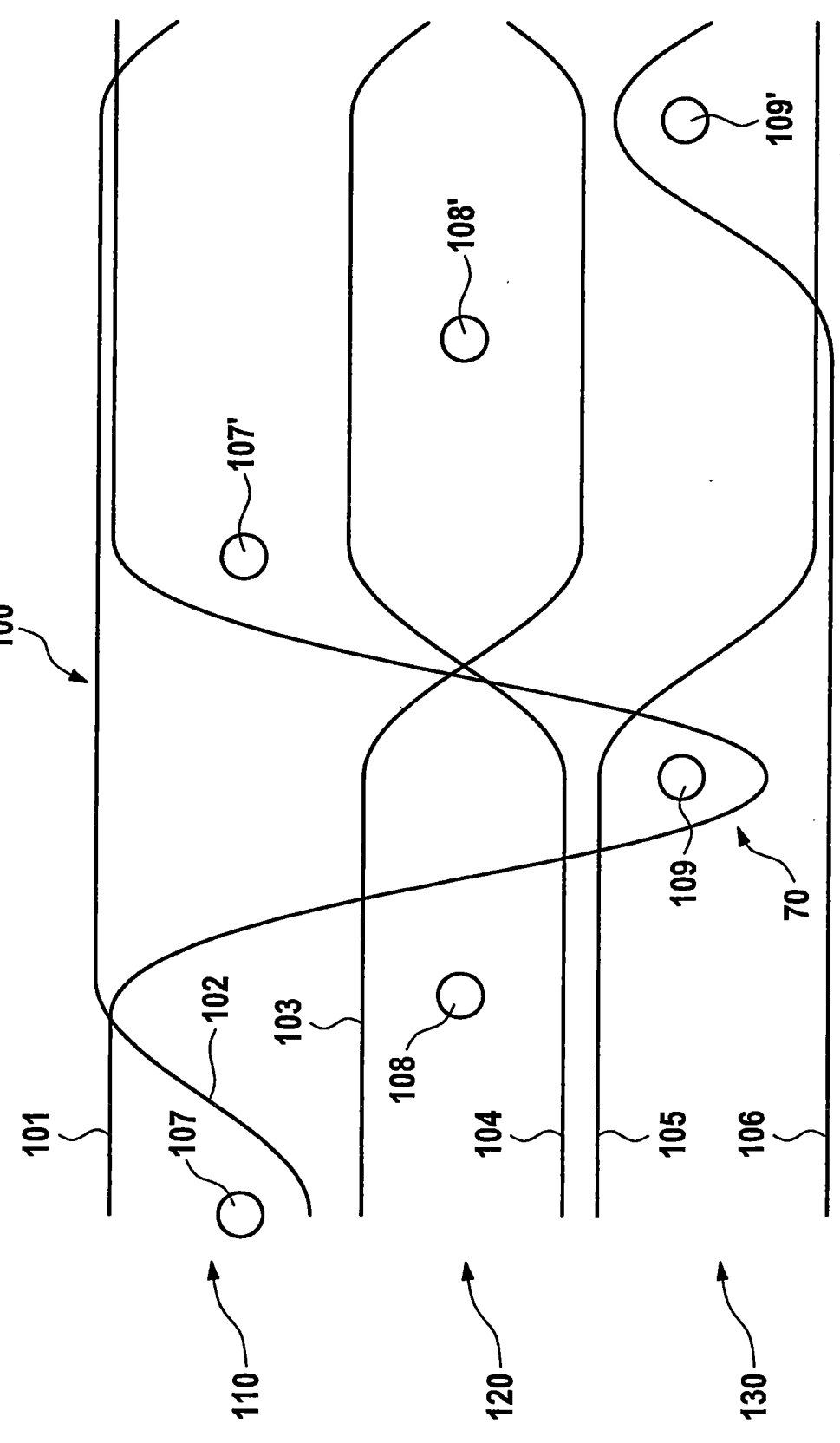
24.如申請專利範圍第23項之方法，其中該黏著層係不透濕氣。

圖式

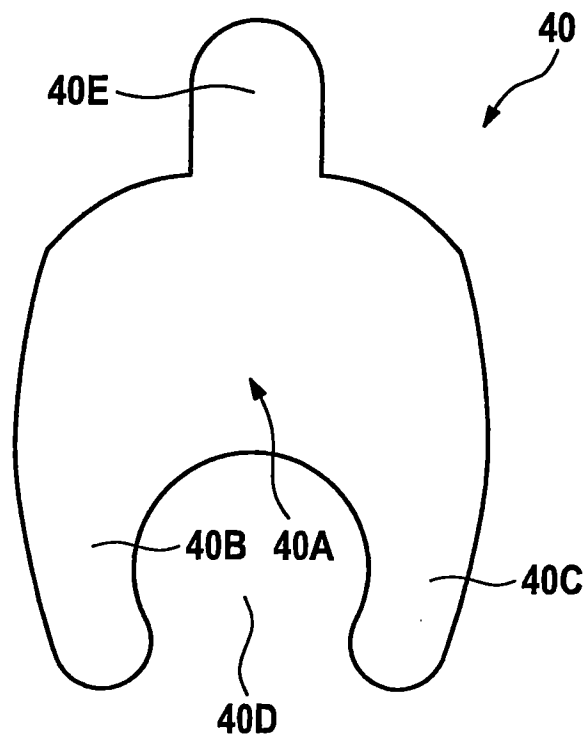
第1圖



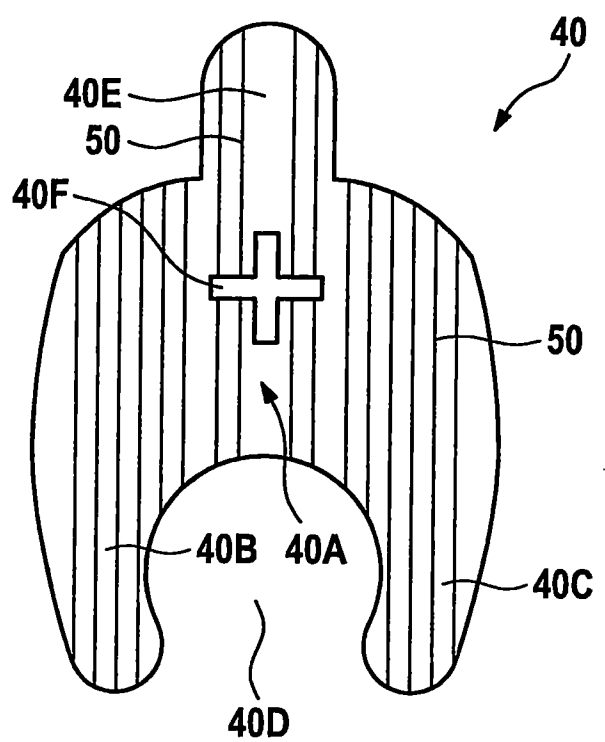
第2圖



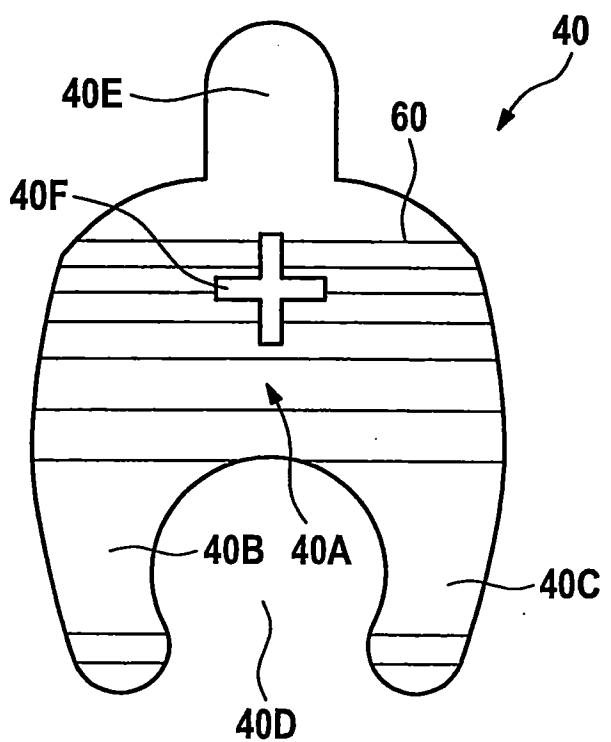
第3A圖



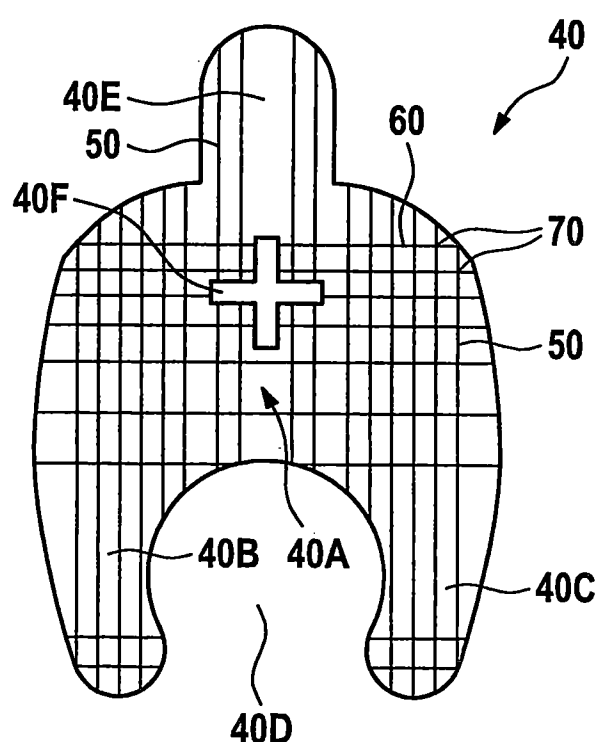
第3B圖



第3C圖

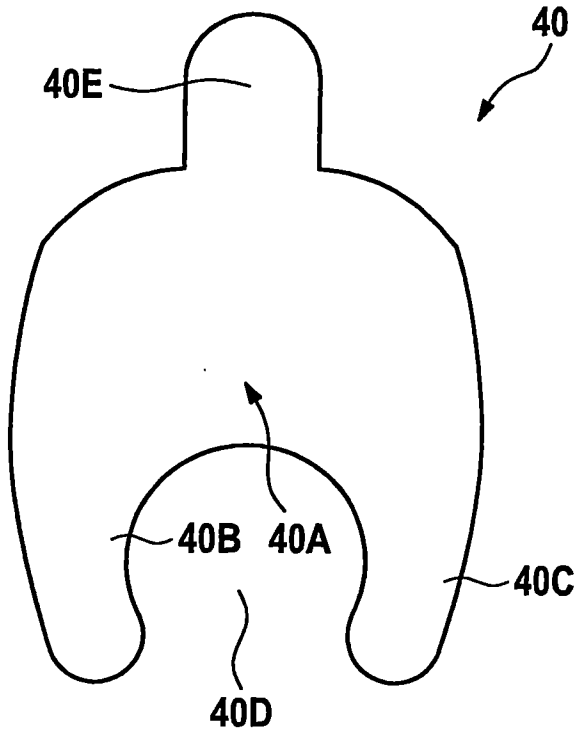


第3D圖

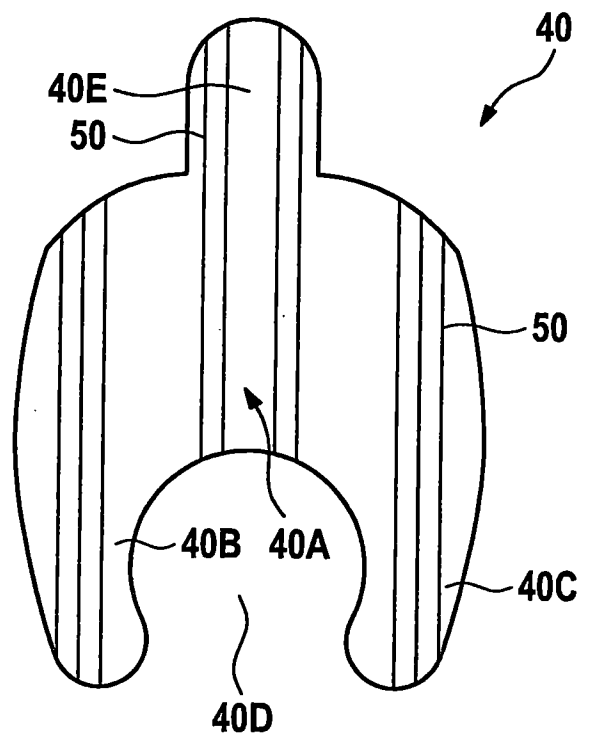




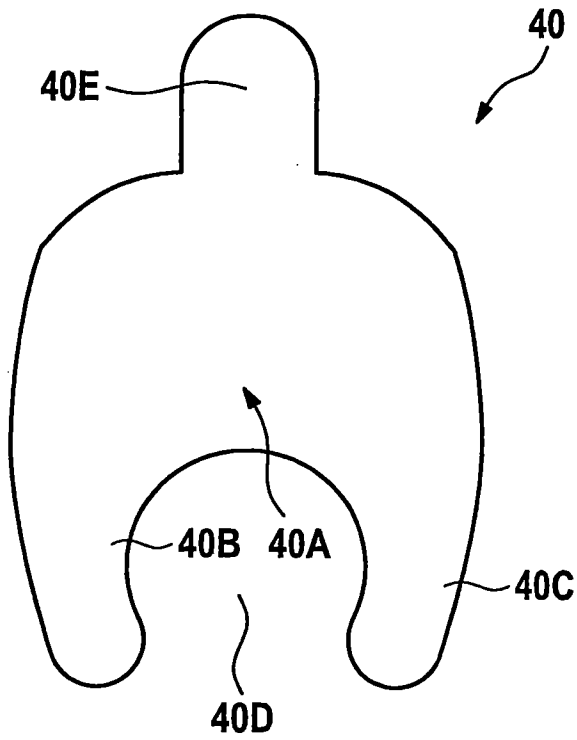
第4A圖



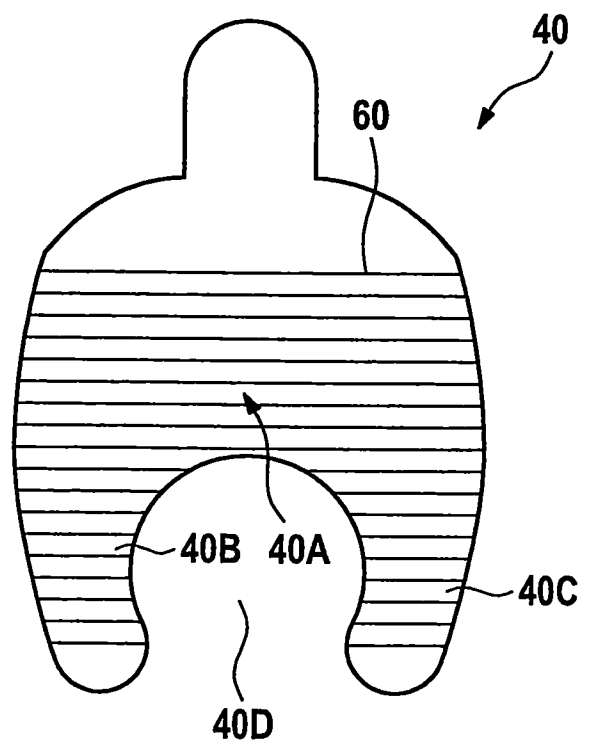
第4B圖



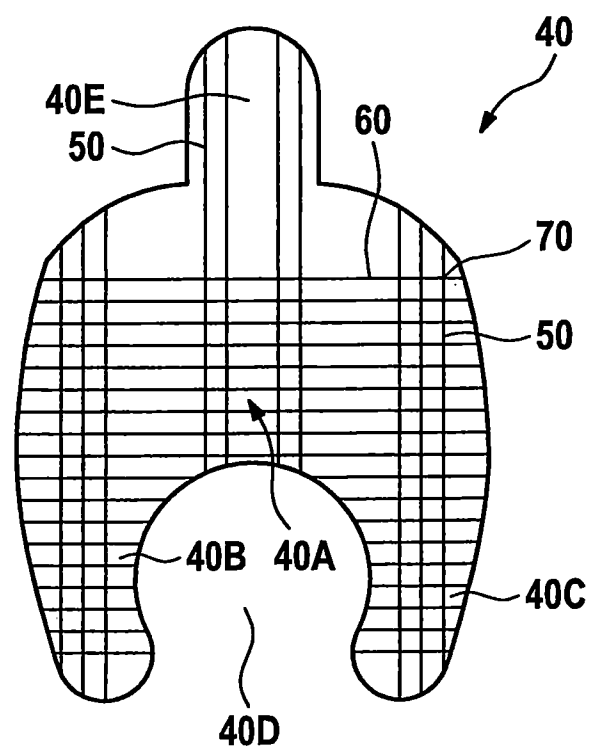
第4C圖



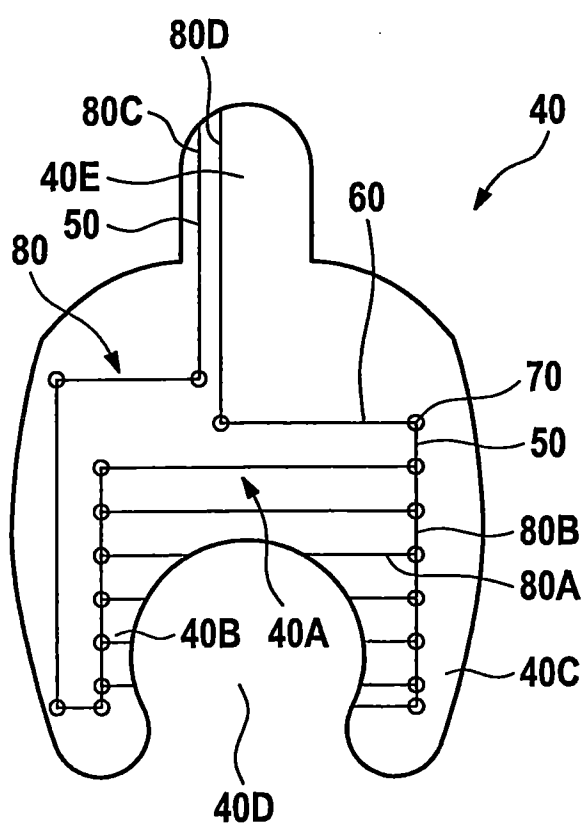
第4D圖



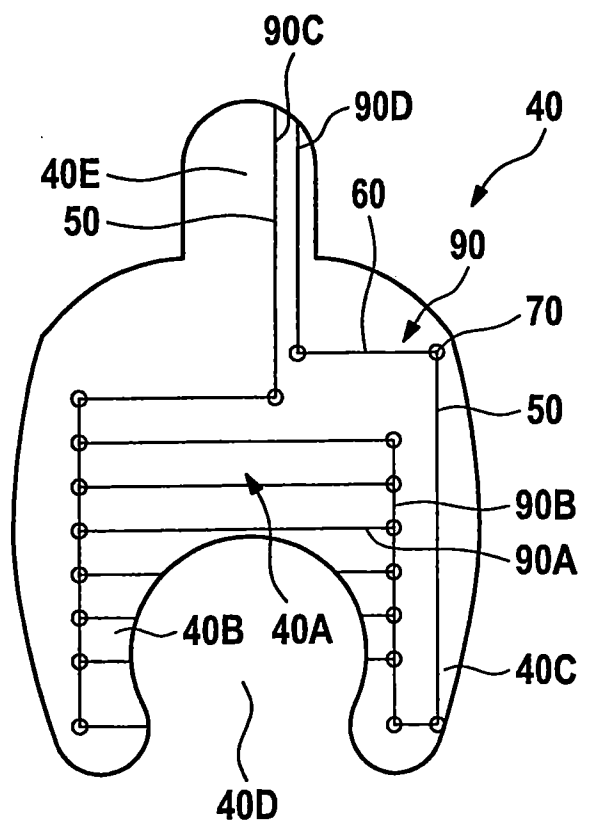
第4E圖



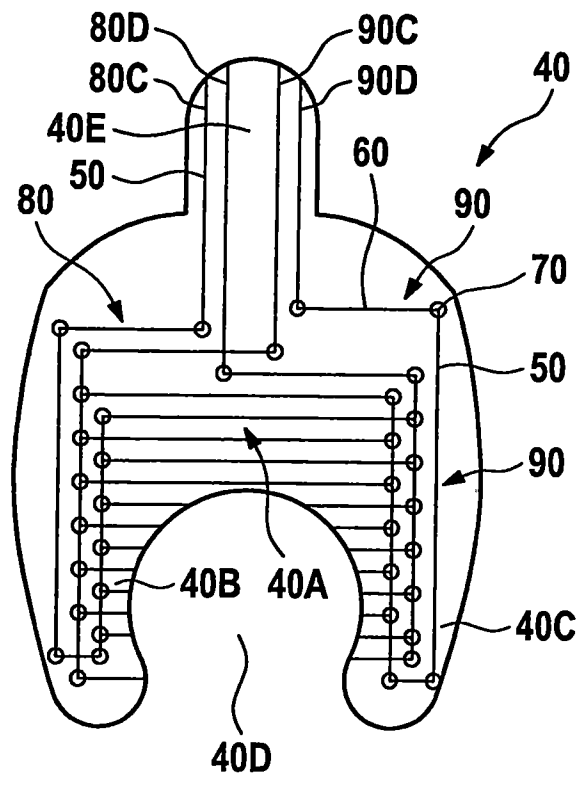
第4F圖



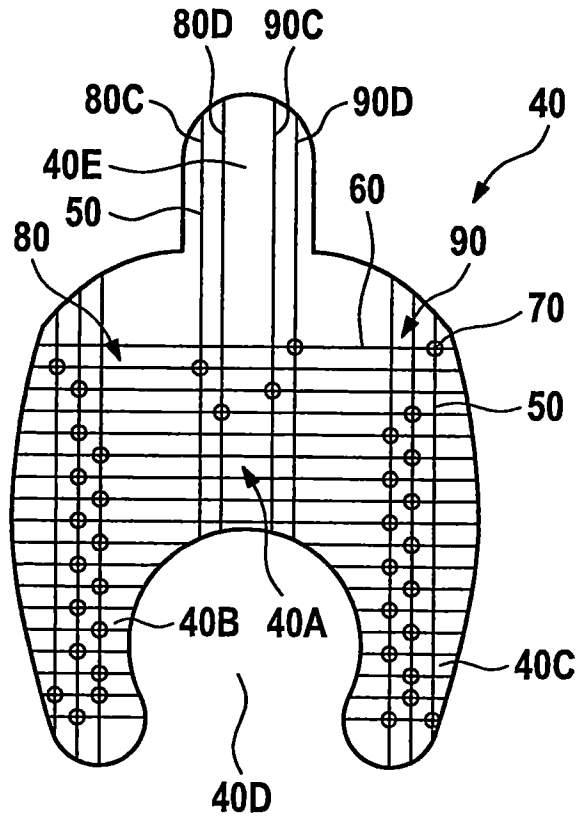
第4G圖



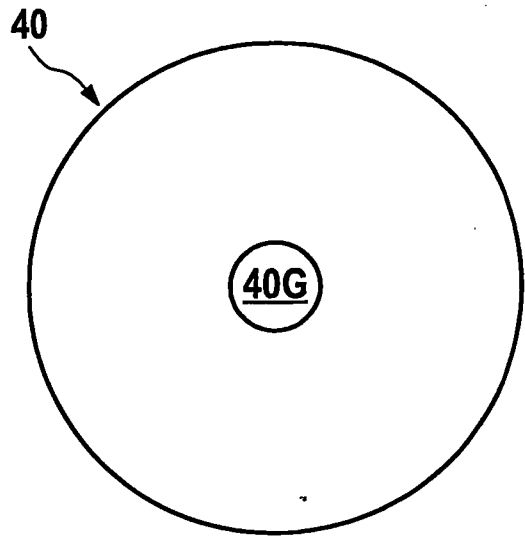
第4H圖



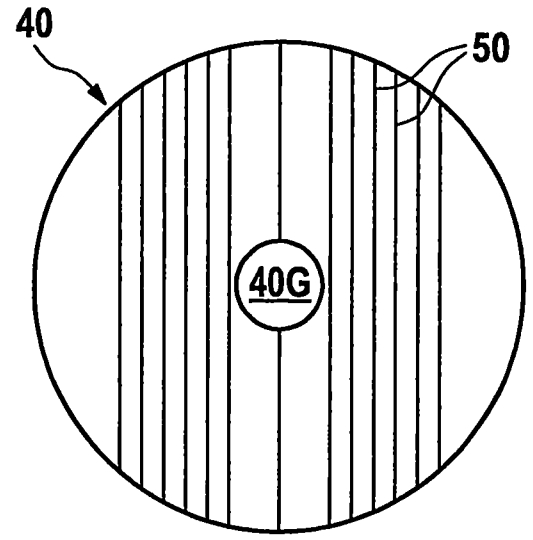
第4I圖



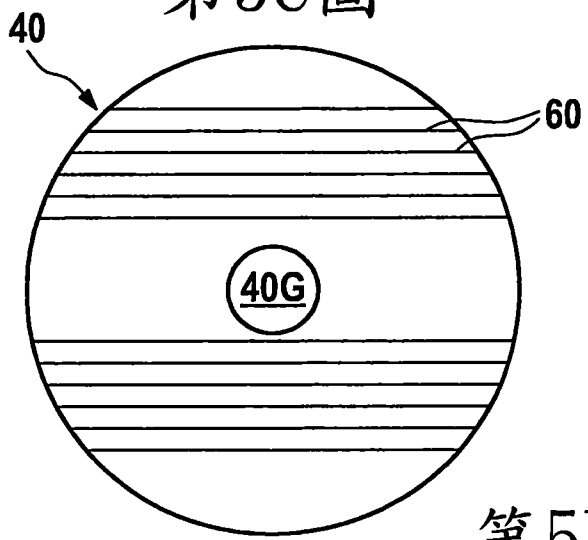
第5A圖



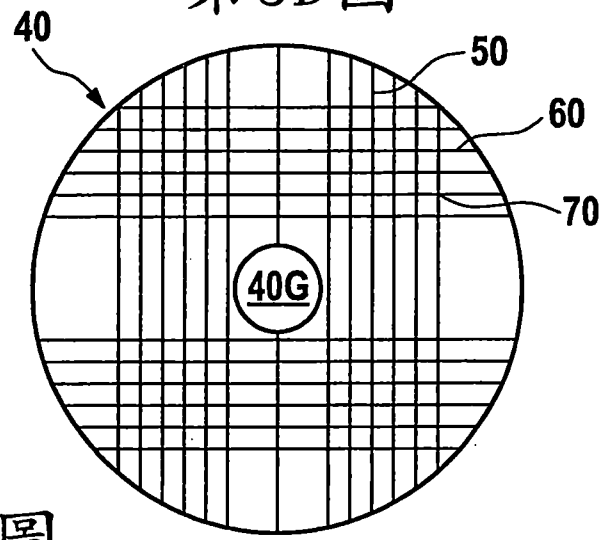
第5B圖



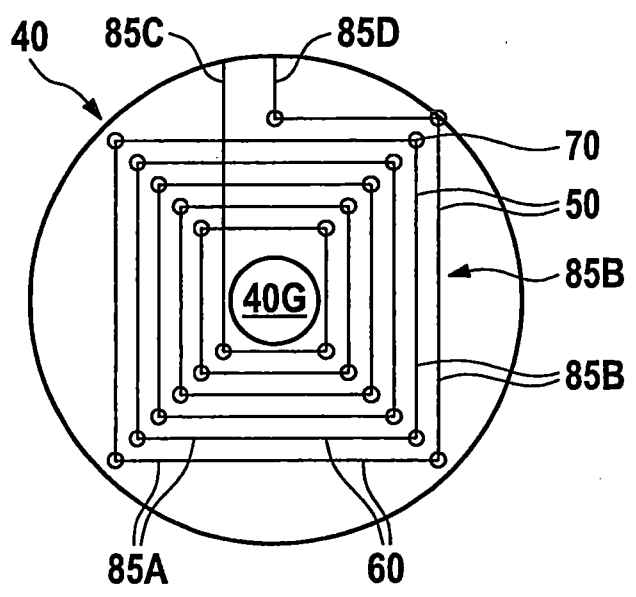
第5C圖



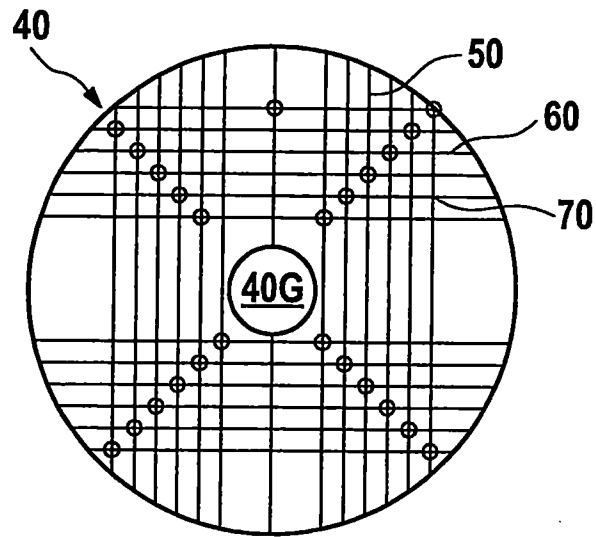
第5D圖



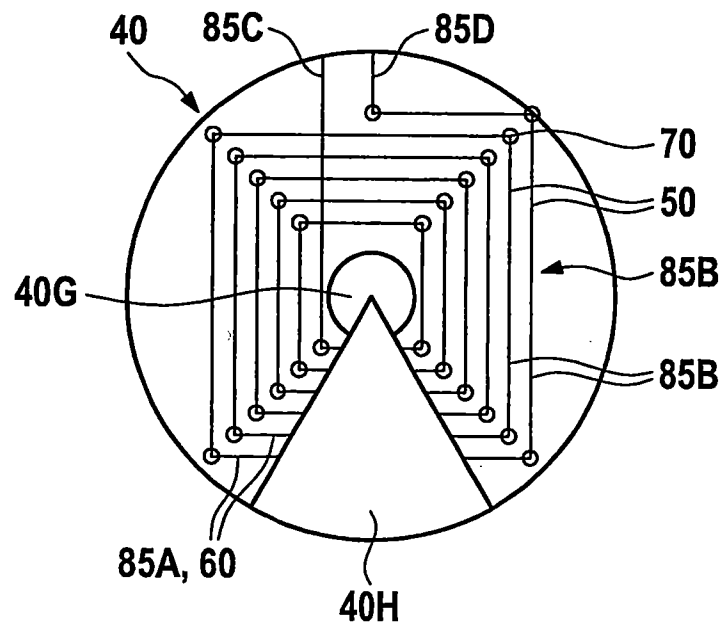
第5E圖



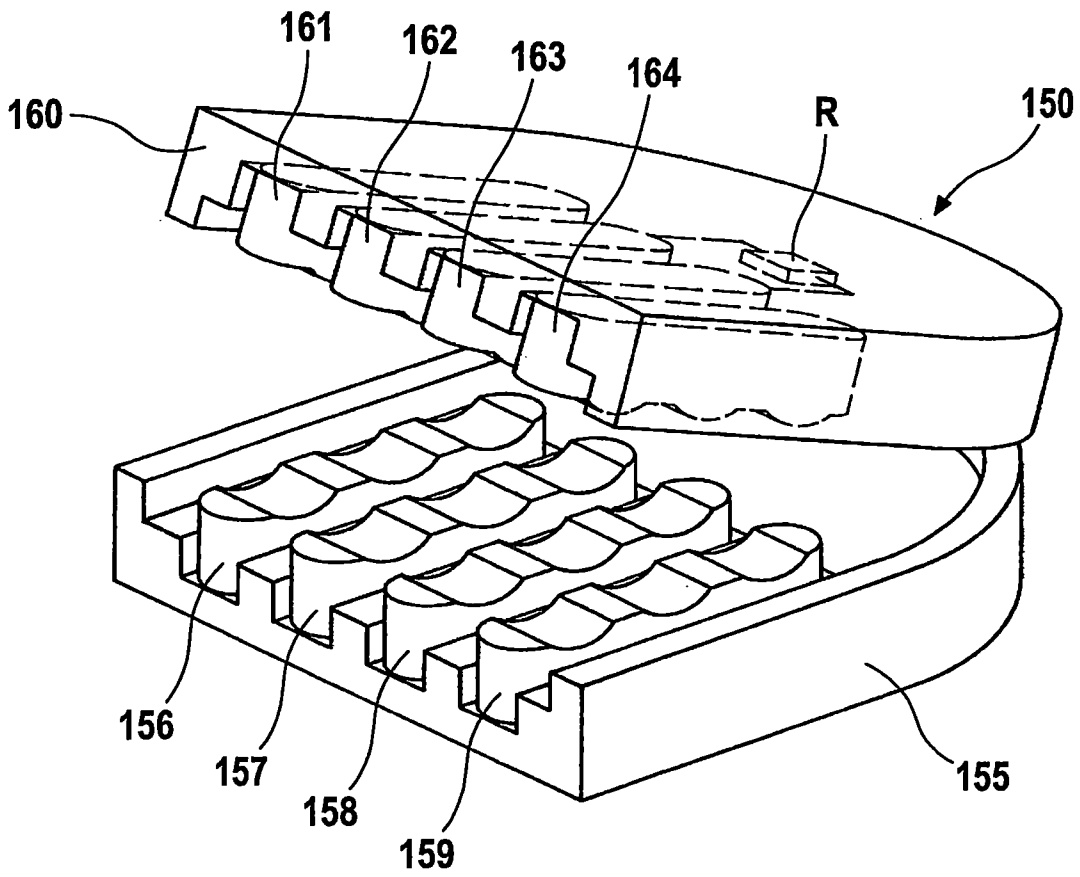
第5F圖



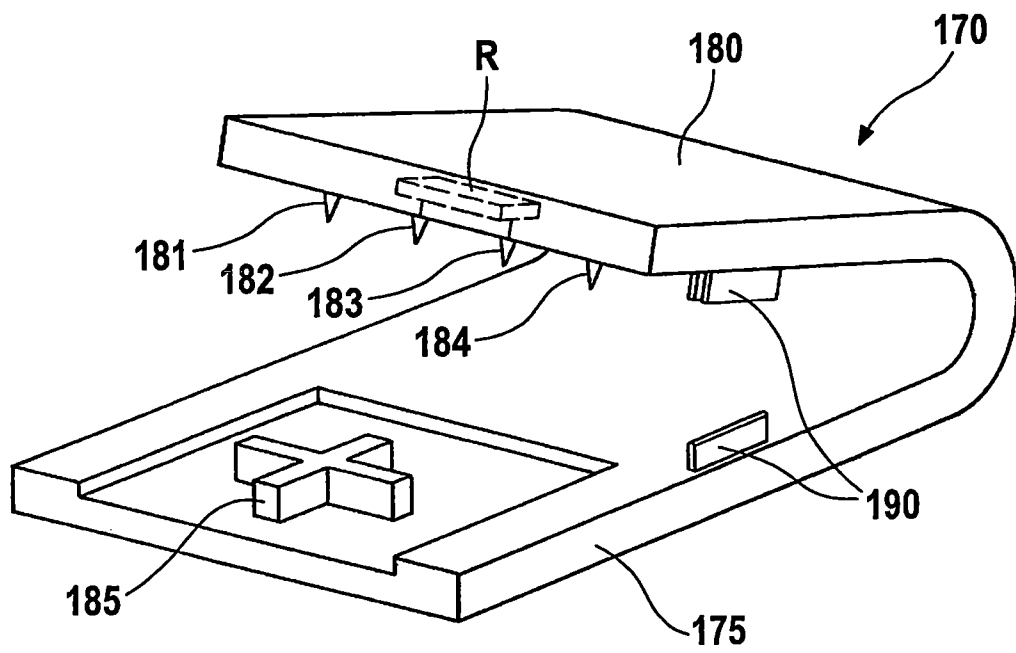
第5G圖



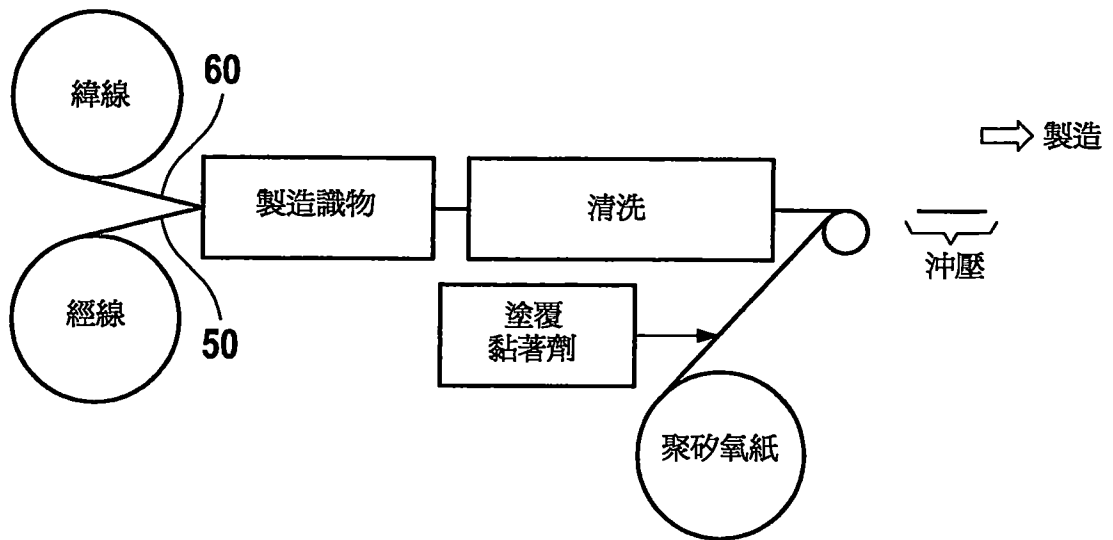
第6圖



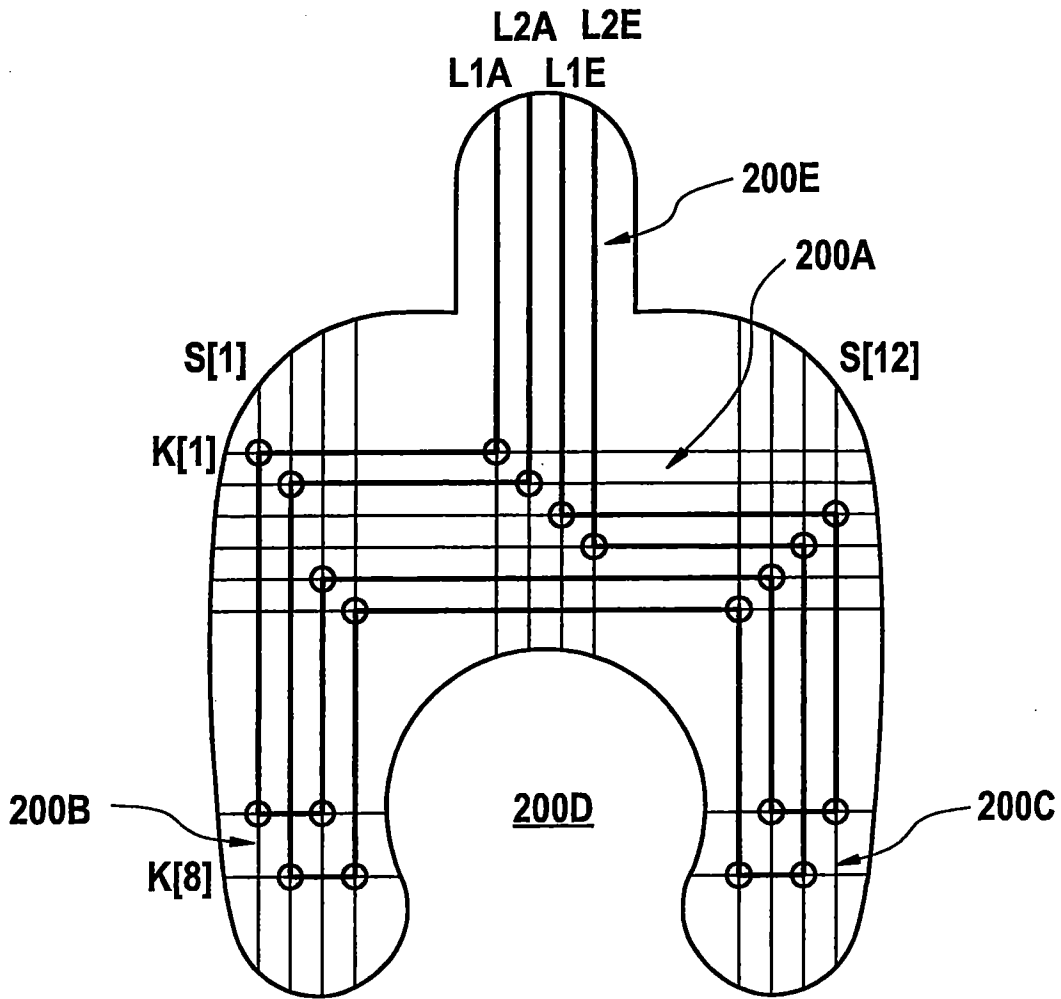
第7圖



第8圖



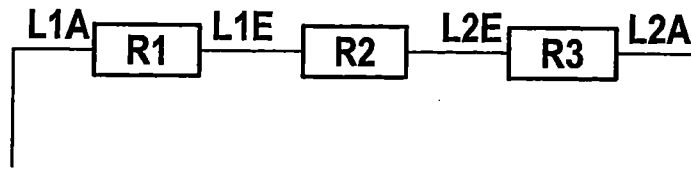
第9圖



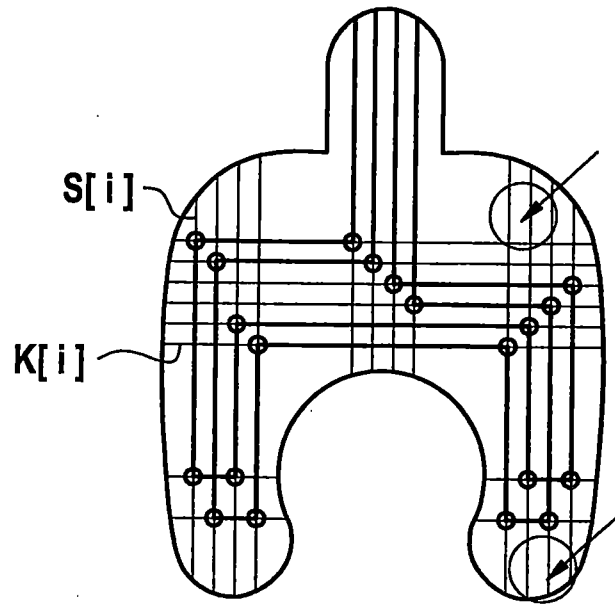
第10圖

					L1A	L2A	L1E	L2E					
	S[1]	S[2]	S[3]	S[4]	S[5]	S[6]	S[7]	S[8]	S[9]	S[10]	S[11]	S[12]	
K[1]	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	
K[2]	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	
K[3]	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	
K[4]	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	
K[5]	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	
K[6]	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	
K[7]	Cont.	Isol.	Cont.	Isol.					Isol.	Cont.	Isol.	Cont.	
K[8]	Isol.	Cont.	Isol.	Cont.					Cont.	Isol.	Cont.	Isol.	Σ
Sum Cont.	2	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2	20
Sum Isol.	6	6	6	6	5	5	5	5	6	6	6	6	68

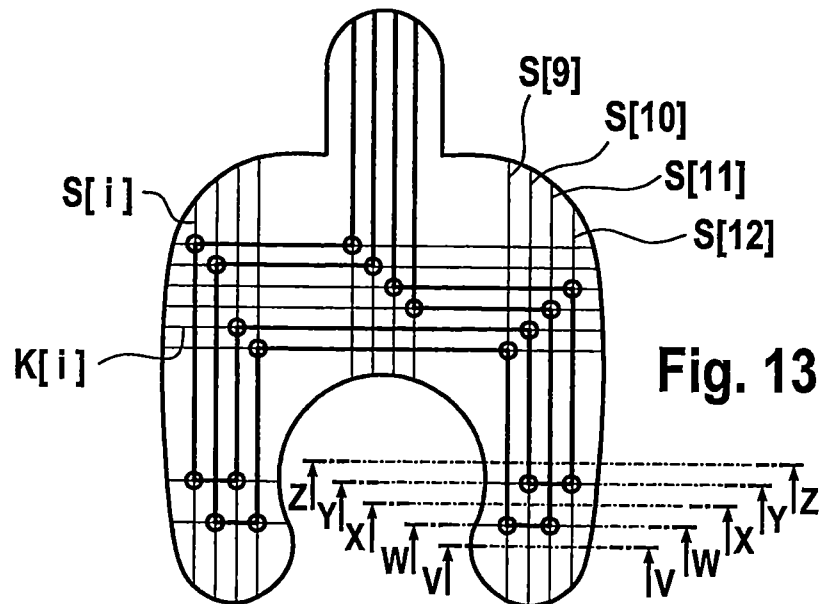
第11圖



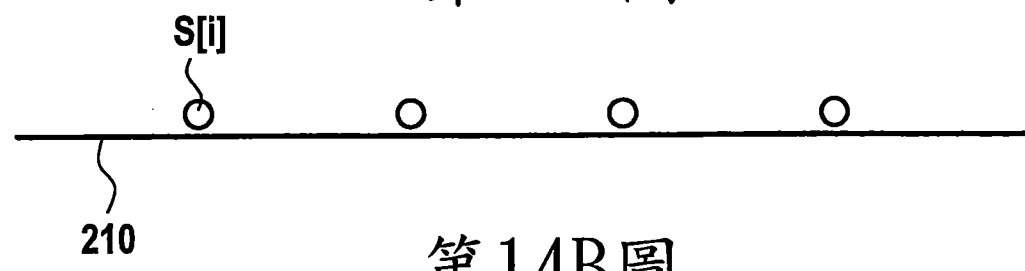
第12圖



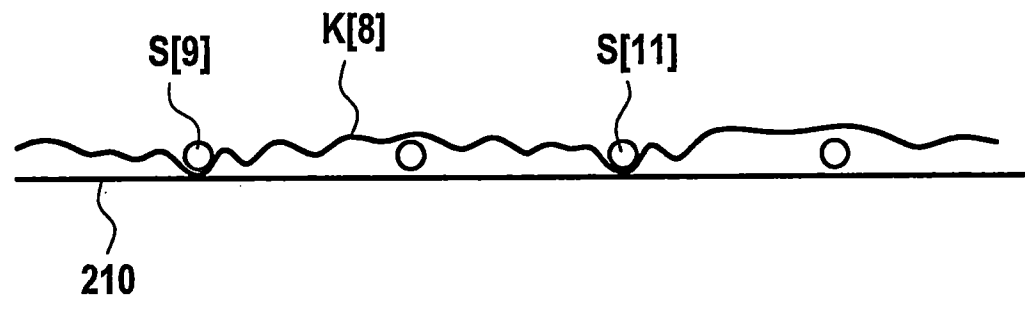
第13圖



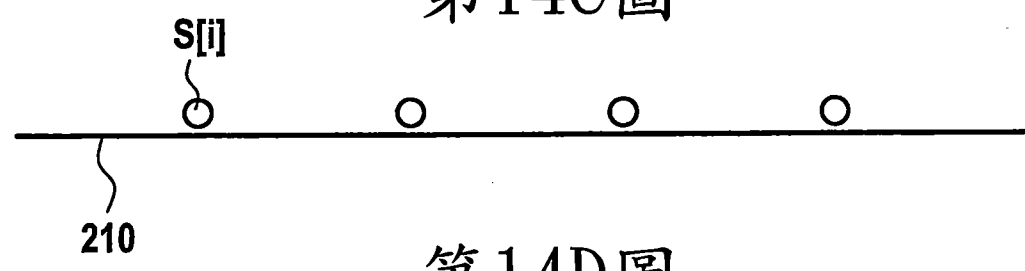
第14A圖



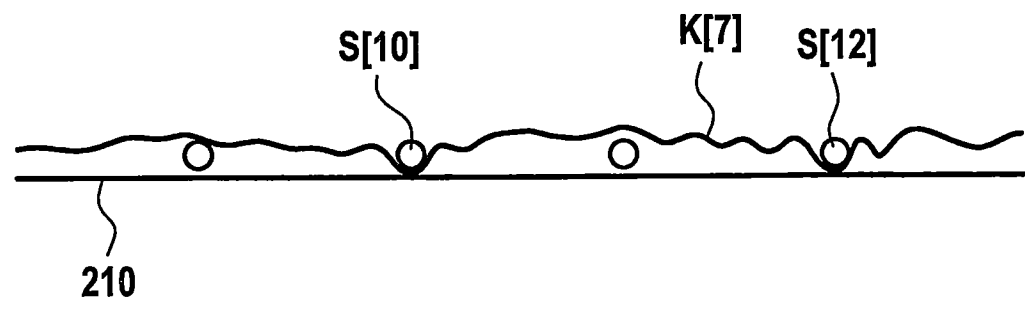
第14B圖



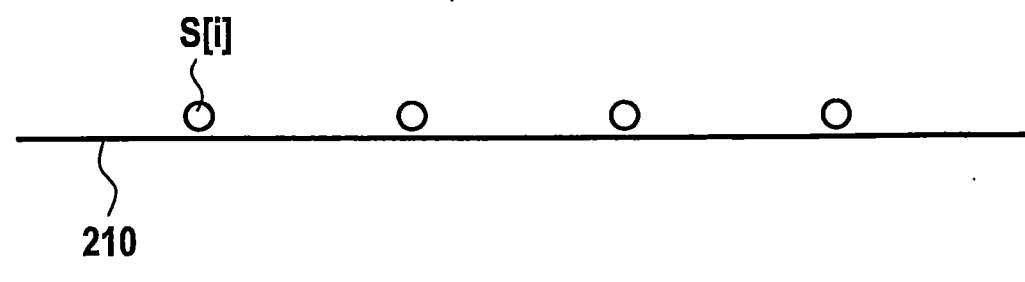
第14C圖



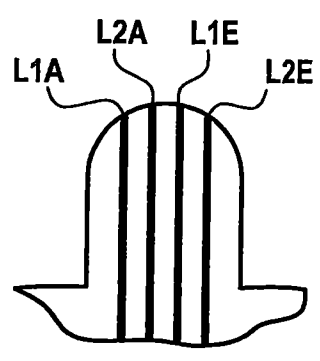
第14D圖



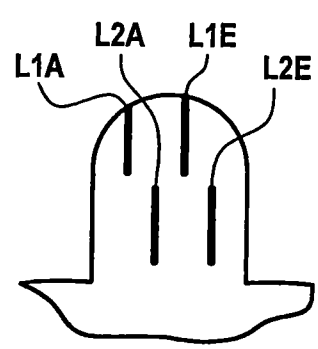
第14E圖



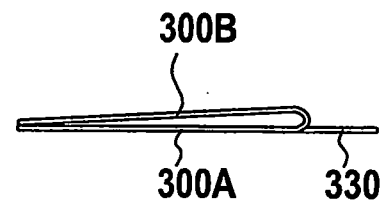
第15圖



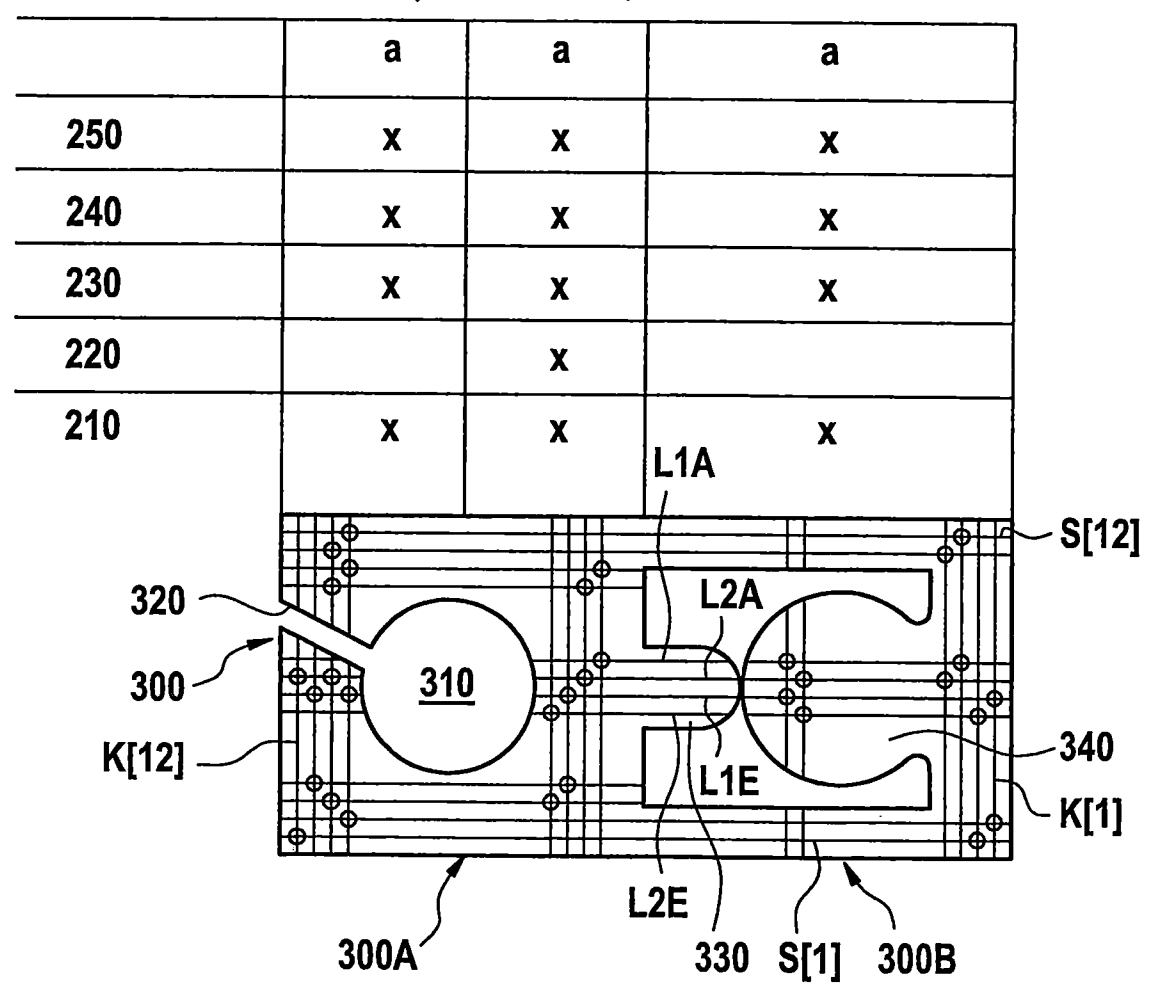
第16圖



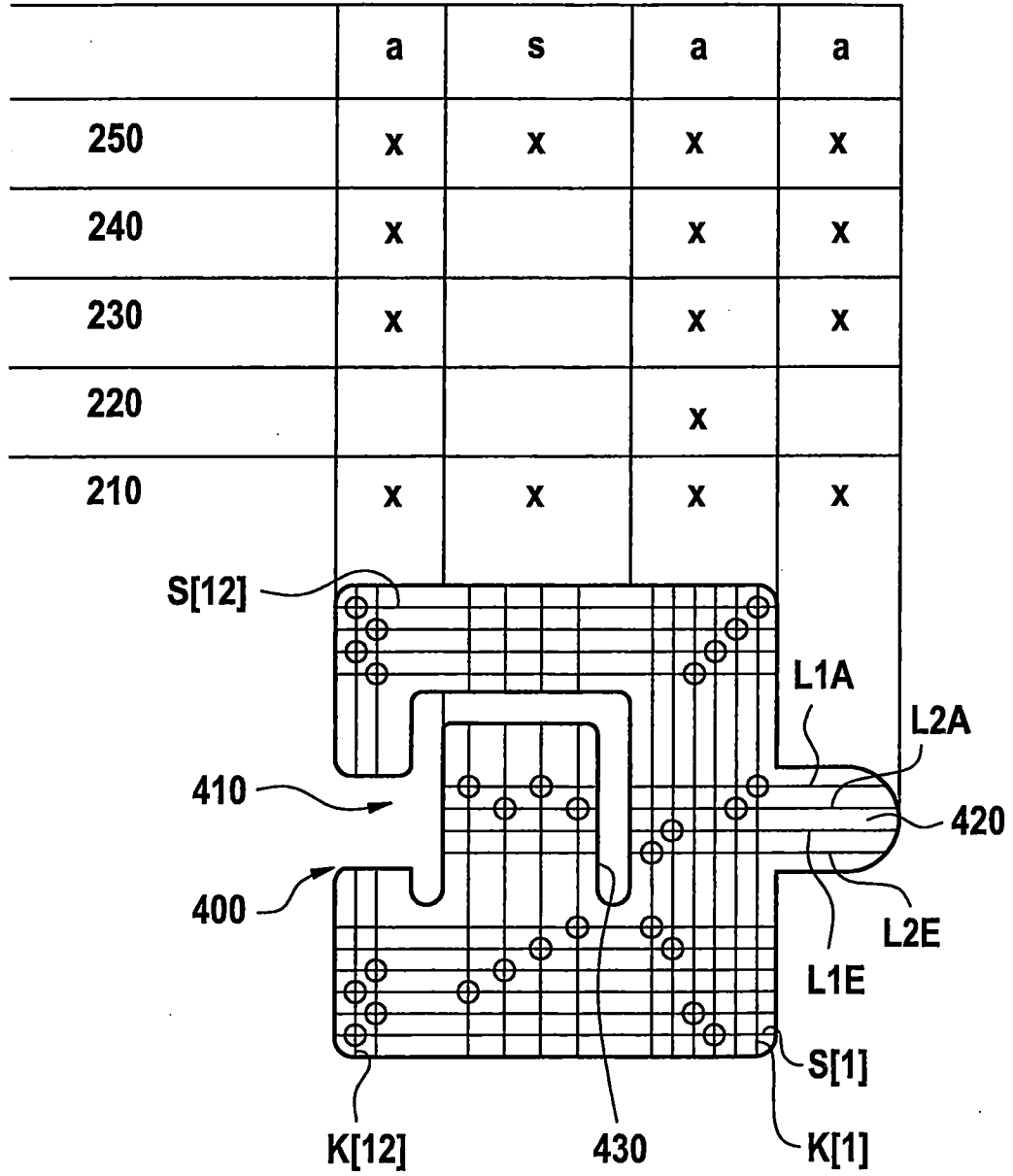
第17A圖



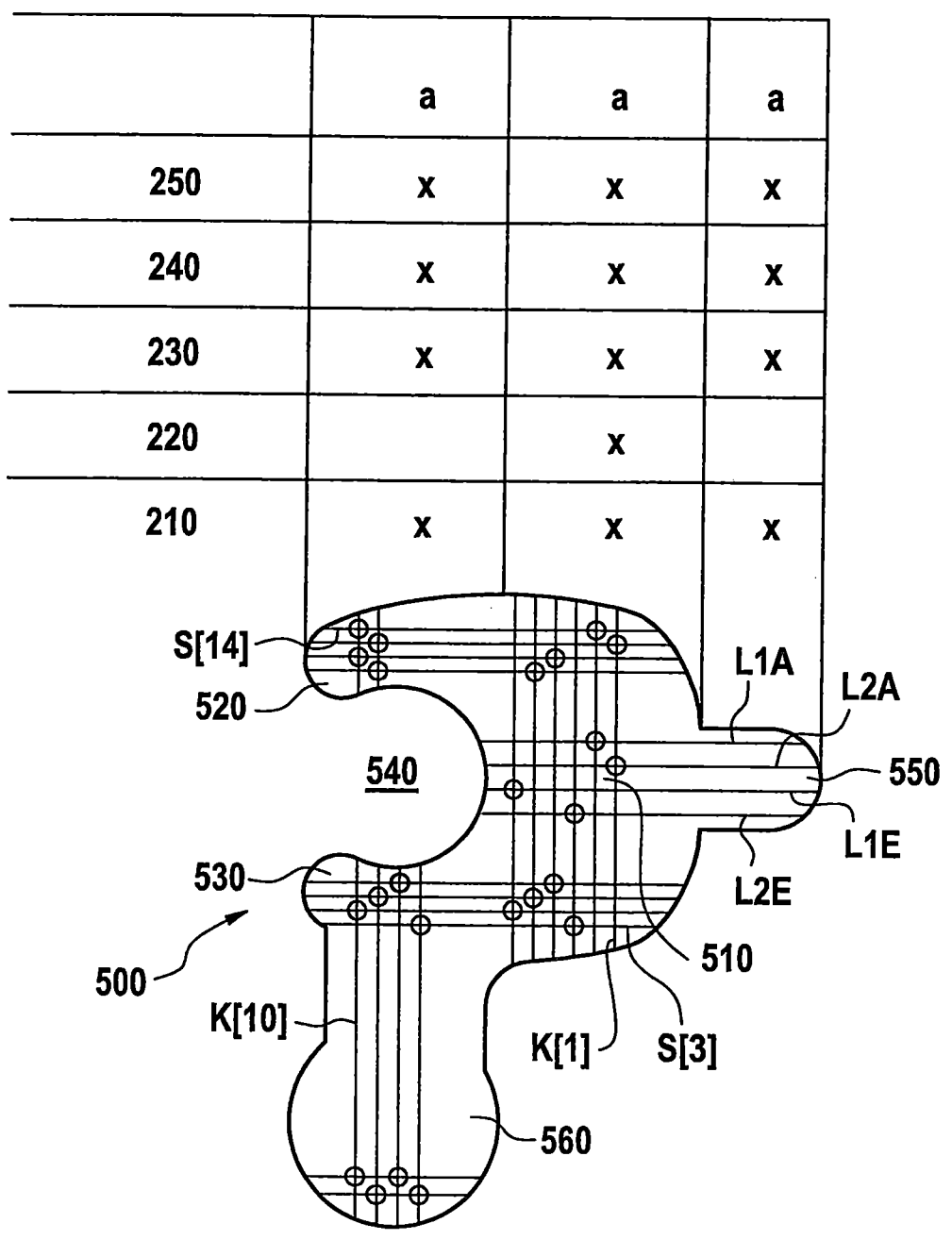
第17B圖



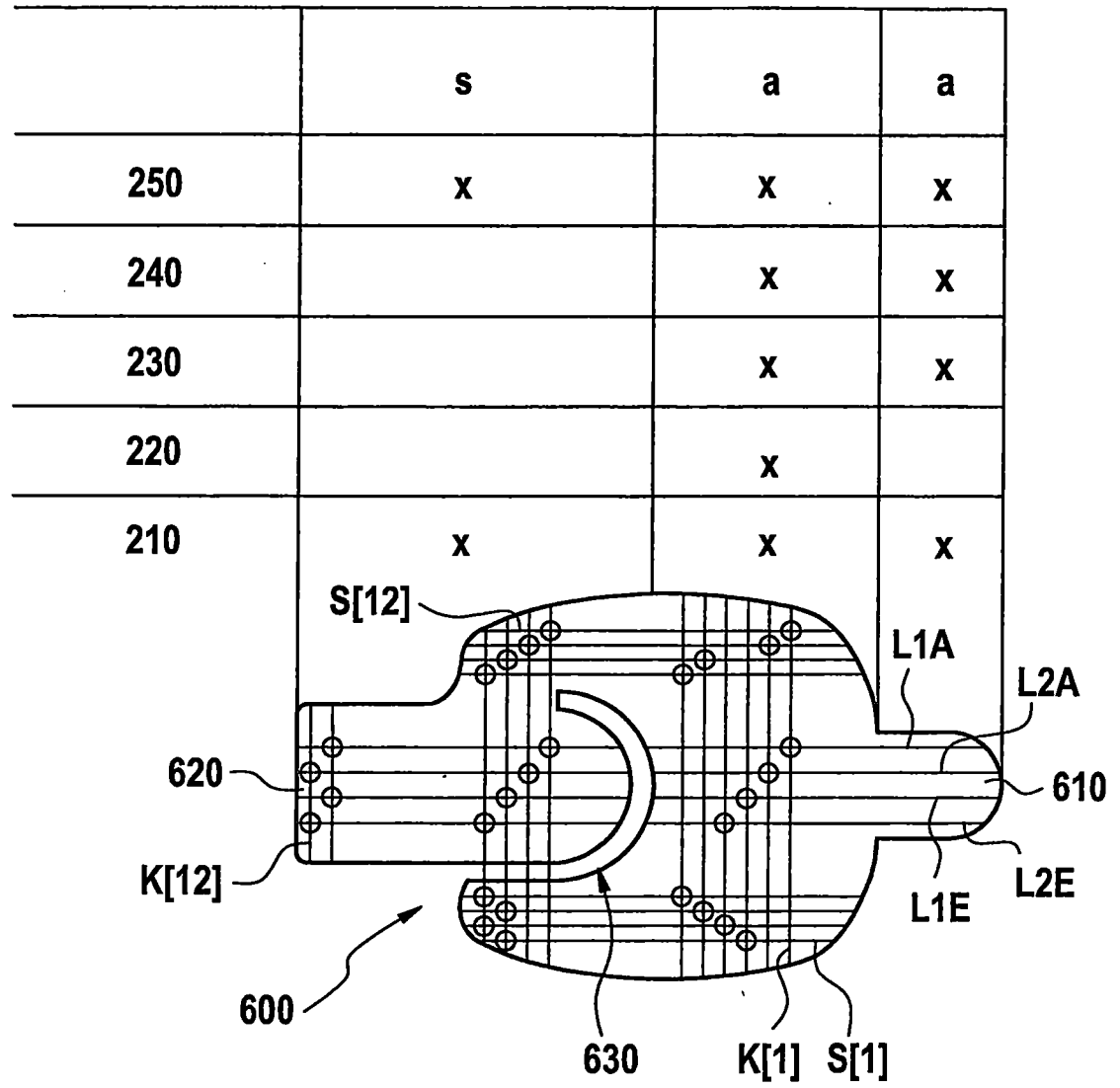
第18圖



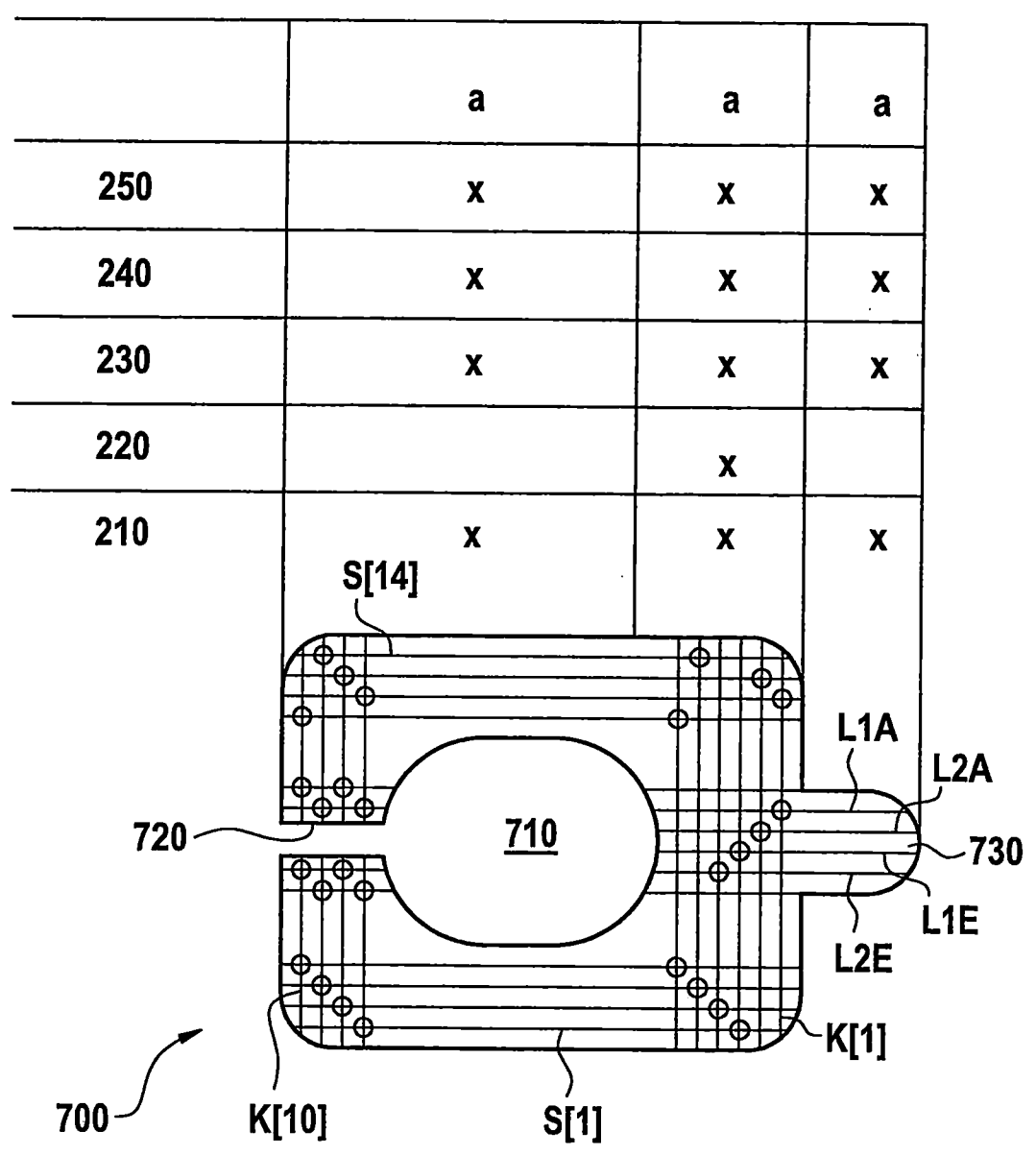
第19圖



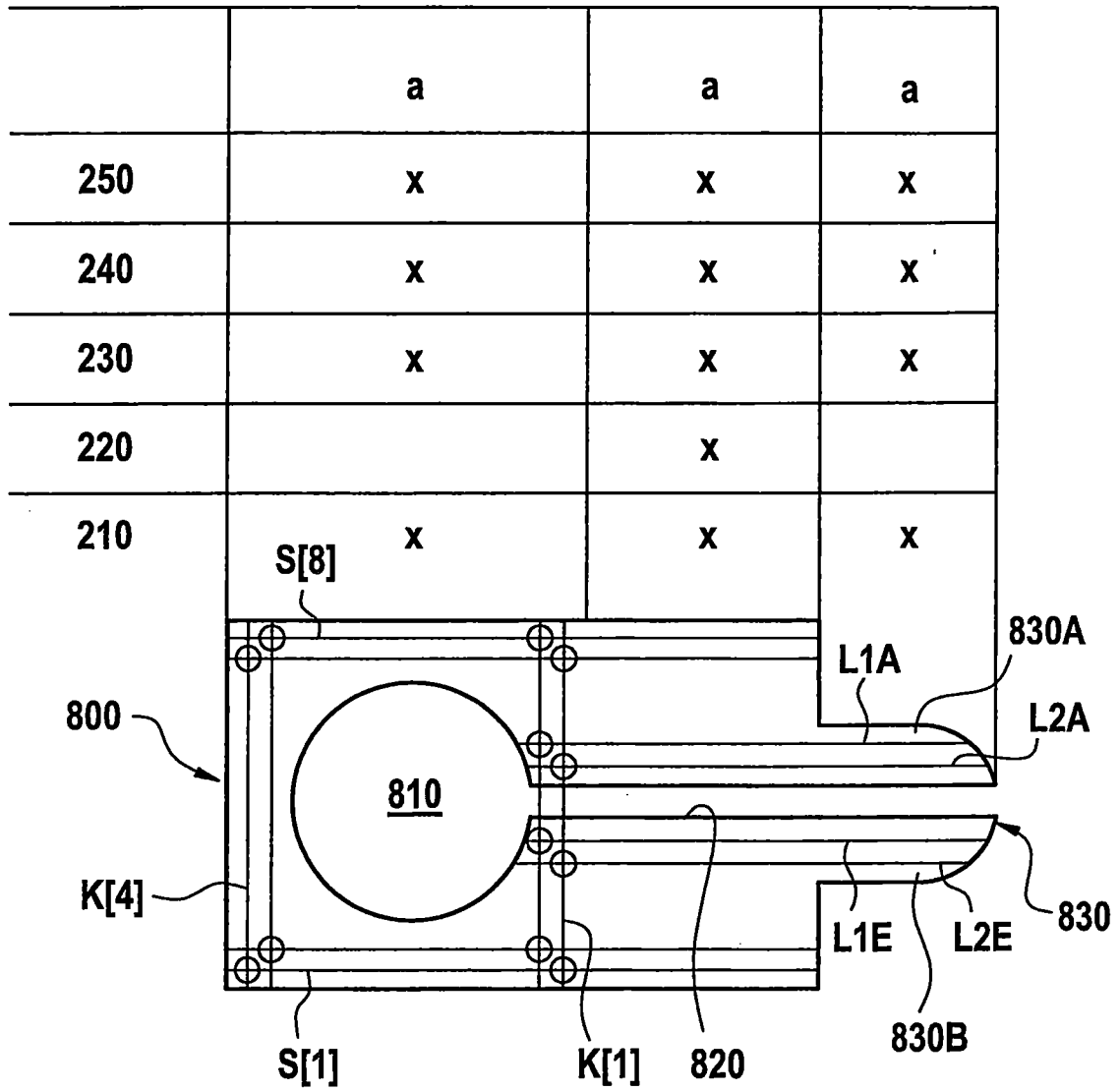
第20圖



第21圖



第22圖



第23圖

	s	a
250	x	x
240		x
230		x
220		x
210	x	x

