



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I461180 B

(45)公告日：中華民國 103 (2014) 年 11 月 21 日

(21)申請案號：100149801

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 12 月 30 日

(51)Int. Cl. : A61B8/13 (2006.01)

(71)申請人：國立交通大學(中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)
新竹市大學路 1001 號

(72)發明人：蔡 德明 CHOI, CHARLES TAK MING (US)；孫樹海 SUN, SHU HAI (TW)

(74)代理人：陳昭誠

(56)參考文獻：

US 2009/0234244A1

US US2010/0268298A1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：15 項 圖式數：7 共 37 頁

(54)名稱

增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法

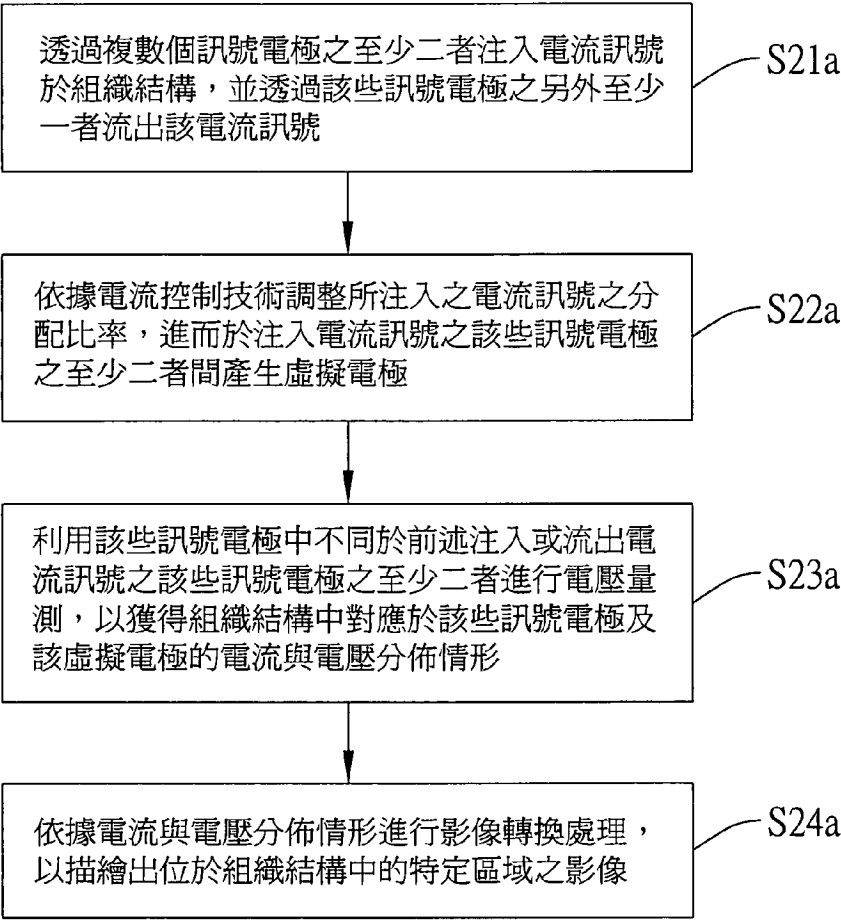
METHOD FOR IMPROVING IMAGING RESOLUTION OF ELECTRICAL IMPEDANCE
TOMOGRAPHY

(57)摘要

本發明係提供一種增進電阻抗斷層攝影(electrical impedance tomography, EIT)影像解析度的方法，具體來說，本發明藉由電流控制技術(current steering technique)形成虛擬電極(virtual electrode)，以提供一種不需增加實體電極即可改善原始電阻抗斷層攝影系統之影像解析度的方法。而本發明之電阻抗斷層攝影系統可使用複數個電極、至少一個訊號產生器、至少一個訊號接收器，以及至少一個電流控制器。換句話說，本發明將電流控制技術及虛擬電極技術結合至電阻抗斷層攝影，進而在不需實際增加實體電極數量的情形下改善影像的解析度。

The present invention provides a method for improving the imaging resolution of electrical impedance tomography (EIT), specifically using the current steering technique to form virtual electrodes, without adding more electrodes to the original EIT system. In the present invention, an EIT device contains multiple electrodes with at least one signal generator, at least one signal receiver, and at least one current steering device. In other words, current steering technique (or virtual electrode technique) is used in conjunction with EIT to improve the image resolution without actually increase the number of physical electrodes.

S21a~S24a . . . 步驟



第 2A 圖

發明專利說明書

公告本

(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：100149801

※ 申請日：100. 12. 30

※IPC 分類：A61B 8/13 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法

METHOD FOR IMPROVING IMAGING RESOLUTION OF
ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

二、中文發明摘要：

本發明係提供一種增進電阻抗斷層攝影(electrical impedance tomography, EIT)影像解析度的方法，具體來說，本發明藉由電流控制技術(current steering technique)形成虛擬電極(virtual electrode)，以提供一種不需增加實體電極即可改善原始電阻抗斷層攝影系統之影像解析度的方法。而本發明之電阻抗斷層攝影系統可使用複數個電極、至少一個訊號產生器、至少一個訊號接收器，以及至少一個電流控制器。換句話說，本發明將電流控制技術及虛擬電極技術結合至電阻抗斷層攝影，進而在不需實際增加實體電極數量的情形下改善影像的解析度。

三、英文發明摘要：

The present invention provides a method for improving the imaging resolution of electrical impedance tomography (EIT), specifically using the current steering technique to form virtual electrodes, without adding more electrodes to the original EIT system. In the present invention, an EIT device contains multiple electrodes with at least one signal generator, at least one signal receiver, and at least one current steering device. In other words, current steering technique (or virtual electrode technique) is used in conjunction with EIT to improve the image resolution without actually increase the number of physical electrodes.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (2A) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

S21a~S24a 步驟

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

本案無化學式。

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係有關於一種增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，更具體而言，係關於一種以電流控制技術增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法。

【先前技術】

近年來，醫療影像技術的發展使得電腦斷層掃描（Computed Tomography，CT）、磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging，MRI）以及正子放射斷層攝影（Positron Emission Tomography，PET）等醫療影像技術能用以產生三維影像。

現有的掃描影像技術雖可產生二維靜態影像於輸出軟片上，然而，卻需要經過多次影像掃描才可獲得三維影像，三維超音波（3D ultrasound）影像技術即採用類似的技術。再者，醫療人員在診斷身體特定部位時，如腦部、肺部、或胸部，需要具有好的解析度及價格合理的影像技術，才能夠獲得詳細和清晰的醫療影像，以對許多病症進一步做出正確的診斷和手術治療。

又，現行的電阻抗斷層攝影（Electrical Impedance Tomography，EIT）技術已逐漸廣泛在醫療影像方面受到重視與應用，並且，電阻抗斷層攝影具有非侵入式、價格低廉、無輻射性傷害以及長期監測等優點。然而，電阻抗斷層攝影的缺點在於產生之影像的解析度相對地不足，其主要原因通常是受到獲取電極資料之電極的數量所限制。一

般的電極資料獲取方式是將電流訊號輸入至一組電極，以量測其餘電極間所產生的電壓值。

在美國第 6725087 號專利案中，資料擷取、資料處理和影像組件係連接於一個通訊網路，因而允許對該資料擷取、資料處理和影像組件於網路內不同的位置進行處理，同時 IEEE 於 2008 年 2 月所刊登的期刊論文“用於胸部影像之寬帶高頻電阻抗斷層攝影系統 (A broadband high-frequency electrical impedance tomography system for breast imaging)”所揭露之技術中，電阻抗斷層攝影系統雖能工作於寬頻帶(10kHz-10MHz)，且儘管該阻抗測量之精確度已藉由電流頻率的提升而提高，但電阻抗斷層攝影系統之影像解析度仍然無法有效提高，因此具有改善空間。

請一併參照第 1A、1B、1C 圖，以瞭解現有的電阻抗斷層攝影技術。如第 1 圖所示之鄰接式 (adjacent input configuration) 技術，組織結構 100 的外圍可圍繞著一圈具有訊號電極 1~16 的導線，而透過組織結構 100 表面上之訊號電極 1，電流源 104 可注入電流訊號於組織結構 100，並藉由訊號電極 3 自組織結構 100 流出電流訊號，此時，導電目標 102 會因電場的關係產生電性的特徵，即每一個訊號電極均有相對應的等勢線 108，並依序反應於組織結構 100 表面上之訊號電極 4~16。而電壓量測器 106 可作為接收訊號之用，從而計算出組織結構 100 內之阻抗大小值，以供重建導電目標 102 在組織結構 100 中的影像，

例如，電壓量測器 106 可先連接於訊號電極 6、8，並進一步利用訊號電極 6、8 接收訊號，再位移至其它訊號電極以接收其它訊號電極上的訊號。量測完成時，即可進行演算並據此重建影像，進而得知導電目標 102 即特定區域的橫截面的阻抗大小。另外，如第 1B 圖所示之跨接式 (cross input configuration) 技術，係將電流源 104 連接於訊號電極 1、5，並進一步依據相同的原理利用訊號電極 2~4、6~16 進行量測。而如第 1C 圖所示之對接式 (opposite input configuration) 技術，則係將電流源 104 連接於訊號電極 1、9，並進一步依據相同的原理利用訊號電極 2~8、10~16 進行量測。

由此可知，現有的電阻抗斷層攝影技術只能適用於人體的軀幹外圍或肢體外圍，且需要相當繁雜的量測處理程序，且因影像的解析度直接仰賴電極的多寡，所以即便使用者發現影像的解析度不足，亦僅能多次重複量測而無法提昇解析度。若以增加大量電極的方式來增加 EIT 影像的解析度，亦會付出高額的硬體成本，不符合經濟效益。

【發明內容】

鑒於上述習知技術之缺點，本發明主要的目的之一係為提供能快速、有效地獲得較佳解析度的方法，以增加後續診療及手術的準確性，克服因電阻抗斷層攝影技術無法快速獲得較佳解析度的影像而造成無法達到預期的治療效果的缺失。

為達上述目的與其他目的，本發明係提供一種增進電

阻抗斷層攝影影像解析度的方法，係應用於複數個位於組織結構外圍或內部之訊號電極，包括以下步驟：透過該些訊號電極之至少二者注入電流訊號於該組織結構，並透過該些訊號電極之另外至少一者流出該電流訊號；依據電流控制技術調整所注入之電流訊號之分配比率，進而於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極；利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得該組織結構中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形；以及依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。

其次，本發明又提供一種增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，係應用於複數個位於組織結構外圍或內部之訊號電極，包括以下步驟：透過該些訊號電極之至少一者注入電流訊號於該組織結構，並透過該些訊號電極之另外至少二者流出該電流訊號；依據電流控制技術調整所流出之電流訊號之分配比率，進而於流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極；利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得該組織結構中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形；以及依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。

再者，本發明還提供一種增進電阻抗斷層攝影影像解

析度的方法，係應用於複數個位於組織結構外圍或內部之訊號電極，包括以下步驟：透過該些訊號電極之至少二者注入電流訊號於該組織結構，並透過該些訊號電極之另外至少二者流出該電流訊號；依據電流控制技術調整所注入之電流訊號及所流出之電流訊號之分配比率，進而於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間及流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極；利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得該組織結構中對應於該些訊號電極及該些虛擬電極的電流與電壓分佈情形；以及依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。

相較於習知技術，本發明不但能利用電流控制技術增加虛擬電極，且進一步應用了影像轉換處理技術來處理訊號電極、量測電極或虛擬電極的電流與電壓分佈情形以描繪出組織結構，所以能夠快速、有效、即時提供組織結構中清晰的影像，且能於不需重複進行量測的前提下提昇解析度。

【實施方式】

以下係藉由特定的具體實施形態說明本發明之技術內容，熟悉此技藝之人士可由本說明書所揭示之內容輕易地瞭解本發明之其他優點與功效。本發明亦可藉由其他不同的具體實施形態加以施行或應用，本說明書中的各項細節亦可基於不同觀點與應用，在未悖離本發明之精神下進

行各種修飾與變更。

本發明提出的增進電阻抗斷層攝影影像解析度方法係應用於複數個於組織結構外圍或內部之訊號電極，其第一種實施例可參照第 2A 圖繪示之步驟流程圖及第 5A 至 5C 圖之平面配置圖。

如圖所示，於步驟 S21a 中，係透過該些訊號電極之至少二者注入電流訊號於該組織結構 100，並透過該些訊號電極之另外至少一者流出該電流訊號，接著進至步驟 S22a。於一實施例中，訊號電極係可為設置於組織結構的外圍或內部的微電極，且該些訊號電極係可構成電極陣列，而該組織結構係可為腦部、肺部、或胸部。

具體來說，步驟 S21a 之實施方式同樣可符合鄰接、跨接、及對接式技術之實施態樣，分別如第 5A、5B、或 5C 圖所示。於第 5A 圖所示之鄰接式技術態樣中，電流訊號係可透過相鄰之訊號電極 1、16 予以注入，並藉由訊號電極 3 將該電流訊號流出。於第 5B 圖所示之跨接式技術態樣中，電流訊號係可透過訊號電極 2、3 予以注入，並藉由訊號電極 6 流出該電流訊號。而於第 5C 圖所示之對接式技術態樣中，電流訊號係可透過訊號電極 2、3 予以注入，並藉由相對的訊號電極 10 流出該電流訊號。而此處所述之注入電流訊號及輸出電流訊號之實施步驟係可藉由訊號產生器予以實施。

於步驟 S22a 中，係可依據電流控制技術調整所注入之電流訊號之分配比率，進而於注入電流訊號之該些訊號

電極之至少二者間產生虛擬電極，接著進至步驟 S23a。

於本發明的一實施例中，所述的電流控制技術係可透過與前述之訊號產生器連接的電流控制器 (current steering device) 來予以實施，以令該分配比率 α 能介於 0%~100% 之間。例如於第 5A 圖之實施態樣中，訊號電極 16 所注入之電流訊號與訊號電極 1 所注入之電流訊號分別為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ， I 是從電流源 104 注入之總電流， α 為分配比率，而虛擬電極 v 的位置則可對應於分配比率位於訊號電極 16、1 之間。於第 5B 圖之實施態樣中，訊號電極 2 所注入之電流訊號與訊號電極 3 所注入之電流訊號之分配也可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，而虛擬電極 v 的位置則可對應於分配比率位於訊號電極 2、3 之間。而於第 5C 圖之實施態樣中，訊號電極 2 所注入之電流訊號與訊號電極 3 所注入之電流訊號之分配亦可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，而虛擬電極 v 的位置則可對應於分配比率位於訊號電極 2、3 之間。當然，此處所述之分配為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，亦可類推為 $(1-\alpha) I : \alpha I$ ，而隨著調變分配比率 α 之數值，分配比率可為 50%:50% 或其它比率。而藉由適當地調控注入之電流訊號的分配比率，兩個用以注入電流訊號的訊號電極間即可產生虛擬電極，即如第 5A 圖例示之虛擬電極 v ，而為了簡化圖式，虛擬電極 v 僅於第 5A 圖中繪製。而按照此處所述之分配比率之原理，於用以注入電流訊號之訊號電極設定大於兩個，例如為三個時，其分配係可為 $\alpha I : \beta I : (1-\alpha-\beta) I$ ，且當 $\alpha + \beta \leq 1$ ，流出之電流係可為 $-I$ ，詳如第

5D 圖所示。

於步驟 S23a 中，係利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得組織結構 100 中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形，接著進至步驟 S24a。

於本發明的一實施例中，可透過與訊號產生器連接的訊號接收器量測對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形，以進行電極間的阻抗特性分析，而量測之方式可參照現有技術，故不再於此贅述。

於步驟 S24a 中，係依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構 100 中的特定區域之影像。需補充的是，前述對電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理的步驟時，係可先對該組織結構中的該特定區域進行電流、電壓與阻抗特性分析；接著，再將該阻抗特性分析的結果與模擬模型參數進行匹配以產生並描繪出該組織結構的周圍之影像。而實際實施時，係可藉由離散系統之數學運算軟體和參數模型匹配以進行影像轉換處理，其中離散系統之數學運算軟體係可為 MATLAB。而由於虛擬電極的產生，用以進行電極間的阻抗特性分析的資料會更加充分，從而描繪出的影像會具有更高的解析度。

請再參閱第 2B 圖所繪示之步驟流程圖及第 6A 至 6C 圖之平面配置圖，以瞭解本發明之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法之第二種實施例。

於步驟 S21b 中，係透過該些訊號電極之至少一者注

入電流訊號於該組織結構 100，並透過該些訊號電極之另外至少二者流出該電流訊號，接著進至步驟 S22b。

於步驟 S22b 中，依據電流控制技術調整所流出之電流訊號之分配比率，進而於流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極，接著進至步驟 S23b。

具體來說，步驟 S21b、S22b 之實施同樣可符合鄰接式、跨接式及對接式技術。如第 6A 圖所示，電流訊號係自訊號電極 1 注入，並自相鄰之訊號電極 3、4 流出，而訊號電極 3、4 所流出之電流訊號之分配係可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ；於第 6B 圖之實施態樣中，電流訊號係自訊號電極 2 注入，並自訊號電極 6、7 流出，而訊號電極 6、7 所流出之電流訊號之分配也可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ；而於第 6C 圖之實施態樣中，電流訊號係自訊號電極 2 注入，並自相對之訊號電極 9、10 流出，而訊號電極 9、10 所流出之電流訊號之分配亦可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ 。當然，此處所述之 $\alpha I : (1-\alpha) I$ 亦可類推為 $(1-\alpha) I : \alpha I$ ，且隨著分配比率 α 之數值調變，虛擬電極係可產生在第 6A 圖之訊號電極 3、4 間之不同位置，或是產生在第 6B 圖之訊號電極 6、7 間之不同位置，或是產生在第 6C 圖之訊號電極 9、10 間之不同位置。

於步驟 S23b 中，係利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得組織結構 100 中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形，接著進至步驟 S24b。具

體來說，在第 6A 圖之實施型態中，供訊號接收器進行量測之訊號電極，係為訊號電極 1、3、4 以外之至少二者；在第 6B 圖之實施型態中，供訊號接收器進行量測之訊號電極，係為訊號電極 2、6、7 以外之至少二者；而在第 6C 圖之實施型態中，供訊號接收器進行量測之訊號電極，係為訊號電極 2、9、10 以外之至少二者。

於步驟 S24b 中，係依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於組織結構 100 中的特定區域之影像。具體來說，係可藉由離散系統之數學運算軟體和參數模型匹配以進行影像轉換處理。

由此可知，第二實施例與第一實施例之主要差異，係在於將虛擬電極形成於用以流出電流訊號之至少二訊號電極間，而為簡化說明，其它細部的實施細節則不再予以贅述。

請再參閱第 2C 圖之步驟流程圖及第 7A 至 7C 圖之平面配置圖，以瞭解本發明之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法之第三實施例。

於步驟 S21c 中，係透過該些訊號電極之至少二者注入電流訊號於組織結構 100，並透過該些訊號電極之另外至少二者流出該電流訊號，接著進至步驟 S22c。

於步驟 S22c 中，係依據電流控制技術調整所注入之電流訊號及所流出之電流訊號之分配比率，進而於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間及流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間皆產生虛擬電極，接著進至

步驟 S23c。

具體來說，步驟 S21c、S22 c 之實施同樣可符合鄰接式、跨接式及對接式技術。如第 7A 圖所示，電流訊號係可自訊號電極 1、16 注入，並自訊號電極 3、4 流出，而訊號電極 1、16 所注入之電流訊號之分配係可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，且訊號電極 3、4 所流出之電流訊號之分配係可為 $\beta I : (1-\beta) I$ ，此時，虛擬電極會產生依據分配比率產生在訊號電極 1、16 間及訊號電極 3、4 間。於第 7B 圖之實施態樣中，電流訊號係自訊號電極 2、3 注入，並自訊號電極 6、7 流出，而訊號電極 2、3 所注入之電流訊號之分配也可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，且訊號電極 6、7 所流出之電流訊號之分配係可為 $\beta I : (1-\beta) I$ 。而於第 7C 圖之實施態樣中，電流訊號係自訊號電極 2、3 注入，並自相對之訊號電極 9、10 流出，而訊號電極 2、3 所注入之電流訊號之分配亦可為 $\alpha I : (1-\alpha) I$ ，且訊號電極 9、10 所流出之電流訊號之分配係可為 $\beta I : (1-\beta) I$ 。當然，此處所述之 $\alpha I : (1-\alpha) I$ 亦可類推為 $(1-\alpha) I : \alpha I$ ，且 $\beta I : (1-\beta) I$ 也可類推為 $(1-\beta) I : \beta I$ 。當然， β 之數值係可等同於 α 之數值，亦可不同於 α 之數值。而隨著 α 、 β 之數值調變，虛擬電極係可產生在第 7A 圖之訊號電極 1、16 間及訊號電極 3、4 間之不同位置，或是產生在第 7B 圖之訊號電極 2、3 間及訊號電極 6、7 之不同位置，或是產生在第 7C 圖之訊號電極 2、3 間及訊號電極 9、10 間之不同位置。

於步驟 S23c 中，係利用該些訊號電極中不同於前述

注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得組織結構 100 中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形，接著進至步驟 S24c。具體來說，在第 7A 圖之實施型態中，用以供訊號接收器進行量測之訊號電極，係為訊號電極 1、3、4、16 以外之至少二者；在第 7B 圖之實施型態中，供訊號接收器進行量測之訊號電極，係為訊號電極 2、3、6、7 以外之至少二者；而在第 7C 圖之實施型態中，供訊號接收器進行量測之訊號電極，係為訊號電極 2、3、9、10 以外之至少二者。

而於步驟 S24c 中，係依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。具體來說，係可藉由離散系統之數學運算軟體和參數模型匹配以進行影像轉換處理。

另外，第三實施例中，依據電流控制技術同時調整用以注入電流訊號及用以流出電流訊號之訊號電極之技術，亦可應用於如第 7D 圖所示之實施態樣中。如第 7D 圖所示，訊號電極 16、3 係用以流出電流訊號，且分配為 $(1-\beta)I$ ： βI 之流出量，訊號電極 1、2 係用以注入電流訊號，且分配為 $(1-\alpha)I$ ： αI 之注入量，而藉由電流控制技術之實施調整 α 、 β 之數值，虛擬電極係能出現在訊號電極 1、2 間之任一位置，更進一步提昇了控制精準度與實施彈性。

由此可知，第三實施例與前述第一、第二實施例之主要差異，係在於將虛擬電極同時形成於用以注入電流訊號之至少二訊號電極及用以流出電流訊號之至少二訊號電極

間。

為了更清楚地瞭解本發明更為詳細的具體實施細節，請再參閱下列說明及圖式。

首先說明的是，第 3 圖描繪本發明以複數個訊號電極 301 設置於組織結構 305 之外圍的剖面示意圖，而第 4 圖描繪本發明以具有形成微電極陣列之複數個訊號電極 303 的複合式探針植入於組織結構 305 內的剖面示意圖。

如第 3 圖所示，複數個訊號電極 301 分別設置於組織結構 305 的外圍，其中，特定區域 307 位於該組織結構 305 內，複數個訊號電極 301 經由整合式導線 309 連接至訊號產生器 311(作為電流源)、電流控制器 313(作為控制注入之電流訊號或流出之電流訊號的分配比率)和訊號接收器 315(用以量測電壓)。而複數個訊號電極 301 中的至少二者可依據前述第一、第二、第三實施例之原理視為用以注入或流出電流訊號的訊號電極。當然，用以注入電流訊號之訊號電極、用以流出電流訊號之訊號電極和用以量測之訊號電極之分佈位置並不會永遠固定，而係依據促不同的量測循環而有所變動。

再者，如第 4 圖所示，於本發明的一實施例中，具有形成為微電極陣列之複數個訊號電極 303 的複合式探針係植入於組織結構 305 內，其中，特定區域 307 位於該組織結構 305 內，而複合式探針係經由整合式導線 309 連接至訊號產生器 311(作為電流源)、電流控制器 313(作為控制注入或流出電流訊號的分配比率)和訊號接收器 315(用以

量測電壓)，其中，依據前述第一、第二、第三實施例之原理，複合式探針上的複數個訊號電極 303 的至少二者，係可視為用以注入或流出電流訊號之訊號電極，同樣的，用以注入電流訊號之訊號電極、用以流出電流訊號之訊號電極和用以量測之訊號電極的位置，係隨著不同的量測循環而有所變動。

實際進行影像轉換處理時，任一實際的影像重建方法皆可適用於本案的影像轉換處理，而於邊界上測量的數據將可包括一向量的離散值。例如對於 N 個訊號電極而言，需要 $N(N-1)/2$ 次的獨立邊界測量（如果不使用訊號電極，會小於此測量次數），而重建後的影像將包括一組離散像素，且兩組測量將可容易地透過矩陣變換來表示為轉移阻抗 $\mathbf{z}$ 之向量和導電率值 $\mathbf{c}$ 之影像向量之間的關係如下列的公式（1）： $\mathbf{z}=\mathbf{T}(\mathbf{c})\mathbf{c}\cdots(1)$ 。再者，轉移阻抗係介於一對訊號電極之間（或訊號電極和一般參考點之間）是為訊號電極之間的測量電壓除以施加電流。一般而言，矩陣 $\mathbf{T}$ 將取決於導電率的分佈情形和該組之外加電流或電壓模式。而利用改進的牛頓-拉夫森方法（Newton-Raphson method）可計算導電率的分佈情形。在第 k 個階段，亦即在疊代的過程中的導電率是有關於邊界電壓值且對應於下列公式（2）： $\mathbf{v}=\mathbf{F}(\mathbf{c})\cdots(2)$ ，

而計算第 $(k+1)$ 個導電率的估計值係可藉由下列公式（3）： $\mathbf{c}^{k+1}=\mathbf{c}^k+\Delta\mathbf{c}\cdots(3)$ ，於公式（3）中， $\Delta\mathbf{c}=\{[\mathbf{F}'(\mathbf{c}^k)]^t\mathbf{F}'(\mathbf{c}^k)\}^{-1}\mathbf{F}'(\mathbf{c}^k)[\mathbf{F}(\mathbf{c}^k)-\mathbf{v}_0]$ ， $\mathbf{v}_0$ 為測

量電壓值， $F'(C^k)$ 可為雅可比矩陣 (Jacobian matrix)： $[F']_{ij} = df_i/d_j$ ，而演算法能提供良好的導電率之起始估計值，以保證其具有足夠收斂，而利用高效的有限元素用以計算正向變換和對雅可比矩陣直接微分，其中涉及的主要問題為 $\{[F'(c^k)]^t F'(c^k)\}$ 的逆矩陣和必要的正規化技術，再此不再予以贅述。

值得一提的是，本發明的增進電阻抗斷層攝影影像解析度方法還可應用在深層腦部電刺激、脊髓電刺激術 (spinal cord stimulation)、迷走神經刺激術 (vagus nerve stimulation)、人工電子耳 (cochlear implant) 及人工視網膜 (retinal prosthesis) 等相關領域，換言之，所述的組織結構可例示為腦部、背部脊髓、頸部、或胸腔部等部位。

另外，實際執行時，在執行前述步驟 S21a、S21b、S21C 之前，還可搭配執行現行之電阻抗斷層攝影技術。具體言之，於執行前述步驟 S21a、S21b、S21C 之前，係可先依據第 1A 圖、第 1B 圖、或第 1C 圖及其所對應之技術原理進行量測，從而再藉由本發明所述之技術原理產生虛擬電極並完成後續的量測作業，藉此大幅增進電阻抗斷層攝影之解析度與精確性。

綜上所述，本發明係提出一種能增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其係利用電流控制技術於有限的實體電極間產生出虛擬電極，以令後續的影像轉換處理能藉由虛擬電極獲得更充足的資料，藉此快速、精確地提高電

阻抗斷層攝影影像的解析度。因此，本發明不但解決了現有技術被實體電極數目所限制的問題，也解決了現有技術在發現解析度不足時必需要多次進行量測的問題。

惟，上述實施例僅例示性說明本發明之原理及其功效，而非用於限制本發明。任何熟習此項技藝之人士均可在不違背本發明之精神及範疇下，對上述實施例進行修飾與改變。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 1A、1B、1C 圖為現有的電阻抗斷層攝影技術之二維平面示意圖；

第 2A 圖為本發明之增進電阻抗斷層攝影影像解析度方法的第一實施例之步驟流程圖；

第 2B 圖為本發明之增進電阻抗斷層攝影影像解析度方法的第二實施例之步驟流程圖；

第 2C 圖為本發明之增進電阻抗斷層攝影影像解析度方法的第三實施例之步驟流程圖；

第 3 圖係描繪本發明以複數個訊號電極設置於組織結構之外圍的剖面示意圖；

第 4 圖係描繪本發明將形成為電極陣列之複數個訊號電極植入組織結構內的剖面示意圖；

第 5A 至 5D 圖為本發明第一實施例藉由電流控制技術於注入電流訊號之訊號電極間產生虛擬電極的之平面配置圖；

第 6A 至 6C 圖為本發明第二實施例藉由電流控制技術於流出電流訊號之訊號電極間產生虛擬電極的之平面配置圖；以及

第 7A 至 7D 圖為本發明第三實施例藉由電流控制技術於注入及流出電流訊號之訊號電極間皆產生虛擬電極的之平面配置圖。

【主要元件符號說明】

1~16、301、303	訊號電極
102	導電目標
104、104a、104b	電流源
106	電壓量測器
108	等勢線
100、305	組織結構
307、A	特定區域
309	整合式導線
311	訊號產生器
313	電流控制器
315	訊號接收器
S21a~S24a、S21b~S24b、S21c~S24c	步驟
v	虛擬電極

七、申請專利範圍：

1. 一種增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，係應用於複數個位於組織結構外圍或內部之訊號電極，包括以下步驟：

(1)透過該些訊號電極之至少二者注入電流訊號於該組織結構，並透過該些訊號電極之另外至少一者流出該電流訊號；

(2)依據電流控制技術調整所注入之電流訊號之分配比率，進而於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極；

(3)利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得該組織結構中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形；以及

(4)依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該虛擬電極的位置係對應於該分配比率而位於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間，且該分配比率係介於 0%~100%之間。
3. 如申請專利範圍第 1 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，步驟(1)係透過訊號產生器來予以實施，步驟(2)係透過與該訊號產生器連接的電流控制器來予以實施，步驟(3)係透過與該訊號產

生器連接的訊號接收器來予以實施，而步驟（4）係藉由離散系統之數學運算軟體和參數模型匹配以進行影像轉換處理。

4. 如申請專利範圍第 1 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該些訊號電極係為微電極，且構成電極陣列。
5. 如申請專利範圍第 1 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該組織結構係為腦部、背部脊髓、頸部、或胸腔部。
6. 一種增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，係應用於複數個位於組織結構外圍或內部之訊號電極，包括以下步驟：

（1）透過該些訊號電極之至少一者注入電流訊號於該組織結構，並透過該些訊號電極之另外至少二者流出該電流訊號；

（2）依據電流控制技術調整所流出之電流訊號之分配比率，進而於流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極；

（3）利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得該組織結構中對應於該些訊號電極及該虛擬電極的電流與電壓分佈情形；以及

（4）依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。

7. 如申請專利範圍第 6 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該虛擬電極的位置係對應於該分配比率而位於流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間，且該分配比率係介於 0%~100%之間。
8. 如申請專利範圍第 6 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，其中，步驟（1）係透過訊號產生器來予以實施，步驟（2）係透過與該訊號產生器連接的電流控制器來予以實施，步驟（3）係透過與該訊號產生器連接的訊號接收器來予以實施，而步驟（4）係藉由離散系統之數學運算軟體和參數模型匹配以進行影像轉換處理。
9. 如申請專利範圍第 6 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，其中，該些訊號電極係為微電極，且構成電極陣列。
10. 如申請專利範圍第 6 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該組織結構係為腦部、背部脊髓、頸部、或胸腔部。
11. 一種增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，係應用於複數個位於組織結構外圍或內部之訊號電極，包括以下步驟：

（1）透過該些訊號電極之至少二者注入電流訊號於該組織結構，並透過該些訊號電極之另外至少二者流出該電流訊號；

（2）依據電流控制技術調整所注入及所流出之電

流訊號之分配比率，進而於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間及流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間產生虛擬電極；

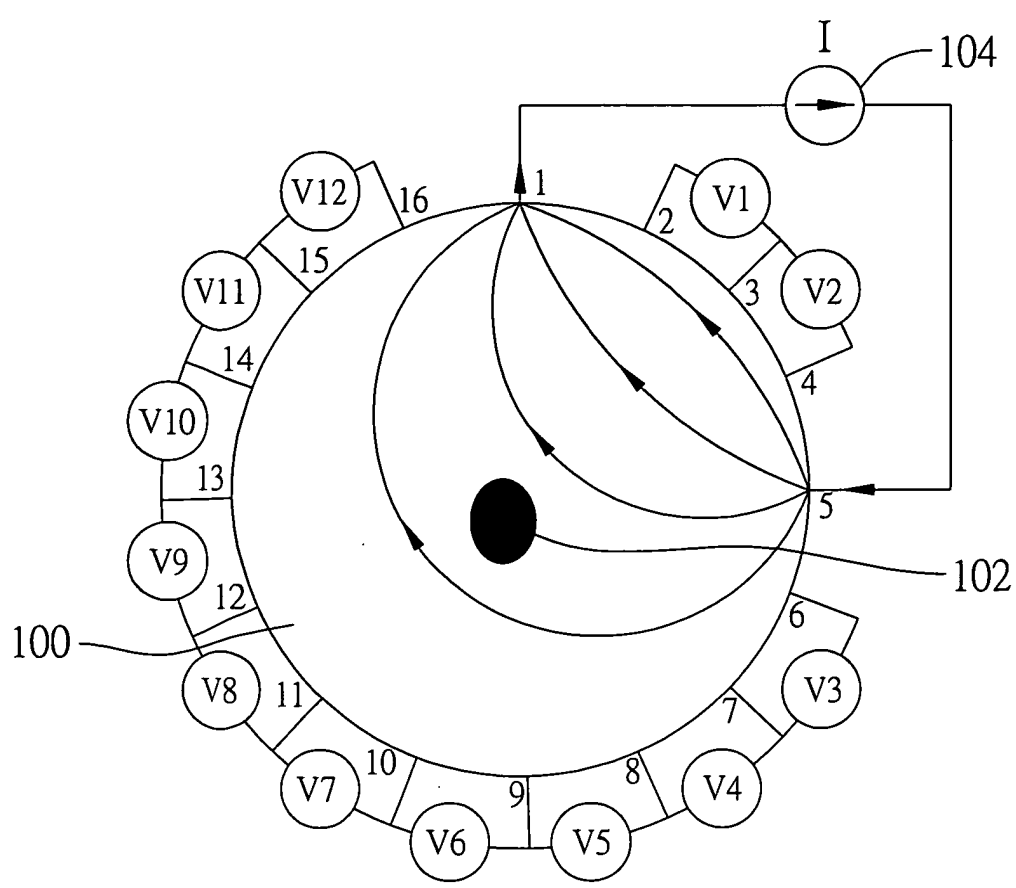
(3) 利用該些訊號電極中不同於前述注入或流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者進行電壓量測，以獲得該組織結構中對應於該些訊號電極及該些虛擬電極的電流與電壓分佈情形；以及

(4) 依據該電流與電壓分佈情形進行影像轉換處理，以描繪出位於該組織結構中的特定區域之影像。

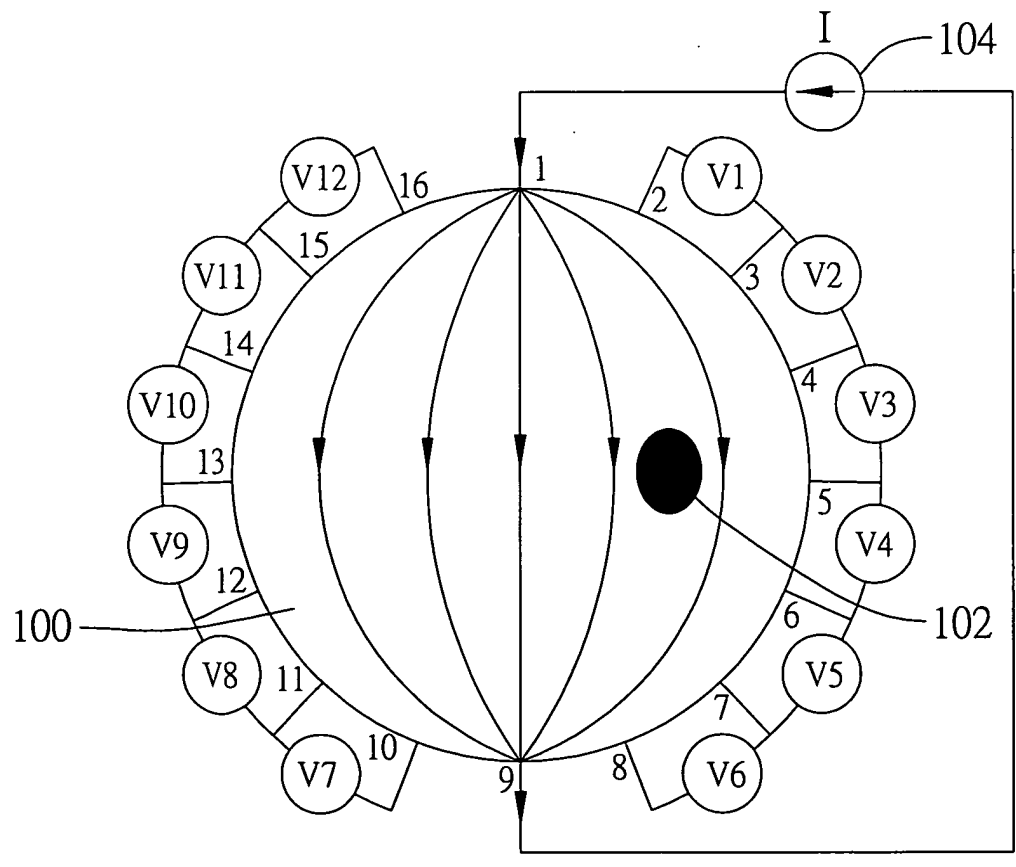
12. 如申請專利範圍第 11 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該些虛擬電極的位置係對應於該分配比率而分別位於注入該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間及流出該電流訊號之該些訊號電極之至少二者間，且該分配比率係介於 0%~100% 之間。
13. 如申請專利範圍第 11 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，步驟 (1) 係透過訊號產生器來予以實施，步驟 (2) 係透過與該訊號產生器連接的電流控制器來予以實施，步驟 (3) 係透過與該訊號產生器連接的訊號接收器來予以實施，而步驟 (4) 係藉由離散系統之數學運算軟體和參數模型匹配以進行影像轉換處理。
14. 如申請專利範圍第 11 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該些訊號電極係為微電極，且構成電極陣列。

15. 如申請專利範圍第 11 項所述之增進電阻抗斷層攝影影像解析度的方法，其中，該組織結構係為腦部、背部脊髓、頸部、或胸腔部。

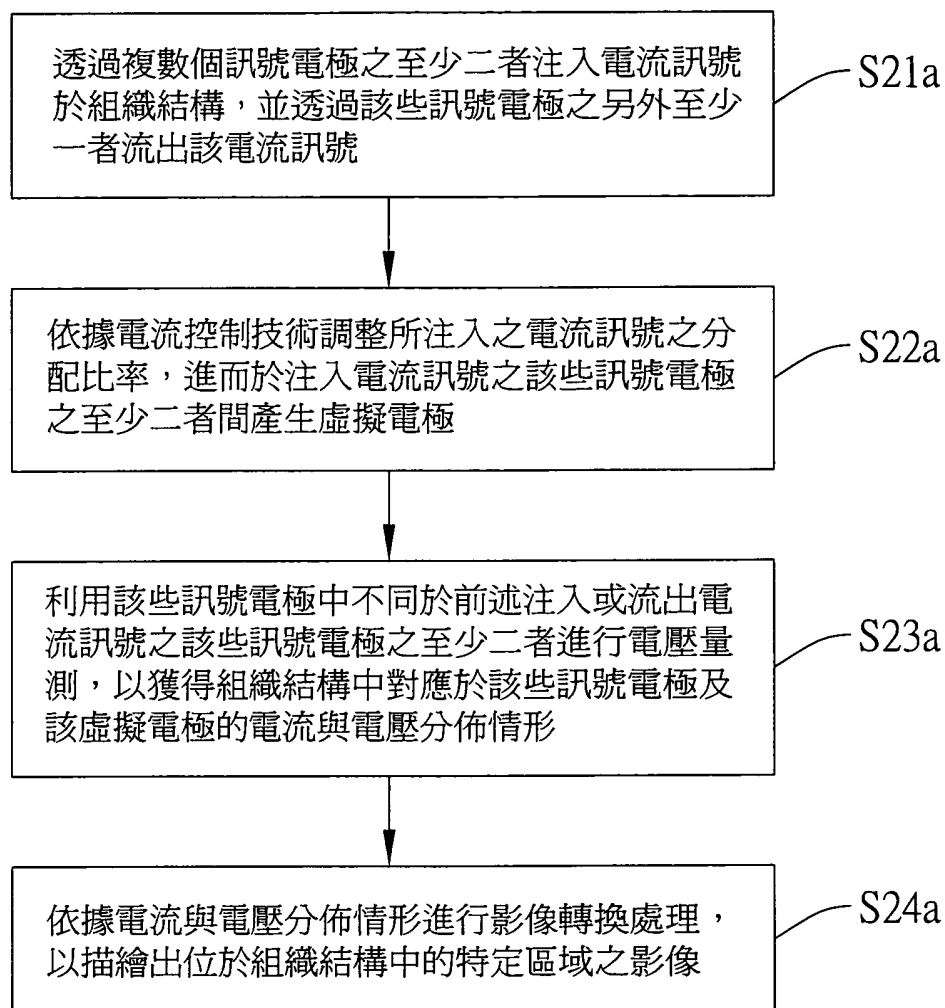




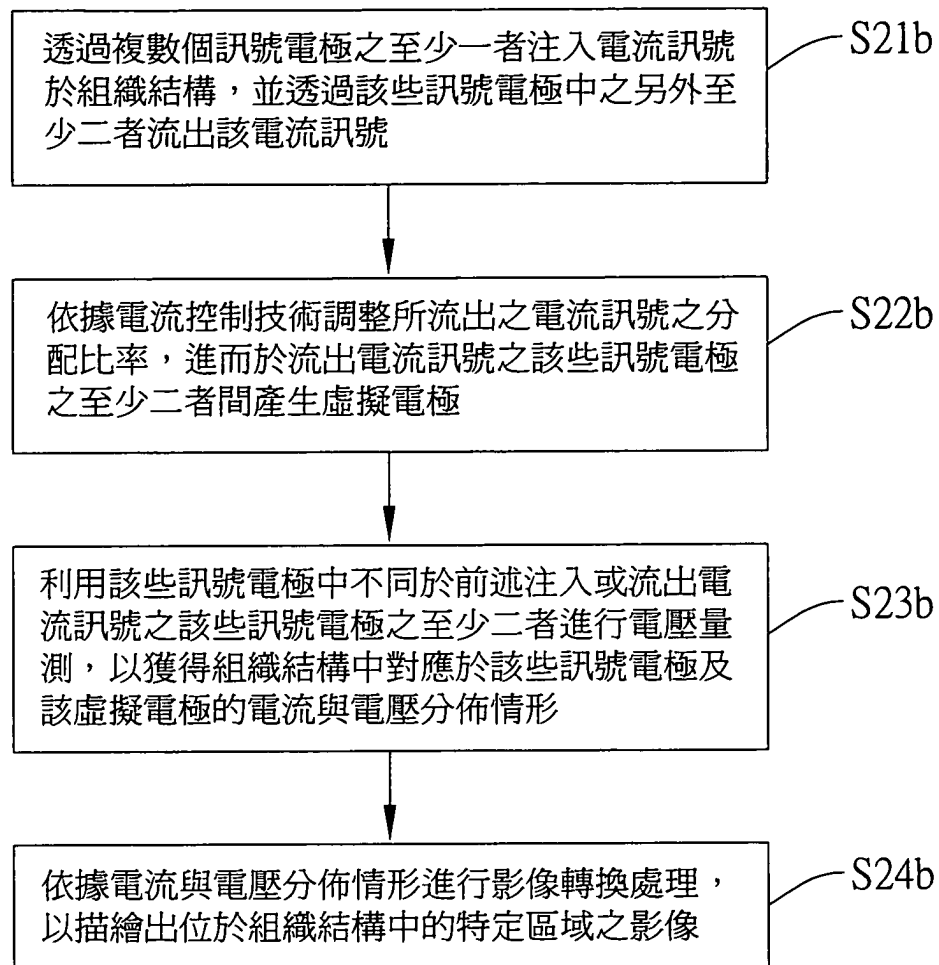
第 1B 圖



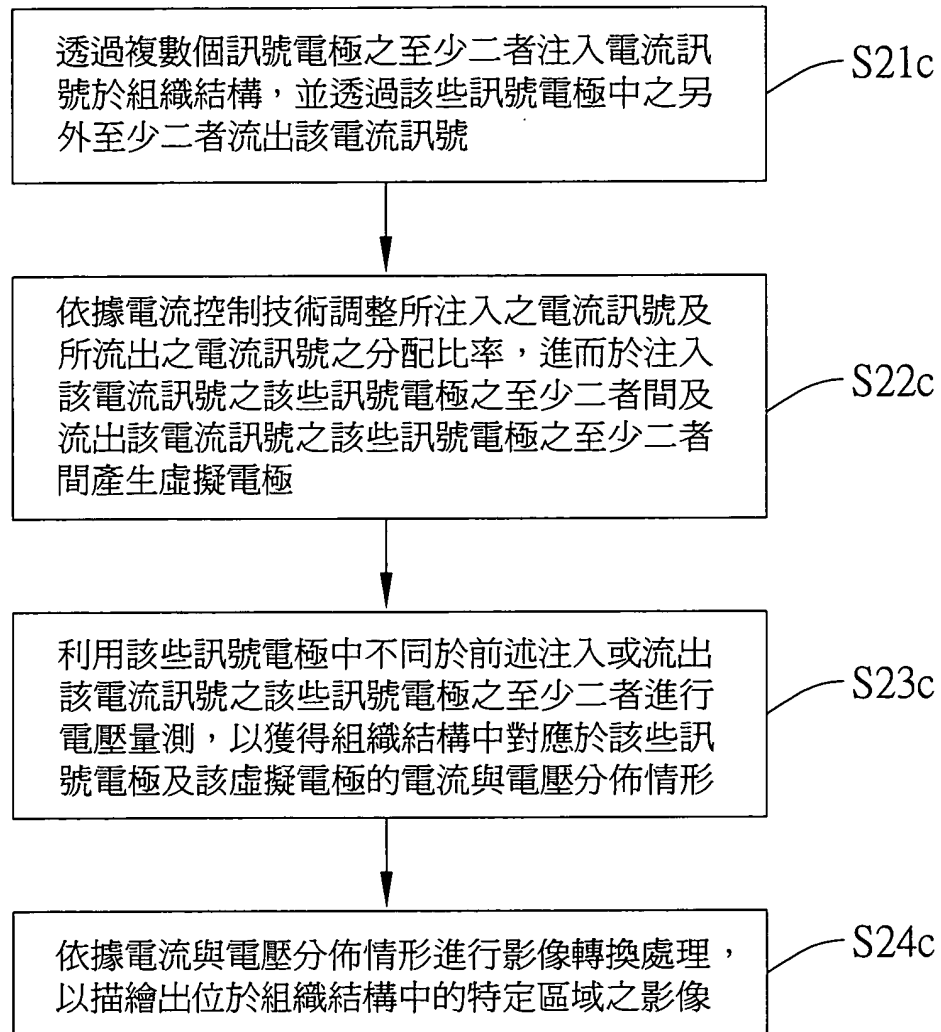
第 1C 圖



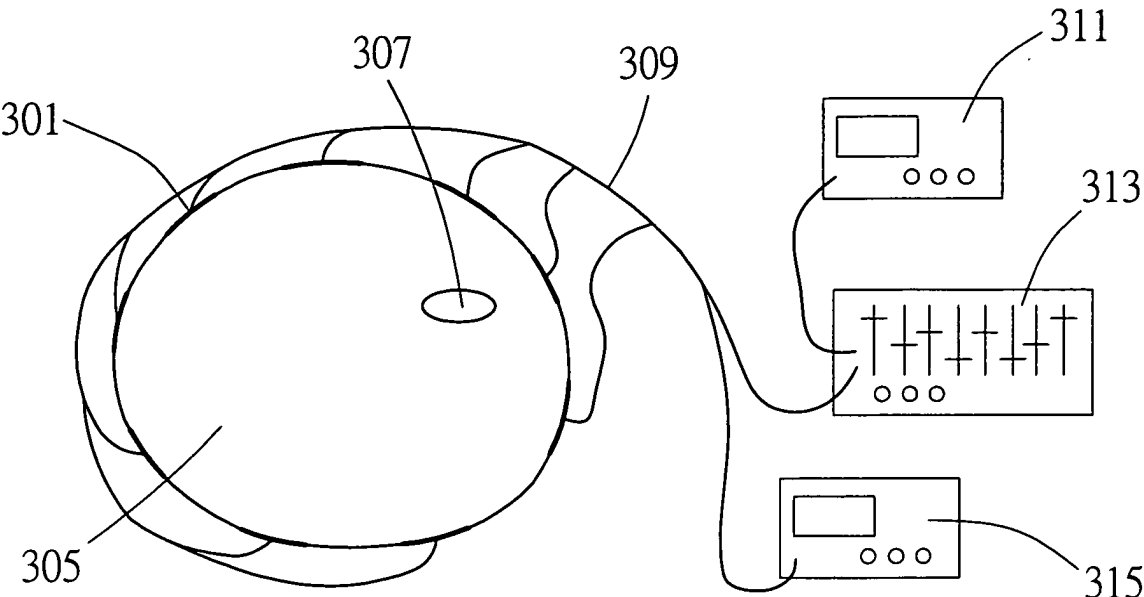
第 2A 圖



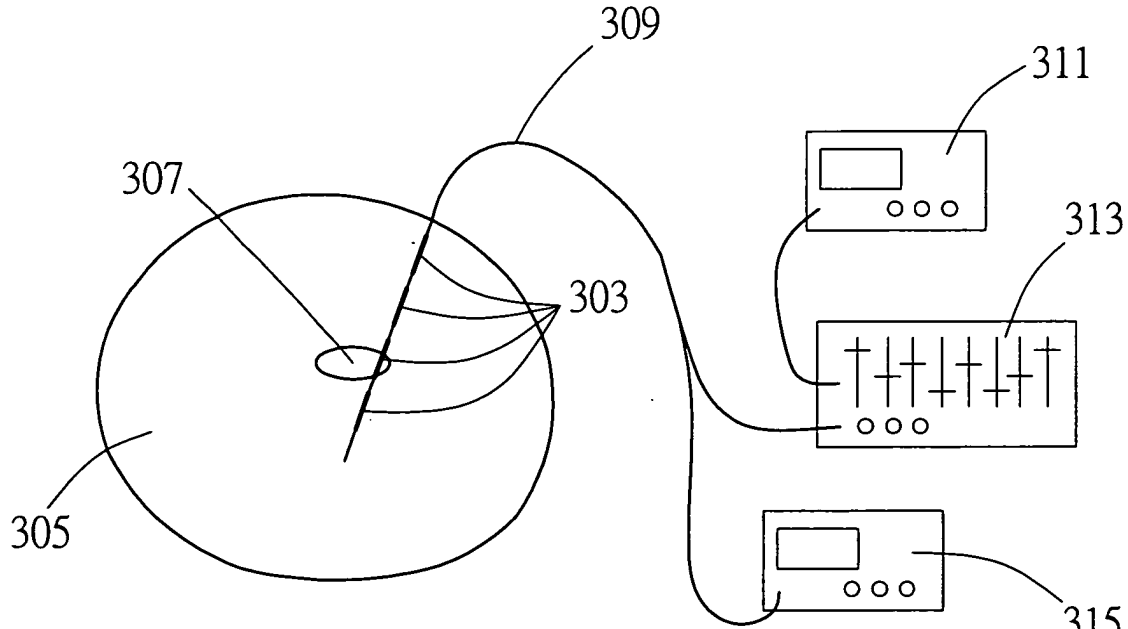
第 2B 圖



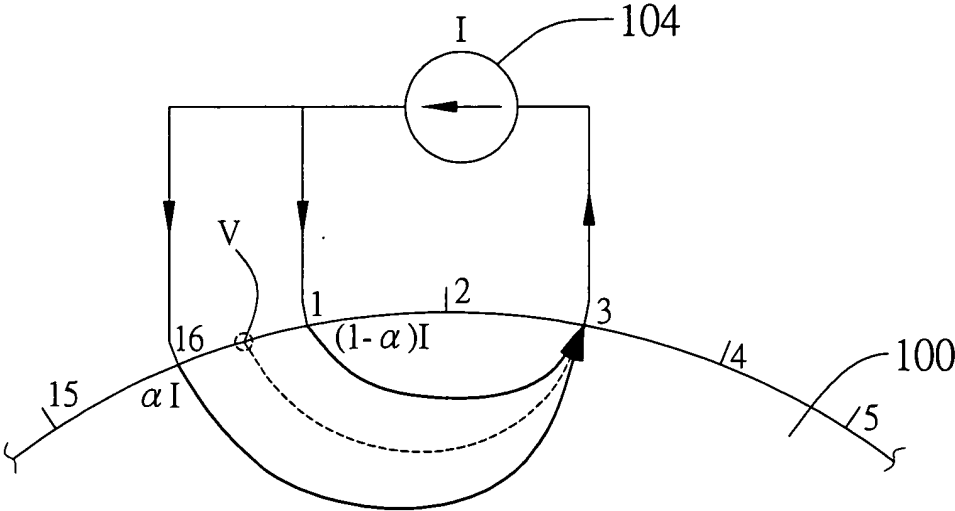
第 2C 圖



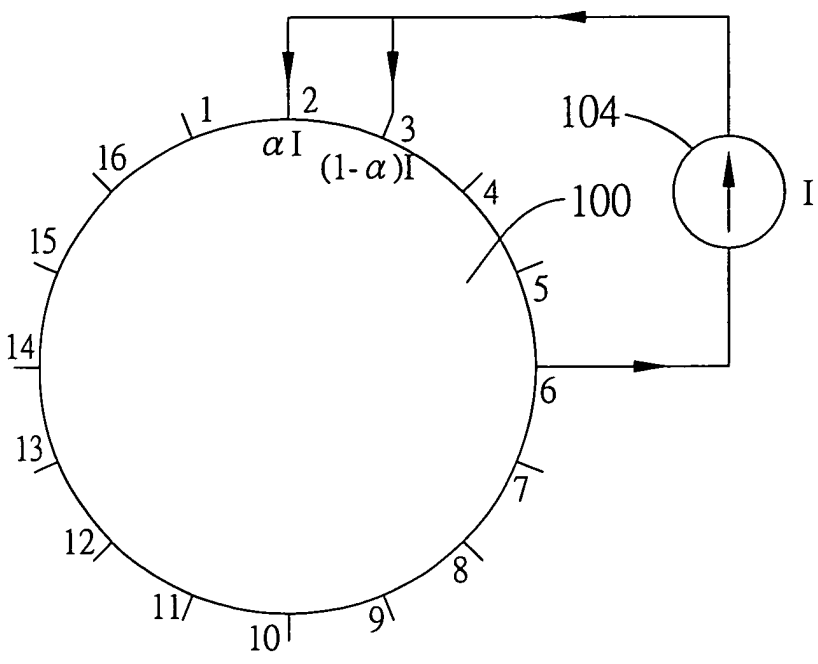
第 3 圖



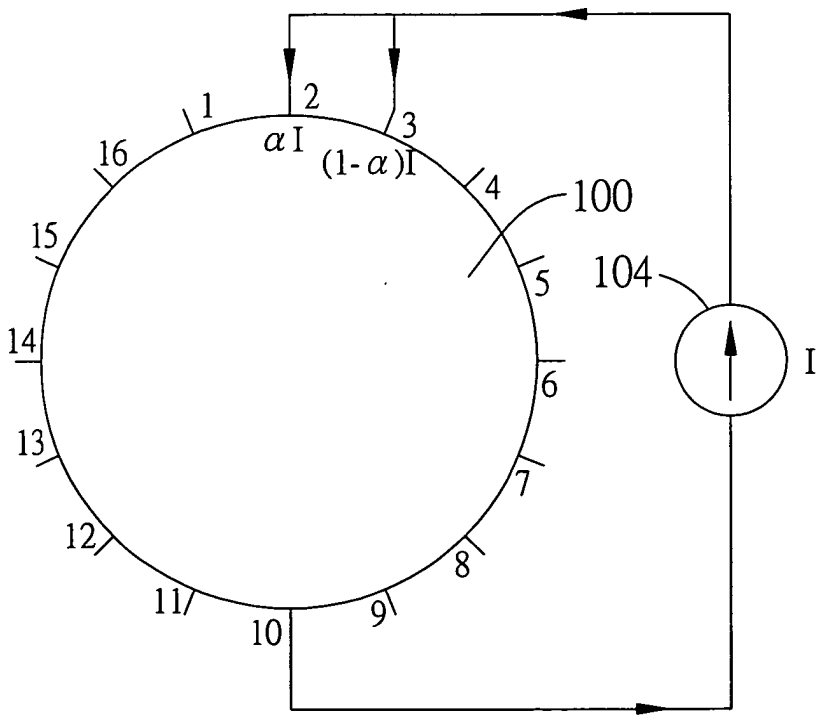
第 4 圖



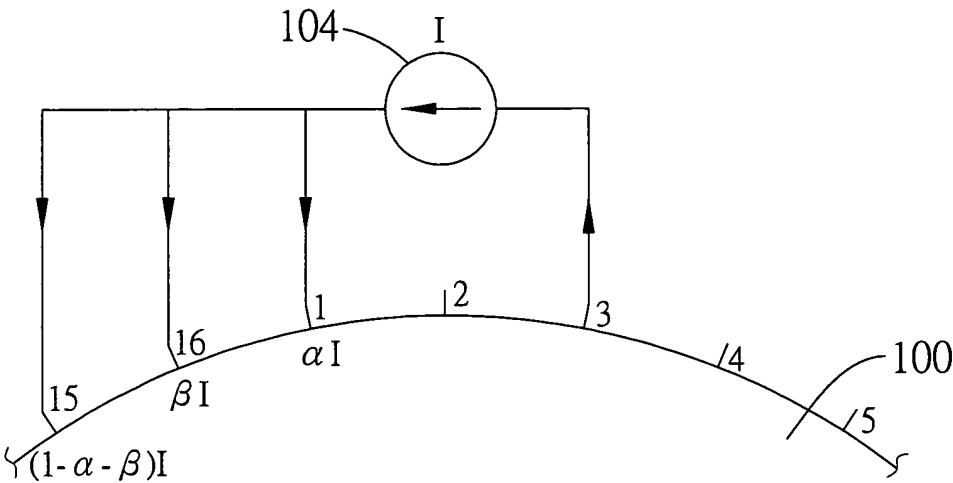
第 5A 圖



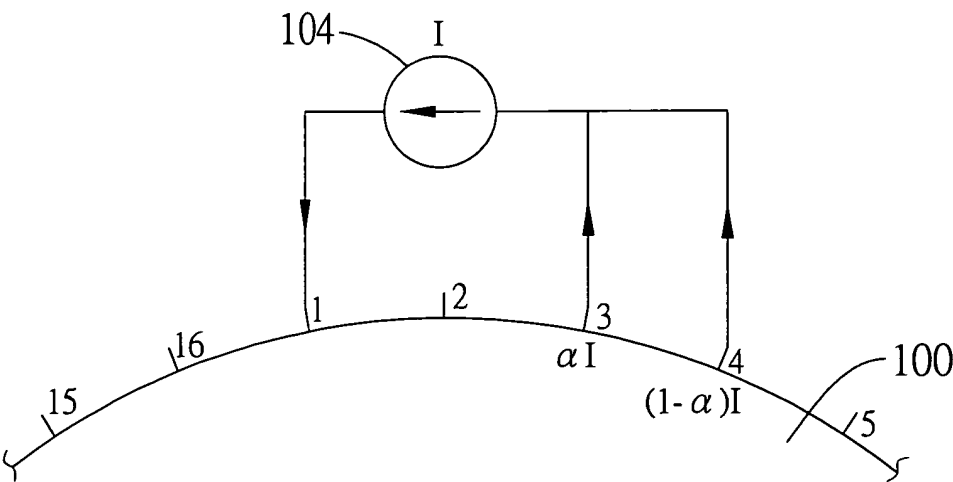
第 5B 圖



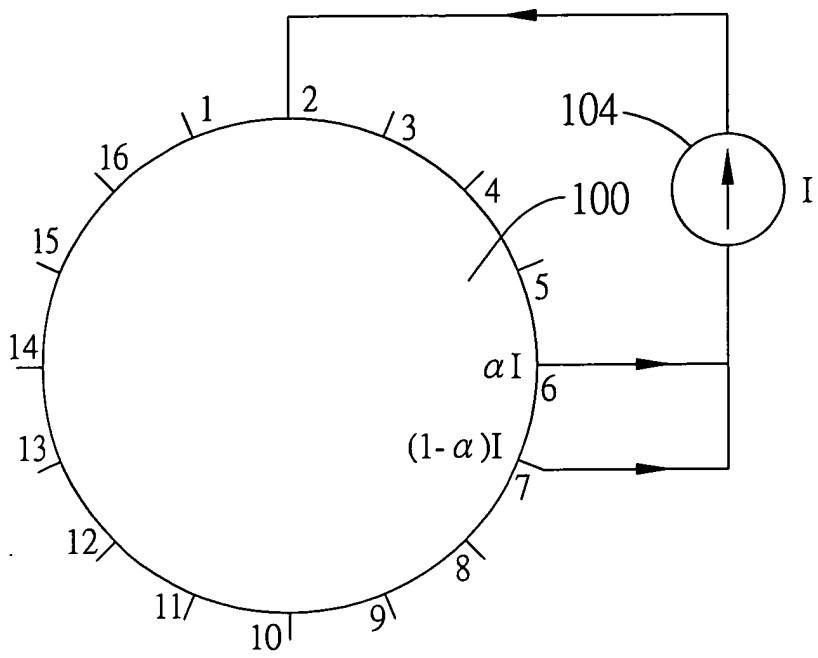
第 5C 圖



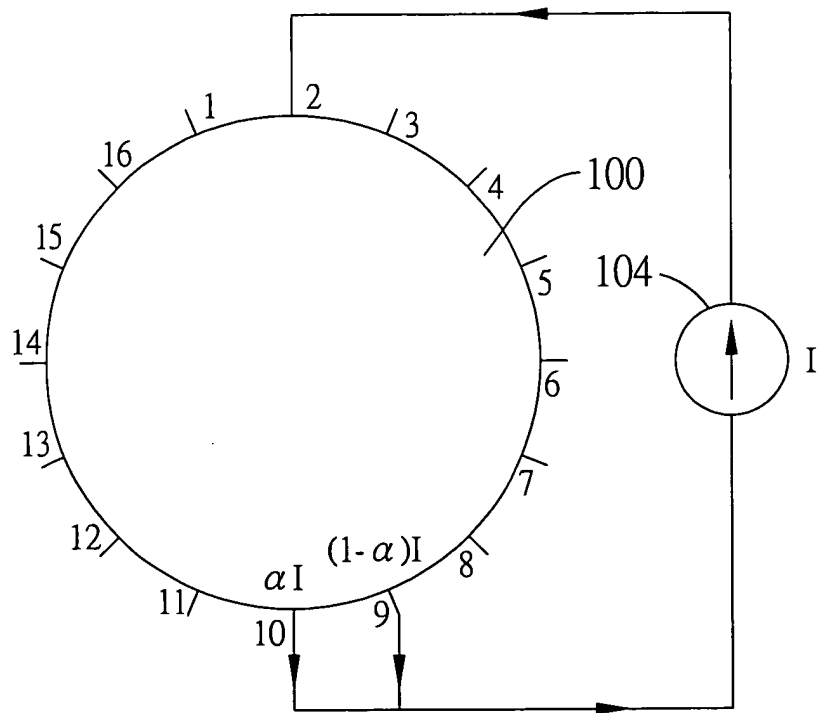
第 5D 圖



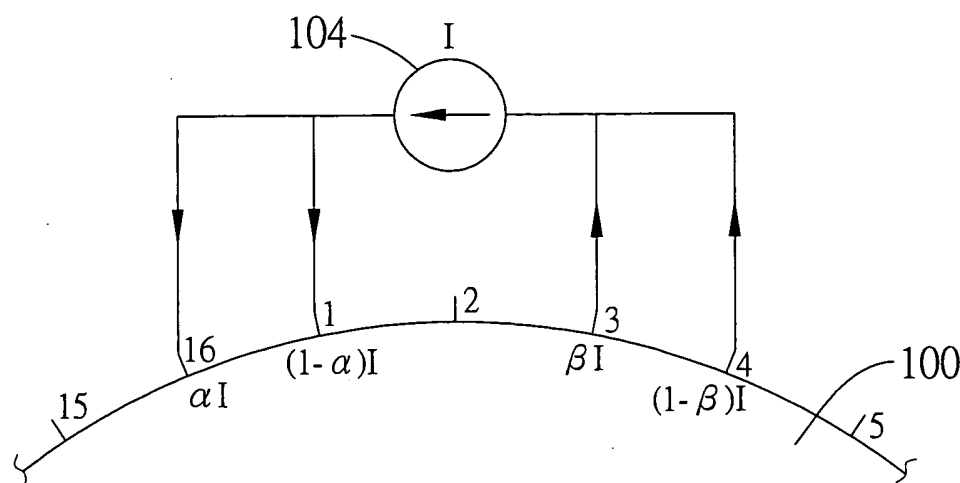
第 6A 圖



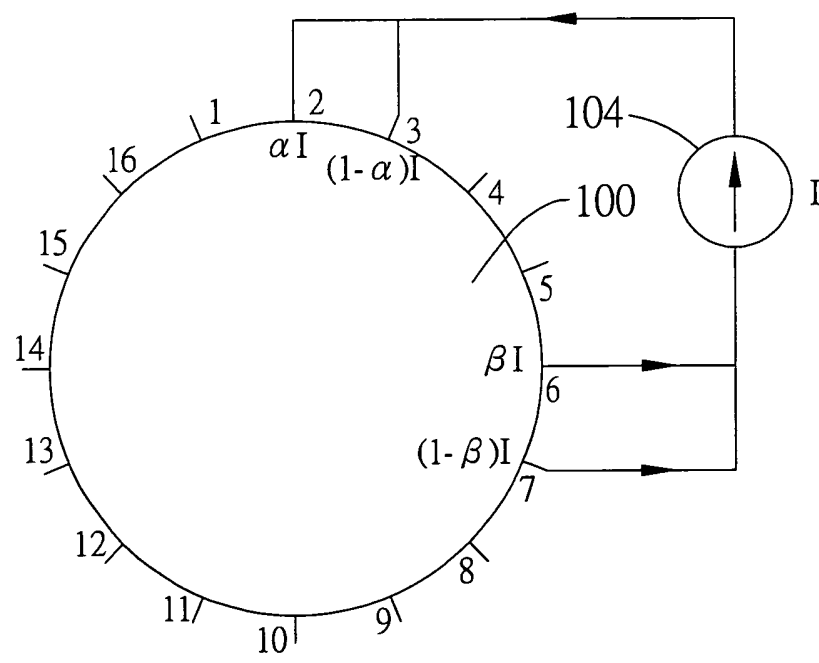
第 6B 圖



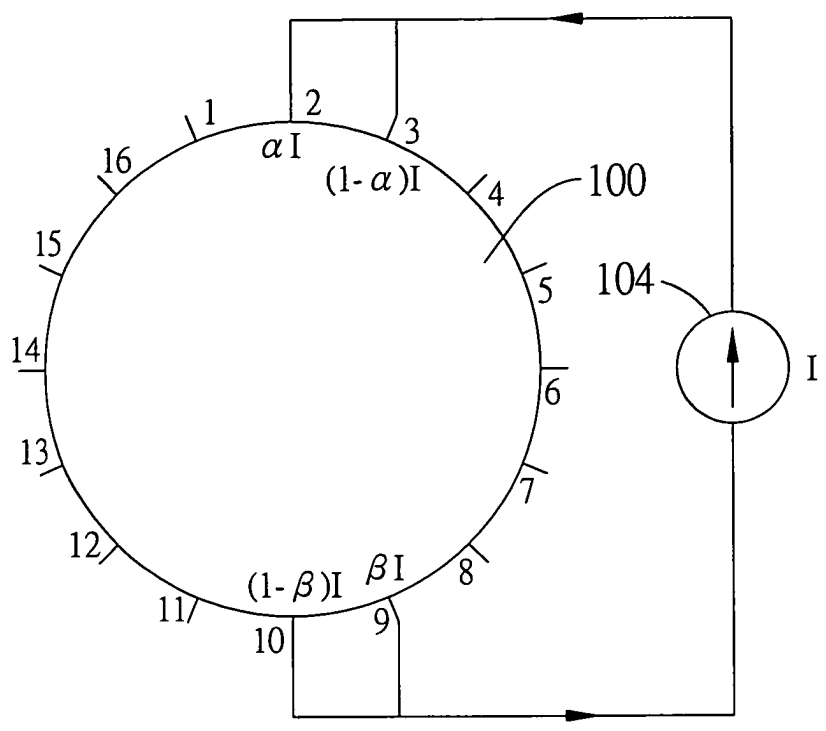
第 6C 圖



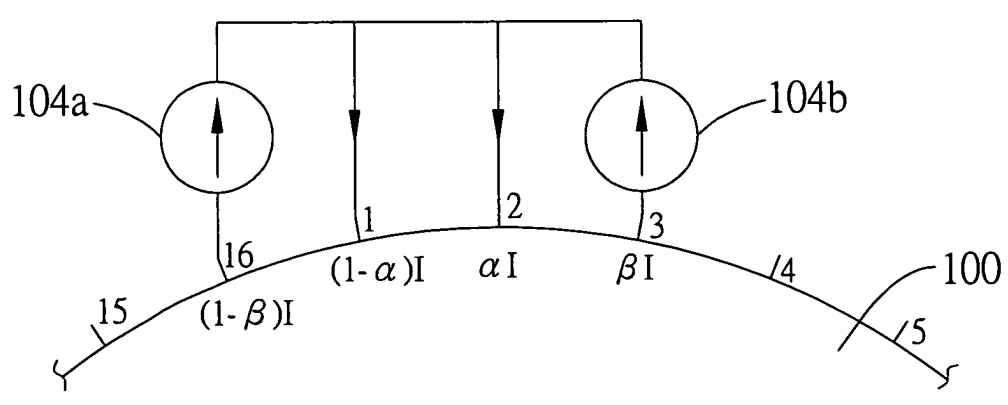
第 7A 圖



第 7B 圖



第 7C 圖



第 7D 圖