



(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 I622381 B

(45)公告日：中華民國 107 (2018) 年 05 月 01 日

(21)申請案號：102111152

(22)申請日：中華民國 102 (2013) 年 03 月 28 日

(51)Int. Cl. : A61B5/0476 (2006.01)

A61B5/0402 (2006.01)

A61N1/36 (2006.01)

(71)申請人：台灣艾思特科技股份有限公司(中華民國) (TW)

臺中市潭子區台中加工出口區建國路 17 之 1 號

(72)發明人：吳鵬傑 WU, PENG CHIEH(TW)；廖文選 LIAO, WENHSUAN(TW)；廖維軒 LIAO, WEI HSUAN(TW)

(74)代理人：高玉駿；楊祺雄

(56)參考文獻：

TW M425675

TW 201025857A

TW 201034624A

TW 201236673A

CN 101584582A

審查人員：蔡豐欽

申請專利範圍項數：8 項 圖式數：3 共 17 頁

(54)名稱

腦波分析方法

(57)摘要

一種腦波分析方法，適用於一腦波儀及一醫療元件，該醫療元件植入患者的身體並藉由神經與大腦連接，該腦波分析方法包含下列步驟：(A)該腦波儀由患者身體量測得來自於患者大腦並與該醫療元件相關的一神經刺激訊號，並獲得一放電時間資訊；(B)該腦波儀由患者頭部量測一腦波訊號；(C)該腦波儀根據該腦波訊號獲得一能量分布圖；及(D)該腦波儀根據該放電時間資訊及該能量分布圖，計算一表現數據。

指定代表圖：

符號簡單說明：

101~106 . . . 步驟

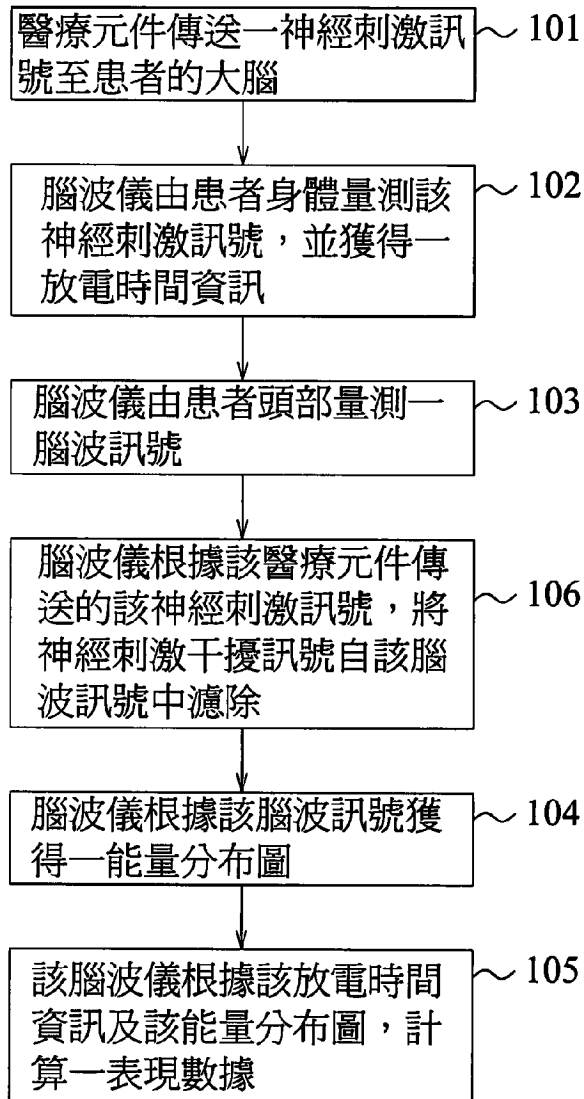


圖1

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】腦波分析方法

【技術領域】

【0001】本發明是有關於一種分析方法，特別是指一種腦波分析方法。

【先前技術】

【0002】現有用來治療腦部疾病的工具基本上可以分為侵入式產品與非侵入式產品，其中常見的非侵入式產品為口服藥物，而常見的侵入式的產品為迷走神經刺激器 (Vagus Nerve Stimulation, VNS)。

【0003】一般而言，腦波儀通常僅用來量測腦波訊號 (Electroencephalograph, EEG) 與心電訊號 (Electrocardiography, EKG) 以供後續分析與判斷。然而，在配合侵入式產品後，腦波儀在使用的過程中通常亦會在腦波中伴隨著量測到一影響腦波訊號的干擾訊號，而該干擾訊號的影響通常是被忽略的。亦即，分析腦波訊號的過程中並未排除該干擾訊號。因此，在腦波訊號受到干擾的情況下，可能會使得腦波分析結果有誤差，進而造成診斷時的誤判。

【發明內容】

【0004】因此，本發明之目的，即在提供一種腦波分析方法。

【0005】 於是本發明腦波分析方法，適用於一腦波儀及一醫療元件，該醫療元件植入患者的身體並藉由神經與大腦連接，該腦波分析方法包含下列步驟：

【0006】

【0007】 (A) 該腦波儀由患者身體量測得來自於患者大腦並與該醫療元件相關的一神經刺激訊號，並獲得一放電時間資訊。

【0008】 (B) 該腦波儀由患者頭部量測一腦波訊號。

【0009】 (C) 該腦波儀根據該腦波訊號獲得一能量分布圖。

【0010】 (D) 該腦波儀根據該放電時間資訊及該能量分布圖，計算一表現數據。

【圖式簡單說明】

【0011】 本發明之其他的特徵及功效，將於參照圖式的實施方式中清楚地呈現，其中：

圖 1 是一流程圖，說明本發明之第一較佳實施例；

圖 2 是一流程圖，說明本發明之第二較佳實施例；及

圖 3 是一流程圖，說明本發明之第三較佳實施例。

【實施方式】

【0012】 在本發明被詳細描述之前，應當注意在以下的說明內容中，類似的元件是以相同的編號來表示。

【0013】 參閱圖 1，本發明腦波分析方法之第一較佳實施例，適用於一腦波儀及一醫療元件。該醫療元件植入於患者胸口左側的皮下部位，由一條導線經皮下，纏繞於脖

子的神經上，與患者的大腦連接。該腦波儀包括多組黏貼於病患皮膚上的電極，其中一組黏貼於病患的頭部，用以量測腦波。另一組黏貼於病患脖子附近左側的皮膚表面，用以量測該醫療元件所產生之訊號。

【0014】 以下針對該腦波儀根據該神經刺激訊號分析該腦波訊號的過程進一步地說明。

【0015】 如步驟 101 所示，該醫療元件傳送一神經刺激訊號至患者的大腦。在此步驟中，該醫療元件產生的神經刺激訊號經過導線及神經，傳送至患者的大腦，對大腦產生刺激。

【0016】 然後，如步驟 102 所示，該腦波儀由患者身體量測該神經刺激訊號，並獲得一放電時間資訊。在此步驟中，腦波儀藉由黏貼於病患皮膚上的電極，量測該神經刺激訊號，並獲得放電時間資訊。舉例來說，該醫療元件每間隔 30 秒放電 30 秒，因此該神經刺激訊號的形式為放電 30 秒、不放電 30 秒、放電 30 秒 ...。腦波儀的電極會量測到在第 30 秒至 60 秒時醫療元件放電，第 60 秒至 90 秒不放電，第 90 秒至 120 秒放電 ...，依此類推。

【0017】 接著，如步驟 103 所示，該腦波儀由患者頭部量測一腦波訊號。同樣地，腦波儀藉由黏貼於病患頭部的另一組電極，量測大腦受到刺激後所產生的腦波。

【0018】 再如步驟 106 所示，該腦波儀根據該醫療元件傳送的該神經刺激訊號，將一對應該神經刺激訊號的神經刺激干擾訊號自該腦波訊號中濾除。傳送該神經刺激訊號

的目的在於刺激大腦產生對應的生理反應，但由於該使用電極量測腦波時，測量到的該腦波訊號中，除了包括大腦原始產生的部分，亦會包括由該神經刺激訊號所造成的神經刺激干擾訊號，此一部份並非我們所需要。故在此步驟中，該腦波儀根據一第一濾波演算法將該神經刺激干擾訊號自該腦波訊號中濾除。該第一濾波演算法可以是獨立成份分析 (Independent Component Analysis, ICA)、主成份分析 (Principal Component Analysis, PCA)、投影追蹤主成份分析法 (Projection Pursuit Principal Component Analysis, PPPCA)、因素分析 (Factor Analysis, FA)、奇異值分解 (Singular Value Decomposition, SVD)，或者其他已知可以達到將該等訊號分離的演算法。

【0019】 如步驟 104 所示，該腦波儀根據該腦波訊號獲得一能量分布圖。該能量分布圖為一個三維空間頻譜分布圖，其中 X 軸對應時間，Y 軸對應頻率，Z 軸對應能量。亦可以是以 X 軸對應時間，Y 軸對應頻率，而能量以顏色表現的二維頻譜圖表現。更甚者，單純以數據的方式表達在每一時間，特定頻率所對應的能量為多少，亦可以符合本發明的需求。

【0020】 如步驟 105 所示，該腦波儀根據該放電時間資訊及該能量分布圖，計算一表現數據。以下對計算過程進一步說明。

【0021】 在本較佳實施例中，該表現數據為一能量參考值。在步驟 105 中，首先該腦波儀根據該放電時間資訊定

義出該能量分布圖之一放電區間及一非放電區間。依上述例子，在第30秒至60秒時醫療元件放電，第60秒至90秒不放電，故可定義放電區間為第30秒至60秒，非放電區間為第60秒至90秒。

【0022】 接著，該腦波儀分別計算該放電區間及該非放電區間的能量值。也就是說，分別對該放電區間及該非放電區間的能量進行積分，然後得到放電區間的能量值及非放電區間的能量值。在本較佳實施例中，是以頻率 3Hz 做為計算能量的基準點，亦即，分別針對該放電區間及該非放電區間中頻率超過 3Hz 的部分進行積分以獲得能量值。當然，視實際情況可改變該基準點的值，如採用 2Hz 為基準，甚至是 0Hz(即採用所有能量值)。接下來為了方便說明，以下將該放電區間的能量值定義為「*On*」，且將該非放電區間的能量值定義為「*Off*」。

【0023】 然後，該腦波儀根據該放電區間的能量值與該非放電區間的能量值計算該能量參考值。在此步驟中，該腦波儀根據以下的算式分別計算出該能量參考值。

$$\text{【0024】 } D = \frac{Off - On}{Off} ,$$

【0025】 其中 *D* 即為該能量參考值。由算式可知，當該放電區間的能量值 (*On*) 與該非放電區間的能量值 (*Off*) 相近時，該能量參考值會趨近於零。換句話說，病患在該醫療元件的放電與非放電的過程中，受到刺激與否的腦波能量表現是相近的，而此量化結果所代表的臨床意義為該醫

療元件目前的相關設定參數是適合病患的。

【0026】 值得一提的是，在步驟 105 中，該腦波儀也可以根據該放電時間資訊及該能量分布圖，計算一包括第一能量參考值及一第二能量參考值的表現數據。首先該腦波儀根據該放電時間資訊定義出該能量分布圖之一第一非放電區間、一放電區間，及一第二非放電區間。然後該腦波儀分別計算該第一非放電區間、該放電區間，及該第二非放電區間的能量值。接著，該腦波儀根據該放電區間的能量值與該第一非放電區間的能量值計算該第一能量參考值，並根據該放電區間的能量值與該第二非放電區間的能量值計算該第二能量參考值。

【0027】 此時，該算式為， $D_{-1} = \frac{Off_{-1} - On}{Off_{-1}}$ 及

$D_{-2} = \frac{Off_{-2} - On}{Off_{-2}}$ 。其中 D_{-1} 及 D_{-2} 分別該為第一能量參考值

及第二能量參考值。 Off_{-1} 及 Off_{-2} 分別為該第一非放電區間及該第二非放電區間的能量值。 On 為該放電區間的能量值，且在時間順序上，該放電區間鄰接地位於該第一非放電區間及第二非放電區間之間。此時利用 D_{-1} 及 D_{-2} 同時確認該醫療元件目前的相關設定參數是適合病患的，可避免因為不明的環境因素對該第一非放電區間或該第二非放電區間造成影響而導致結果的不準確。以上為本發明之第一較佳實施例。

【0028】 參閱圖 2，本發明腦波分析方法之第二較佳實

施例，其與該第一較佳實施例的不同點在於，該步驟 103 及步驟 104 之間為步驟 107，該腦波儀根據該患者的一心電訊號，將一對應該心電訊號的心電干擾訊號自該腦波訊號中濾除。在此步驟中，首先該腦波儀再利用一組電極由使用者之身體測得該心電訊號。然後，該腦波儀根據一第二濾波演算法將該心電干擾訊號自該腦波訊號中濾除。同樣地，該第二濾波演算法可以是獨立成份分析

(Independent Component Analysis, ICA)、主成份分析 (Principal Component Analysis, PCA)、投影追蹤主成份分析法 (Projection Pursuit Principal Component Analysis, PPPCA)、因素分析 (Factor Analysis, FA)、奇異值分解 (Singular Value Decomposition, SVD)，或者其他已知可以達到將該等訊號分離的演算法。

【0029】參閱圖 3，本發明腦波分析方法之第三較佳實施例，其與該第一較佳實施例的不同點在於，該步驟 103 及步驟 104 之間為步驟 108，該腦波儀將一環境干擾訊號自該腦波訊號中濾除。該腦波儀是根據一第三濾波演算法將該環境干擾訊號自該腦波訊號中濾除。該環境干擾訊號可能是交流電造成的 60Hz 訊號，或者是手機所造成的特定頻率的訊號。類似地，該第三濾波演算法可以是獨立成份分析 (Independent Component Analysis, ICA)、主成份分析 (Principal Component Analysis, PCA)、投影追蹤主成份分析法 (Projection Pursuit Principal Component Analysis, PPPCA)、因素分析 (Factor

Analysis, FA)、奇異值分解(Singular Value Decomposition, SVD), 或者其他已知可以達到將該等訊號分離的演算法。或者, 在環境干擾訊號介於一特定頻率範圍時, 簡易地針對該頻率範圍, 利用濾波器濾除該環境干擾訊號。

【0030】 值得一提的是, 本發明中的第一濾波演算法、第二濾波演算法, 及第三濾波演算法, 不限於使用同一種演算法, 其中二者相同, 或者三者皆不同皆可完成本發明。

【0031】 除此之外, 本發明在步驟 103、104 之間亦可為步驟 106、107、108 其中二者的組合。更甚者, 在步驟 103、104 之間, 以任意順序加入步驟 106、107、108 三者, 亦可達成本發明之功效。

【0032】 綜上所述, 本發明藉由量測該神經刺激訊號的放電時間資訊, 再輔以濾波演算法, 由腦波訊號計算出表現數據, 然後可以得知目前醫療元件的相關設定參數, 是否適合患者, 故確實能達成本發明之目的。

【0033】 惟以上所述者, 僅為本發明之較佳實施例而已, 當不能以此限定本發明實施之範圍, 即大凡依本發明申請專利範圍及專利說明書內容所作之簡單的等效變化與修飾, 皆仍屬本發明專利涵蓋之範圍內。

【符號說明】**【0034】**

101~108 ……步驟

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依：寄存機構、日期、號碼順序註記】

國外寄存資訊【請依：寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

【序列表】 (請換頁單獨記載)

發明摘要

公告本

※ 申請案號： 102111152

※ 申請日： 102/03/28

※IPC 分類： **A61B 5/0476** (2006.01)**A61B 5/0402** (2006.01)**A61N 1/36** (2006.01)

【發明名稱】腦波分析方法

【中文】

一種腦波分析方法，適用於一腦波儀及一醫療元件，該醫療元件植入患者的身體並藉由神經與大腦連接，該腦波分析方法包含下列步驟：(A) 該腦波儀由患者身體量測得來自於患者大腦並與該醫療元件相關的一神經刺激訊號，並獲得一放電時間資訊；(B) 該腦波儀由患者頭部量測一腦波訊號；(C) 該腦波儀根據該腦波訊號獲得一能量分布圖；及(D) 該腦波儀根據該放電時間資訊及該能量分布圖，計算一表現數據。

【英文】

申請專利範圍

1. 一種腦波分析方法，適用於一腦波儀及一醫療元件，該腦波分析方法包含下列步驟：
 - (A)該腦波儀由患者身體量測得來自於患者大腦並與該醫療元件相關的一神經刺激訊號，並獲得一放電時間資訊；
 - (B)該腦波儀由患者頭部量測一腦波訊號；
 - (C)該腦波儀根據該患者的一心電訊號，將一對應該心電訊號的心電干擾訊號自該腦波訊號濾除；
 - (D)該腦波儀根據該腦波訊號獲得一能量分布圖；及
 - (E)該腦波儀根據該放電時間資訊及該能量分布圖，計算一表現數據。
2. 如請求項 1 所述的腦波分析方法，其中該表現數據包括一能量參考值，該步驟(E)包括下列子步驟：
 - (E-1)根據該放電時間資訊定義出該能量分布圖之一放電區間及一非放電區間；
 - (E-2)該腦波儀分別計算該放電區間及該非放電區間的能量值；及
 - (E-3)該腦波儀根據該放電區間的能量值與該非放電區間的能量值計算該能量參考值。
3. 如請求項 1 所述的腦波分析方法，其中該表現數據包括一第一能量參考值及一第二能量參考值，該步驟(E)包括下列子步驟：
 - (E-1)根據該放電時間資訊定義出該能量分布圖之

一第一非放電區間、一放電區間，及一第二非放電區間；

(E-2)該腦波儀分別計算該第一非放電區間、該放電區間，及該第二非放電區間的能量值；及

(E-3)該腦波儀根據該放電區間的能量值與該第一非放電區間的能量值計算該第一能量參考值，並根據該放電區間的能量值與該第二非放電區間的能量值計算該第二能量參考值。

4. 如請求項 1 所述的腦波分析方法，其中還包括一在步驟 (C)及步驟 (D)之間的步驟 (F)，該腦波儀根據該醫療元件傳送的該神經刺激訊號，將一對應該神經刺激訊號的神經刺激干擾訊號自該腦波訊號中濾除。
5. 如請求項 4 所述的腦波分析方法，其中在該步驟 (F)，該腦波儀是根據一第一濾波演算法將該神經刺激干擾訊號自該腦波訊號中濾除。
6. 如請求項 1 所述的腦波分析方法，其中在該步驟 (C)包含下列子步驟：

(C-1)該腦波儀由使用者之身體測得該心電訊號；及

(C-2)該腦波儀根據一第二濾波演算法將該心電干擾訊號自該腦波訊號中濾除。

7. 如請求項 1 所述的腦波分析方法，其中還包括一在步驟 (C)及步驟 (D)之間的步驟 (G)，該腦波儀將一環境干擾訊號自該腦波訊號中濾除。
8. 如請求項 7 所述的腦波分析方法，其中在該步驟 (G)，

該腦波儀是根據一第三濾波演算法將該環境干擾訊號自該腦波訊號中濾除。

圖式

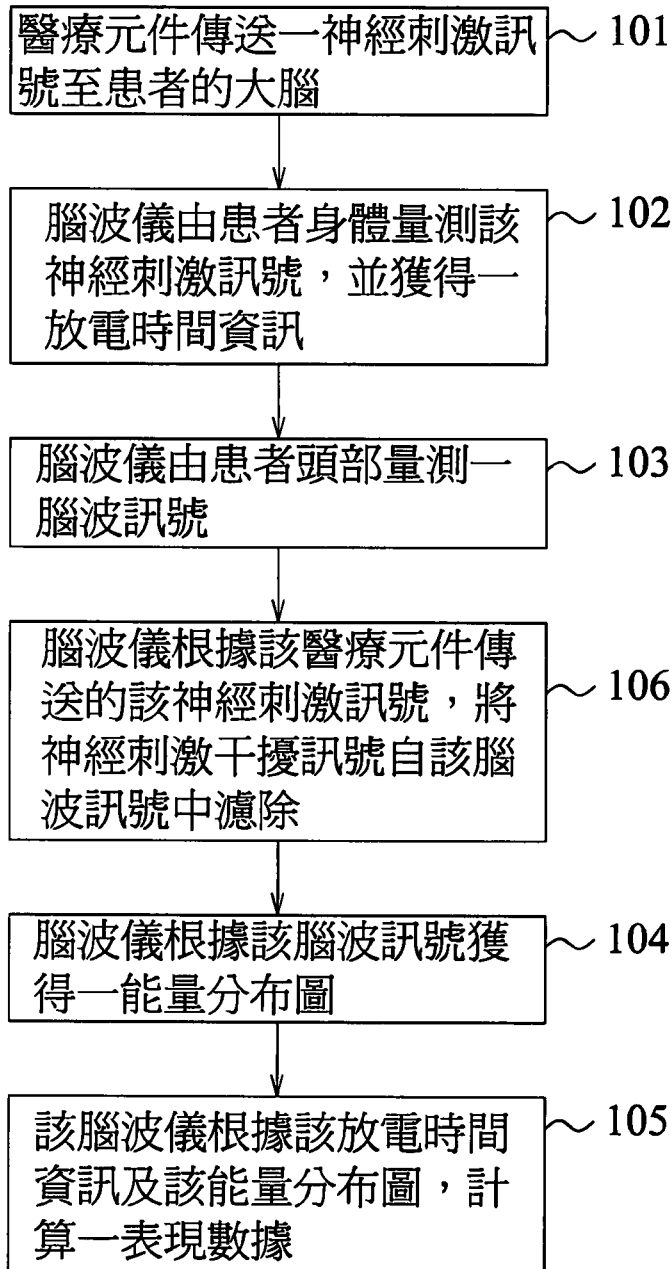


圖1

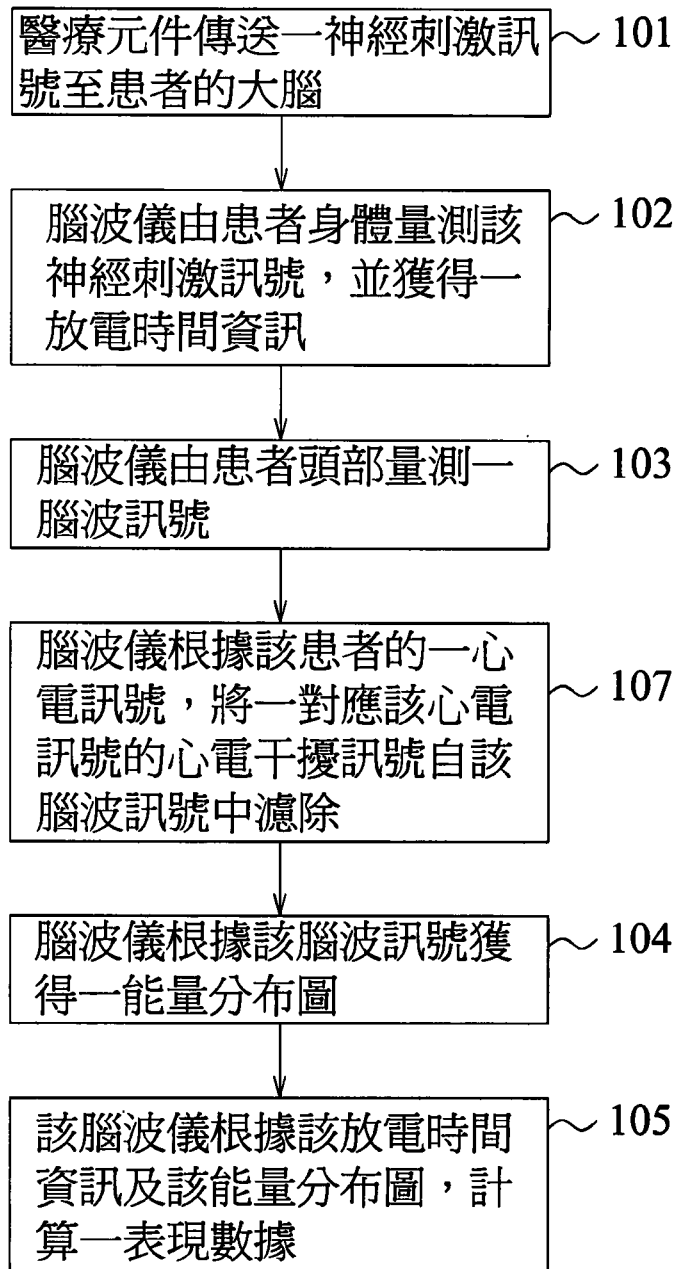


圖2

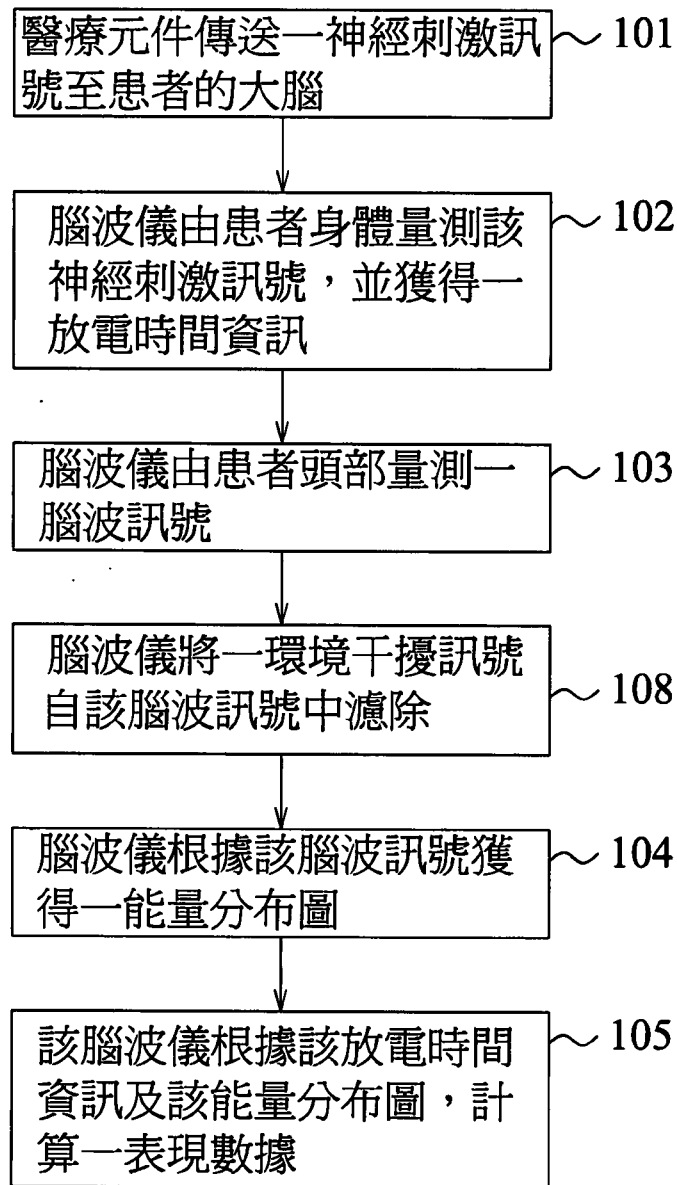


圖3

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖（ 1 ）。

【本代表圖之元件符號簡單說明】：

101~106 ……步驟

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：