

(21)申請案號：101115347

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 04 月 30 日

(51)Int. Cl.：

A61B5/0488 (2006.01)

A61B5/22 (2006.01)

A61B5/04 (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

奇美醫療財團法人奇美醫院(中華民國) CHI MEI FOUNDATION HOSPITAL (TW)

臺南市永康區中華路 901 號

(72)發明人：周偉倪 CHOU, WILLY (TW)；林伯昱 LIN, BOR SHYH (TW)；歐虔志 OU, CHIEN ZHI (TW)

(74)代理人：高玉駿；楊祺雄

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：16 項 圖式數：19 共 46 頁

(54)名稱

肌電訊號量測分析裝置

ELECTROMYOGRAPHY MEASURING DEVICE

(57)摘要

一種肌電訊號量測分析裝置，用於量測一個體的一待測肌肉群的肌電訊號，待測肌肉群可區分為一患側肌肉群及一健側肌肉群，其包含一患側量測電極單元、一健側量測電極單元及一控制單元。患側量測電極單元設置於患側肌肉群，並量測患側肌肉群之肌電訊號以產生一患側量測資料。健側量測電極單元設置於健側肌肉群，並量測健側肌肉群之肌電訊號以產生一健側量測資料。控制單元用以判斷患側量測資料與健側量測資料之相關性。藉此，所述肌電訊號量測分析裝置能便於使用者檢查、評估吞嚥功能異常之症狀。

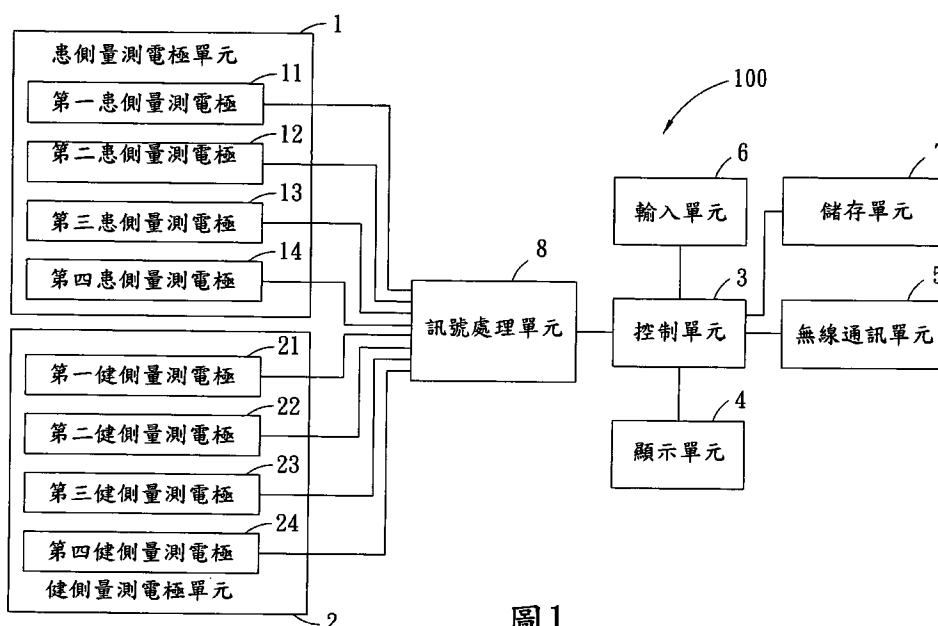


圖 1

1：患側量測電極單元

2：健側量測電極單元

3：控制單元

4：顯示單元

5：無線通訊單元

6：輸入單元

7：儲存單元

8：訊號處理單元

11：第一患側量測電極

12：第二患側量測電極

13：第三患側量測電極

14：第四患側量測電極

21：第一健側量測電極

22：第二健側量測電極

23：第三健側量測電極

24：第四健側量測電極

100：肌電訊號量測分析裝置

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：101115347

※申請日：101. 4. 30

※IPC 分類：A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/22 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

肌電訊號量測分析裝置/Electromyography measuring device

二、中文發明摘要：

一種肌電訊號量測分析裝置，用於量測一個體的一待測肌肉群的肌電訊號，待測肌肉群可區分為一患側肌肉群及一健側肌肉群，其包含一患側量測電極單元、一健側量測電極單元及一控制單元。患側量測電極單元設置於患側肌肉群，並量測患側肌肉群之肌電訊號以產生一患側量測資料。健側量測電極單元設置於健側肌肉群，並量測健側肌肉群之肌電訊號以產生一健側量測資料。控制單元用以判斷患側量測資料與健側量測資料之相關性。藉此，所述肌電訊號量測分析裝置能便於使用者檢查、評估吞嚥功能異常之症狀。

三、英文發明摘要：

The present invention provides an electromyography measuring device for measuring the electromyography of a muscle group of an individual to be measured. The muscle group to be measured is categorized into a deficient side muscle group and a healthy side muscle group. The electromyography measuring device comprises a deficient side measuring electrode unit, a healthy side

measuring electrode unit and a control unit. The deficient side measuring electrode unit is disposed on the deficient side muscle group and measures the electromyography of the deficient side muscle group to generate deficient side measuring data. The healthy side measuring electrode unit is disposed on the healthy side muscle group and measures the electromyography of the healthy side muscle group to generate healthy side measuring data. The control unit determines the correlation between the deficient side measuring data and the healthy side measuring data. In this manner, the electromyography measuring device facilitates users to check and evaluate the symptom of dysphagia.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：圖（ 1 ）。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100 ……… 肌電訊號量測分	極
析裝置	22 ……… 第二健側量測電
1 ……… 患側量測電極單	極
元	23 ……… 第三健側量測電
11 ……… 第一患側量測電	極
極	24 ……… 第四健側量測電
12 ……… 第二患側量測電	極
極	3 ……… 控制單元
13 ……… 第三患側量測電	4 ……… 顯示單元
極	5 ……… 無線通訊單元
14 ……… 第四患側量測電	6 ……… 輸入單元
極	7 ……… 儲存單元
2 ……… 健側量測電極單	8 ……… 訊號處理單元
元	
21 ……… 第一健側量測電	

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明是有關於一種肌電訊號量測分析裝置，特別是指一種用於量測分析肌肉群之間肌電訊號的相關性的測量分析裝置。

【先前技術】

電視螢光錄影（Video fluoroscopic）吞嚥檢查常用於檢查、評估吞嚥功能異常的症狀。但是接受電視螢光錄影吞嚥檢查之病患需暴露於放射線的照射，因此不適合於短時間內重複進行檢查，此外，電視螢光錄影吞嚥檢查還需透過受過訓練的醫師執行，故不適合病患於居家生活中進行檢查。

光纖內視鏡（Fiberoptic endoscopic）亦常被用於檢查吞嚥異常的情況。於進行檢查時係將光纖內視鏡經病患鼻孔插入病患的下咽部，以觀察吞嚥時病患下咽部、喉部及氣管近端的動作。然而此方法為一侵入式的檢查方法，且設備體積龐大，因此同樣不適合病患用來進行經常性的吞嚥障礙復健練習效果之評估量測。

因此，如何發展出一種非侵入式的量測分析設備，以便於吞嚥障礙患者做經常性的檢查、評估，遂成為本案進一步要討論的重點。

【發明內容】

因此，本發明之目的，即在提供一種便於使用者檢查、評估肌肉功能異常之肌電訊號量測分析裝置。

於是，本發明肌電訊號量測分析裝置，用於量測一個體的一待測肌肉群所產生的肌電訊號，該待測肌肉群可區分為一患側肌肉群及一健側肌肉群，其包含一患側量測電極單元、一健側量測電極單元及一控制單元。該患側量測電極單元設置於該患側肌肉群，並量測該患側肌肉群之肌電訊號以產生一患側量測資料。該健側量測電極單元設置於該健側肌肉群，並量測該健側肌肉群之肌電訊號以產生一健側量測資料。該控制單元電連接於該患側量測電極單元及該健側量測電極單元，並判斷該患側量測資料與該健側量測資料之相關性。

較佳地，該患側量測電極單元包括一第一患側量測電極、一第二患側量測電極及一第三患側量測電極，該健側量測電極單元包括一第一健側量測電極、一第二健側量測電極及一第三健側量測電極。

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別產生該患側量測資料的一第一患側量測子資料、一第二患側量測資料及一第三患側量測資料。

該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別產生該健側量測資料的一第一健側量測子資料、一第二健側量測子資料及一第三健側量測子資料。

該控制單元分別計算該第一患側量測子資料、該第二患側量測子資料及該第三患側量測子資料的平均值以分別產生一第一患側量測平均值、一第二患側量測平均值及一

第三患側量測平均值，並分別計算該第一健側量測子資料、該第二健側量測子資料及該第三健側量測子資料的平均值以分別產生一第一健側量測平均值、一第二健側量測平均值及一第三健側量測平均值。

且該控制單元判斷該第一患側量測平均值、該第二患側量測平均值及該第三患側量測平均值與該第一健側量測平均值、該第二健側量測平均值及該第三健側量測平均值的相關性。

較佳地，該控制單元根據該第一患側量測子資料、該第二患側量測子資料及該第三患側量測子資料分別產生一第一患側吞嚥持續時間值、一第二患側吞嚥持續時間值及一第三患側吞嚥持續時間值，並根據該第一健側量測子資料、該第二健側量測子資料及該第三健側量測子資料分別產生一第一健側吞嚥持續時間值、一第二健側吞嚥持續時間值及一第三健側吞嚥持續時間值。

且該控制單元判斷該第一患側吞嚥持續時間值、該第二患側吞嚥持續時間值及該第三患側吞嚥持續時間值與該第一健側吞嚥持續時間值、該第二健側吞嚥持續時間值及該第三健側吞嚥持續時間值的相關性。

較佳地，該患側肌肉群包括一患側口輪匝肌、一患側咀嚼肌、一患側頷下肌群，及一患側喉部帶狀肌群，該健側肌肉群包括一健側口輪匝肌、一健側咀嚼肌、一健側頷下肌群，及一健側喉部帶狀肌群。

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三

患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌及該患側頷下肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌及該健側頷下肌群。

或者，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌及該患側喉部帶狀肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌及該健側喉部帶狀肌群。

或者，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側喉部帶狀肌群、該患側咀嚼肌及該患側頷下肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側喉部帶狀肌群、該健側咀嚼肌及該健側頷下肌群。

較佳地，該患側量測電極單元還包括一第四患側量測電極，該健側量測電極單元還包括一第四健側量測電極，該第四患側量測電極產生該患側量測資料的一第四患側量測子資料，該第四健側量測電極產生該健側量測資料的一第四健側量測子資料。

該控制單元分別計算該第四患側量測子資料及該第四健側量測子資料的平均值以分別產生一第四患側量測平均值及一第四健側量測平均值。

且該控制單元判斷該第一患側量測平均值、該第二患側量測平均值、該第三患側量測平均值及該第四患側量測

平均值與該第一健側量測平均值、該第二健側量測平均值、該第三健側量測平均值及該第四健側量測平均值的相關性。

較佳地，該控制單元根據該第四患側量測子資料及該第四健側量測子資料分別產生一第四患側吞嚥持續時間值及一第四健側吞嚥持續時間值。

且該控制單元判斷該第一患側吞嚥持續時間值、該第二患側吞嚥持續時間值、該第三患側吞嚥持續時間值及該第四患側吞嚥持續時間值與該第一健側吞嚥持續時間值、該第二健側吞嚥持續時間值、該第三健側吞嚥持續時間值及該第四健側吞嚥持續時間值的相關性。

較佳地，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極、該第三患側量測電極及該第四患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌、該患側領下肌群及該患側喉部帶狀肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極、該第三健側量測電極及該第四健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌、該健側領下肌群及該健側喉部帶狀肌群。

較佳地，所述之肌電訊號量測分析裝置為一模組化之可攜式電子裝置，且還包含一能容置該控制單元的殼體。更佳地，該殼體係可分離地設置於一外部可攜式電子裝置上，且該控制單元與該可攜式電子裝置可透過無線或有線的方式進行通訊。

較佳地，所述之肌電訊號量測分析裝置還包含電連接

於該控制單元的一顯示單元、一無線通訊單元、一輸入單元，及一儲存單元，該肌電訊號量測分析裝置能透過該無線通訊單元與一外部電子裝置通訊。

本發明之功效在於藉由非侵入式的患側量測電極單元及健側量測電極單元量測待測肌肉群的肌電訊號，能便於吞嚥障礙患者做經常性的檢查。並藉由控制單元判斷該患側量測資料與該健側量測資料之相關性，能供使用者透過相關性的高低評估受測者吞嚥障礙的嚴重程度。

【實施方式】

有關本發明之前述及其他技術內容、特點與功效，在以下配合參考圖式之三個較佳實施例的詳細說明中，將可清楚的呈現。

在本發明被詳細描述之前，要注意的是，在以下的說明內容中，類似的元件是以相同的編號來表示。

參閱圖 1 與圖 2，是本發明肌電訊號量測分析裝置之第一較佳實施例。肌電訊號量測分析裝置 100 用於量測一個體 900 的一待測肌肉群 9 的肌電訊號，在本實施例中，待測肌肉群 9 為一吞嚥肌肉群，肌電訊號量測分析裝置 100 用於量測待測肌肉群 9 於進行一次吞嚥行為時所產生的肌電訊號。待測肌肉群 9 可區分為一患側肌肉群 91 及一健側肌肉群 92，也就是說，本實施例中的個體 900 的待測肌肉群 9 一側是健康的，另一側具有吞嚥障礙的症狀。患側肌肉群 91 包括一患側口輪匝肌 (orbicularis oris muscles) 911、一患側咀嚼肌 (masseter muscles) 912、一患側領下

肌群 (submental muscles) 913, 及一患側喉部帶狀肌群 (laryngeal strap. muscles) 914; 健側肌肉群 92 包括一健側口輪匝肌 921、一健側咀嚼肌 922、一健側領下肌群 923, 及一健側喉部帶狀肌群 924。

肌電訊號量測分析裝置 100 包含一控制單元 3、電連接控制單元 3 的一訊號處理單元 8、一顯示單元 4、一無線通訊單元 5、一輸入單元 6 與一儲存單元 7, 及電連接訊號處理單元 8 的一患側量測電極單元 1 與一健側量測電極單元 2。

患側量測電極單元 1 設置於患側肌肉群 91, 並量測患側肌肉群 91 之肌電訊號以產生一患側量測資料。患側量測電極單元 1 包括分別設置於患側口輪匝肌 911、患側咀嚼肌 912、患側領下肌群 913 及患側喉部帶狀肌群 914 的一第一患側量測電極 11、一第二患側量測電極 12、一第三患側量測電極 13 及一第四患側量測電極 14。第一患側量測電極 11、第二患側量測電極 12、第三患側量測電極 13 及第四患側量測電極 14 分別用以量測患側口輪匝肌 911、患側咀嚼肌 912、患側領下肌群 913 及患側喉部帶狀肌群 914 的肌電訊號以分別產生該患側量測資料的一第一患側量測子資料、一第二患側量測子資料、一第三患側量測子資料及一第四患側量測子資料。各量測電極 11、12、13、14 以預定的頻率進行量測取樣, 所產生的各對應子資料包含複數筆依量測時間先後排序的肌電訊號。令第一患側量測子資料、第二患側量測子資料、第三患側量測子資料及第四患側量測

子資料分別為 X_1 、 X_2 、 X_3 及 X_4 ，且 $X_1=\{X_{11}, X_{12}, \dots, X_{1a}\}$ ， $X_2=\{X_{21}, X_{22}, \dots, X_{2b}\}$ ， $X_3=\{X_{31}, X_{32}, \dots, X_{3c}\}$ ， $X_4=\{X_{41}, X_{42}, \dots, X_{4d}\}$ 。

健側量測電極單元 2 設置於健側肌肉群 92，並量測健側肌肉群 92 之肌電訊號以產生一健側量測資料。健側量測電極單元 2 包括分別設置於健側口輪匝肌 921、健側咀嚼肌 922、健側頷下肌群 923 及健側喉部帶狀肌群 924 的一第一健側量測電極 21、一第二健側量測電極 22、一第三健側量測電極 23 及一第四健側量測電極 24。第一健側量測電極 21、第二健側量測電極 22、第三健側量測電極 23 及第四健側量測電極 24 分別用以量測健側口輪匝肌 921、健側咀嚼肌 922、健側頷下肌群 923 及健側喉部帶狀肌群 924 的肌電訊號以分別產生該健側量測資料的一第一健側量測子資料、一第二健側量測子資料、一第三健側量測子資料及一第四健側量測子資料。各量測電極 21、22、23、24 以預定的頻率進行量測取樣，所產生的各對應子資料包含複數筆依量測時間先後排序的肌電訊號。令第一健側量測子資料、第二健側量測子資料、第三健側量測子資料及第四健側量測子資料分別為 Y_1 、 Y_2 、 Y_3 及 Y_4 ，且 $Y_1=\{Y_{11}, Y_{12}, \dots, Y_{1a}\}$ ， $Y_2=\{Y_{21}, Y_{22}, \dots, Y_{2b}\}$ ， $Y_3=\{Y_{31}, Y_{32}, \dots, Y_{3c}\}$ ， $Y_4=\{Y_{41}, Y_{42}, \dots, Y_{4d}\}$ 。

患側量測電極單元 1 及健側量測電極單元 2 所量測到的肌電訊號經由訊號處理單元 8 將其濾波並放大後傳送至控制單元 3。控制單元 3 能判斷患側量測資料與健側量測資

料之相關性，從而供使用者評估受測者吞嚥障礙的嚴重程度。當患側量測資料與健側量測資料之相關性越低，表示患側肌肉群與健側肌肉群的吞嚥行為的一致性越低，也就是表示受測者吞嚥障礙的症狀越嚴重，反之，當患側量測資料與健側量測資料之相關性越高，表示患側肌肉群與健側肌肉群的吞嚥行為的一致性越高，也就是表示受測者吞嚥障礙的症狀越輕微。本實施例中以皮爾森相關係數（Pearson's Correlation Co-efficients）表示相關性。皮爾森相關係數介於+1 與-1 之間，越接近+1 表示正線性相關性越高，越接近-1 表示負線性相關性越高，越接近 0 表示相關性低。以下具體說明本實施例中有關相關係數的運算。

控制單元 3 分別對第一患側量測子資料 X_1 及第一健側量測子資料 Y_1 進行積分運算以分別產生一第一患側積分資料 X_{11} 及一第一健側積分資料 Y_{11} ，其中，

$$X_{11} = \left\{ X_{11}, X_{11} + X_{12}, \dots, \sum_{i=1}^a X_{1i} \right\}, \quad Y_{11} = \left\{ Y_{11}, Y_{11} + Y_{12}, \dots, \sum_{i=1}^a Y_{1i} \right\},$$

接著控制單元 3 判斷該第一患側積分資料 X_{11} 與該第一健側積分資料 Y_{11} 之相關性。第一患側積分資料 X_{11} 與該第一健側積分資料 Y_{11} 之皮爾森相關係數可由下式求得：

$$r_{X_{11}Y_{11}} = \frac{\sum_{i=1}^a (X_{1i} - \overline{X_{11}})(Y_{1i} - \overline{Y_{11}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^a (X_{1i} - \overline{X_{11}})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^a (Y_{1i} - \overline{Y_{11}})^2}}$$

透過第一患側積分資料 X_{11} 與該第一健側積分資料 Y_{11} 之皮爾森相關係數能呈現患側口輪匝肌 911 之吞嚥障礙症狀

的嚴重程度。

相似地，控制單元 3 分別對第二患側量測子資料 X_2 及第二健側量測子資料 Y_2 進行積分運算以分別產生一第二患側積分資料 X_{I2} 及一第二健側積分資料 Y_{I2} ，其中，

$$X_{I2} = \left\{ X_{21}, X_{21} + X_{22}, \dots, \sum_{i=1}^b X_{2i} \right\}, \quad Y_{I2} = \left\{ Y_{21}, Y_{21} + Y_{22}, \dots, \sum_{i=1}^b Y_{2i} \right\},$$

接著控制單元 3 判斷第二患側積分資料 X_{I2} 與第二健側積分資料 Y_{I2} 之相關性。第二患側積分資料 X_{I2} 與該第二健側積分資料 Y_{I2} 之皮爾森相關係數可由下式求得：

$$r_{X_{I2}Y_{I2}} = \frac{\sum_{i=1}^b (X_{2i} - \overline{X_{I2}})(Y_{2i} - \overline{Y_{I2}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^b (X_{2i} - \overline{X_{I2}})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^b (Y_{2i} - \overline{Y_{I2}})^2}}$$

透過第二患側積分資料 X_{I2} 與該第二健側積分資料 Y_{I2} 之皮爾森相關係數能呈現患側咀嚼肌 912 之吞嚥障礙症狀的嚴重程度。

相似地，控制單元 3 分別對第三患側量測子資料 X_3 及第三健側量測子資料 Y_3 進行積分運算以分別產生一第三患側積分資料 X_{I3} 及一第三健側積分資料 Y_{I3} ，其中，

$$X_{I3} = \left\{ X_{31}, X_{31} + X_{32}, \dots, \sum_{i=1}^c X_{3i} \right\}, \quad Y_{I3} = \left\{ Y_{31}, Y_{31} + Y_{32}, \dots, \sum_{i=1}^c Y_{3i} \right\},$$

接著控制單元 3 判斷第三患側積分資料 X_{I3} 與第三健側積分資料 Y_{I3} 之相關性。第三患側積分資料 X_{I3} 與第三健側積分資料 Y_{I3} 之皮爾森相關係數可由下式求得：

$$r_{X_{I3}Y_{I3}} = \frac{\sum_{i=1}^c (X_{3i} - \overline{X_{I3}})(Y_{3i} - \overline{Y_{I3}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^c (X_{3i} - \overline{X_{I3}})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^c (Y_{3i} - \overline{Y_{I3}})^2}}$$

透過第三患側積分資料 X_{I3} 與第三健側積分資料 Y_{I3} 之皮爾森相關係數能呈現患側頷下肌群 913 之吞嚥障礙症狀的嚴重程度。

相似地，控制單元 3 分別對第四患側量測子資料 X_4 及第四健側量測子資料 Y_4 進行積分運算以分別產生一第四患側積分資料 X_{I4} 及一第四健側積分資料 Y_{I4} ，其中，

$$X_{I4} = \left\{ X_{41}, X_{41} + X_{42}, \dots, \sum_{i=1}^d X_{4i} \right\}, \quad Y_{I4} = \left\{ Y_{41}, Y_{41} + Y_{42}, \dots, \sum_{i=1}^d Y_{4i} \right\},$$

接著控制單元 3 判斷第四患側積分資料 X_{I4} 與第四健側積分資料 Y_{I4} 之相關性。第四患側積分資料 X_{I4} 與第四健側積分資料 Y_{I4} 之皮爾森相關係數可由下式求得：

$$r_{X_{I4}Y_{I4}} = \frac{\sum_{i=1}^d (X_{4i} - \overline{X_{I4}})(Y_{4i} - \overline{Y_{I4}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^d (X_{4i} - \overline{X_{I4}})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^d (Y_{4i} - \overline{Y_{I4}})^2}}$$

透過第四患側積分資料 X_{I4} 與第四健側積分資料 Y_{I4} 之皮爾森相關係數能呈現患側喉部帶狀肌群 914 之吞嚥障礙症狀的嚴重程度。

由於患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 於進行吞嚥行為時肌肉收縮之持續時間 (Duration) 不同，一般而言，具有吞嚥障礙的吞嚥肌肉之持續時間較短，以下說明本實施例如何從有關持續時間的相關性呈現吞嚥障礙症狀的嚴重程度。

控制單元 3 根據第一患側量測子資料 X_1 、第二患側量測子資料 X_2 、第三患側量測子資料 X_3 及第四患側量測子資料 X_4 分別產生一第一患側吞嚥持續時間值 t_{X1} 、一第二患側吞嚥持續時間值 t_{X2} 、一第三患側吞嚥持續時間值 t_{X3} 及一第四患側吞嚥持續時間值 t_{X4} ，並根據第一健側量測子資料 Y_1 、第二健側量測子資料 Y_2 、第三健側量測子資料 Y_3 及第四健側量測子資料 Y_4 分別產生一第一健側吞嚥持續時間值 t_{Y1} 、一第二健側吞嚥持續時間值 t_{Y2} 、一第三健側吞嚥持續時間值 t_{Y3} 及一第四健側吞嚥持續時間值 t_{Y4} 。

接者，控制單元 3 判斷第一患側吞嚥持續時間值 t_{X1} 、第二患側吞嚥持續時間值 t_{X2} 、第三患側吞嚥持續時間值 t_{X3} 及第四患側吞嚥持續時間值 t_{X4} 與第一健側吞嚥持續時間值 t_{Y1} 、第二健側吞嚥持續時間值 t_{Y2} 、第三健側吞嚥持續時間值 t_{Y3} 及第四健側吞嚥持續時間值 t_{Y4} 的相關性。令 $t_X = \{t_{X1}, t_{X2}, t_{X3}, t_{X4}\}$ ， $t_Y = \{t_{Y1}, t_{Y2}, t_{Y3}, t_{Y4}\}$ ，患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 的持續時間值的皮爾森相關係數可由下式求得：

$$r_{t_X t_Y} = \frac{\sum_{i=1}^4 (t_{Xi} - \bar{t}_X)(t_{Yi} - \bar{t}_Y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^4 (t_{Xi} - \bar{t}_X)^2} \sqrt{\sum_{i=1}^4 (t_{Yi} - \bar{t}_Y)^2}}$$

透過患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 的持續時間值的皮爾森相關係數能呈現患側肌肉群 91 吞嚥障礙症狀的嚴重程度。

另一方面，透過患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 於持續時間內的肌電訊號的平均值的相關性亦能呈現吞嚥異常的嚴重程度。以下具體說明控制單元 3 運算的方式。

控制單元 3 分別計算第一患側量測子資料 X_1 、第二患側量測子資料 X_2 、第三患側量測子資料 X_3 及第四患側量測子資料 X_4 於對應之持續時間內之肌電訊號的平均值以分別產生一第一患側量測平均值 $\overline{X_1}$ 、一第二患側量測平均值 $\overline{X_2}$ 、一第三患側量測平均值 $\overline{X_3}$ 及一第四患側量測平均值 $\overline{X_4}$ 。且控制單元 3 還分別計算第一健側量測子資料 Y_1 、第二健側量測子資料 Y_2 、第三健側量測子資料 Y_3 及第四健側量測子資料 Y_4 於對應之持續時間內之肌電訊號的平均值以分別產生一第一健側量測平均值 $\overline{Y_1}$ 、一第二健側量測平均值 $\overline{Y_2}$ 、一第三健側量測平均值 $\overline{Y_3}$ 及一第四健側量測平均值 $\overline{Y_4}$ 。補充說明的是，本處的平均值是將各筆肌電訊號取絕對值後再計算平均值（由於控制單元 3 將所量測的肌電訊號減去肌肉處於靜止狀態的基準值，因此會產生負值的肌電訊號；取了絕對值的肌電訊號即為肌電訊號的振幅，亦即代表肌電訊號的強度）。

接著，控制單元 3 判斷第一患側量測平均值 $\overline{X_1}$ 、第二患側量測平均值 $\overline{X_2}$ 、第三患側量測平均值 $\overline{X_3}$ 及第四患側量測平均值 $\overline{X_4}$ 與第一健側量測平均值 $\overline{Y_1}$ 、第二健側量測平均值 $\overline{Y_2}$ 、第三健側量測平均值 $\overline{Y_3}$ 及第四健側量測平均值 $\overline{Y_4}$ 的相關性。令 $X' = \{\overline{X_1}, \overline{X_2}, \overline{X_3}, \overline{X_4}\}$ ， $Y' = \{\overline{Y_1}, \overline{Y_2}, \overline{Y_3}, \overline{Y_4}\}$ ，患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 於持續時間內之肌電訊號平均值的皮爾森相關係數可由下式求得：

$$r_{X'Y'} = \frac{\sum_{i=1}^4 (\overline{X_i} - \overline{X'}) (\overline{Y_i} - \overline{Y'})}{\sqrt{\sum_{i=1}^4 (\overline{X_i} - \overline{X'})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^4 (\overline{Y_i} - \overline{Y'})^2}}$$

前述各項計算皮爾森相關係數的結果若越接近+1，表示患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 於吞嚥行為產生的肌電訊號越相近，也就是表示吞嚥障礙的症狀越輕微；相反地，若皮爾森相關係數越小於+1，表示患側肌肉群 91 與健側肌肉群 92 於吞嚥行為產生的肌電訊號越不相近，也就是表示吞嚥障礙的症狀越嚴重。

有關肌電訊號量測分析裝置 100 其餘元件的作用說明如下。輸入單元 6 可以是複數個按鈕，或一觸控模組等輸入裝置，供使用者產生控制訊號予控制單元 3 以進行各項的操作。儲存單元 7 可供儲存量測資料及有關相關性的運算結果。顯示單元 4 可供以文字或圖形（即肌電圖）顯示量測資料及有關相關性的運算結果。無線通訊單元 5 可以是符合藍芽、ZigBee、2G、2.5G、2.75G、3G、WiFi、WiMAX、紅外線或無線電等無線通訊技術，使得肌電訊號量測分析裝置 100 能透過該無線通訊單元 5 與一外部電子裝置 700（例如筆記型電腦）通訊，從而將量測資料及有關相關性的運算結果傳送至外部電子裝置 700。

以下提供本實施例之肌電訊號量測分析裝置 100 進行量測及相關性判斷的數據。以下數據是由量測一吞嚥正常的受測者及一吞嚥異常的受測者而獲得。該吞嚥正常的受測者是一位 64 歲男性，沒有神經肌肉疾患病史，沒有接受過頭頸手術或放射治療，目前也沒有服用會影響神經肌肉運作能力的藥物（如肌肉鬆弛劑等）。吞嚥異常的受測者是一 65 歲男性，單側腦中風引發吞嚥障礙，有高血壓及糖尿

病，右大腦出血性腦中風已經發病 2 個多月，目前仍依賴鼻胃管灌食，臨床吞嚥評估如下：左側唇舌動作域小，軟顎上提力左側較差，吞嚥反射延遲起動，濕囉音，吞口水嗆咳，自發性咳嗽無力，反射性咳嗽力量可，功能性經口攝食量表（functional oral intake scale）為 1 分。進行量測時，請受測者吞嚥 5c.c.的水。

圖 3 至圖 6 分別顯示吞嚥正常的受測者右側口輪匝肌、咀嚼肌、頷下肌群及喉部帶狀肌群的肌電圖，圖 7 至圖 10 分別顯示吞嚥正常的受測者左側口輪匝肌、咀嚼肌、頷下肌群及喉部帶狀肌群的肌電圖。圖 11 至圖 14 分別顯示吞嚥異常的受測者右側（即健側）口輪匝肌、咀嚼肌、頷下肌群及喉部帶狀肌群的肌電圖，圖 15 至圖 18 分別顯示吞嚥異常的受測者左側（即患側）口輪匝肌、咀嚼肌、頷下肌群及喉部帶狀肌群的肌電圖。下方表一顯示兩位受測者吞嚥肌肉群的吞嚥持續時間及對應於吞嚥持續時間（Sec）內肌電訊號強度（振幅）的平均值（uV）。下方表二顯示對各項量測資料進行相關係數運算的結果。

	吞嚥正常的受測者				吞嚥異常的受測者			
	強度平均值		持續時間		強度平均值		持續時間	
	右側	左側	右側	左側	右側	左側 (患側)	右側	左側 (患側)
口輪匝肌	59.5143	63.8666	1.536	1.548	9.9774	6.86	1.846	0.624

咀嚼肌	21.0977	24.8630	1.282	1.382	27.3291	11.296	1.528	0.926
頷下肌群	20.0322	14.1143	1.242	1.318	10.2683	16.1691	0.82	0.802
喉部帶狀肌群	12.7196	8.4068	1.083	1.26	8.8744	13.9671	0.96	0.888
平均	28.5434	27.813	1.285	1.377	14.1123	12.073	1.2885	0.81

表一

左側與右側之相關係數	吞嚥正常的受測者	吞嚥異常的受測者
口輪匝肌積分資料	0.9928	0.2022
咀嚼肌積分資料	0.9678	0.6962
頷下肌群積分資料	0.9741	0.9033
喉部帶狀肌群積分資料	0.8936	0.9467
持續時間	0.9862	-0.5036
強度平均值	0.9872	-0.1355

表二

由表二可得知吞嚥正常的受測者之各項相關係數運算結果大部分皆大於 0.9，表示其左側吞嚥肌肉群與右側吞嚥肌肉群進行吞嚥行為時的收縮情況相似。表二還顯示吞嚥異常的受測者於患側口輪匝肌與健側口輪匝肌的相關係數偏低（0.2022），患側咀嚼肌與健側咀嚼肌的相關係數偏低（0.6962），患側吞嚥肌肉群的收縮持續時間與健側吞嚥肌肉群的收縮持續時間的相關係數偏低（-0.5036），患側吞嚥

肌肉群的肌電訊號強度平均值與健側吞嚥肌肉群的肌電訊號強度平均值的相關係數偏低（-0.1355）。由前述數據可知透過本實施例有關相關係數之運算能供使用者評估受測者的吞嚥障礙的嚴重程度。

本發明肌電訊號量測分析裝置之第二較佳實施例與第一較佳實施例相近，惟，各量測電極單元的量測電極數目為三，各量測電極單元的量測電極可以是設置於一側之口輪匝肌、咀嚼肌及頷下肌群，或者是設置於一側之口輪匝肌、咀嚼肌及喉部帶狀肌群，或者是設置於一側之咀嚼肌、頷下肌群及喉部帶狀肌群。有關相關係數的運算則與第一較佳實施例相近。

參閱圖 19，是本發明肌電訊號量測分析裝置之第三較佳實施例。在本實施例中，肌電訊號量測分析裝置 100 還包含一殼體 200。殼體 200 用以容置控制單元 3、顯示單元 4、無線通訊單元 5、輸入單元 6 及儲存單元 7，且可分離地設置於一外部可攜式電子裝置 800（例如手機）上更具體的說，殼體 200 能覆蓋外部可攜式電子裝置 800 的一側以產生保護外部可攜式電子裝置 800 的作用。此外，肌電訊號量測分析裝置 100 還包含一電連接控制單元 3（見圖 1）的傳輸線 300，傳輸線 300 的一接頭 301 能連接於外部可攜式電子裝置 800 的一傳輸埠 801，使控制單元 3 與可攜式電子裝置可透過傳輸線 300 進行通訊（例如將量測資料傳送至外部可攜式電子裝置 800）。在另一實施態樣中，控制單元 3 是透過無線通訊單元 5（見圖 1）與外部可攜式電子裝

置 800 通訊。藉由本實施例將肌電訊號量測分析裝置 100 與手機保護殼整合的設計，可供使用者便於攜帶肌電訊號量測分析裝置 100。

綜上所述，本發明肌電訊號量測分析裝置藉由非侵入式的患側量測電極單元 1 及健側量測電極單元 2 量測待測肌肉群 9 的肌電訊號，無需暴露於放射線，不舒適感低，操作省時，成本較低，又便於臨床操作，因此便於吞嚥障礙患者做經常性的檢查。並藉由控制單元 3 判斷該患側量測資料與該健側量測資料之相關性，能供使用者透過相關性的高低評估受測者吞嚥障礙的嚴重程度，故確實能達成本發明之目的。

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發明說明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。

【圖式簡單說明】

圖 1 是本發明肌電訊號量測分析裝置之第一較佳實施例的一硬體連接關係示意圖；

圖 2 是該第一較佳實施例用於量測一個體的一示意圖；

圖 3 是一吞嚥正常的受測者之右側口輪匝肌的一肌電圖；

圖 4 是該吞嚥正常的受測者之右側咀嚼肌的一肌電圖；

圖 5 是該吞嚥正常的受測者之右側領下肌群的一肌電圖；

圖 6 是該吞嚥正常的受測者之右側喉部帶狀肌群的一肌電圖；

圖 7 是該吞嚥正常的受測者之左側口輪匝肌的一肌電圖；

圖 8 是該吞嚥正常的受測者之左側咀嚼肌的一肌電圖；

圖 9 是該吞嚥正常的受測者之左側領下肌群的一肌電圖；

圖 10 是該吞嚥正常的受測者之左側喉部帶狀肌群的一肌電圖；

圖 11 是一吞嚥異常的受測者之右側口輪匝肌的一肌電圖；

圖 12 是該吞嚥異常的受測者之右側咀嚼肌的一肌電圖；

圖 13 是該吞嚥異常的受測者之右側領下肌群的一肌電圖；

圖 14 是該吞嚥異常的受測者之右側喉部帶狀肌群的一肌電圖

圖 15 是該吞嚥異常的受測者之左側口輪匝肌的一肌電圖；

圖 16 是該吞嚥異常的受測者之左側咀嚼肌的一肌電圖；

圖 17 是該吞嚥異常的受測者之左側頷下肌群的一肌電圖；

圖 18 是該吞嚥異常的受測者之左側喉部帶狀肌群的一肌電圖；及

圖 19 是是本發明肌電訊號量測分析裝置之第三較佳實施例的一示意圖。

【主要元件符號說明】

100 …… 肌電訊號量測分析裝置	4 …… 顯示單元
1 …… 患側量測電極單元	5 …… 無線通訊單元
11 …… 第一患側量測電極	6 …… 輸入單元
12 …… 第二患側量測電極	7 …… 儲存單元
13 …… 第三患側量測電極	8 …… 訊號處理單元
14 …… 第四患側量測電極	200 …… 殼體
2 …… 健側量測電極單元	300 …… 傳輸線
21 …… 第一健側量測電極	301 …… 接頭
22 …… 第二健側量測電極	700 …… 外部電子裝置
23 …… 第三健側量測電極	800 …… 外部可攜式電子裝置
24 …… 第四健側量測電極	801 …… 傳輸埠
3 …… 控制單元	900 …… 個體
	9 …… 待測肌肉群
	91 …… 患側肌肉群
	911 …… 患側口輪匝肌
	912 …… 患側咀嚼肌
	913 …… 患側頷下肌群
	914 …… 患側喉部帶狀肌群
	92 …… 健側肌肉群
	921 …… 健側口輪匝肌
	922 …… 健側咀嚼肌

923 健側頷下肌群

924 健側喉部帶狀肌
群

七、申請專利範圍：

1. 一種肌電訊號量測分析裝置，用於量測一個體的一待測肌肉群所產生的肌電訊號，該待測肌肉群可區分為一患側肌肉群及一健側肌肉群，其包含：

一患側量測電極單元，設置於該患側肌肉群，並量測該患側肌肉群之肌電訊號以產生一患側量測資料；

一健側量測電極單元，設置於該健側肌肉群，並量測該健側肌肉群之肌電訊號以產生一健側量測資料；及

一控制單元，電連接於該患側量測電極單元及該健側量測電極單元，並判斷該患側量測資料與該健側量測資料之相關性。

2. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側口輪匝肌，該健側肌肉群包括一健側口輪匝肌，該患側量測電極單元及該健側量測電極單元分別包括一設置於該患側口輪匝肌的第一患側量測電極及一設置於該健側口輪匝肌的第一健側量測電極，

該第一患側量測電極量測該患側口輪匝肌之肌電訊號以產生該患側量測資料的一第一患側量測子資料，該第一健側量測電極量測該健側口輪匝肌之肌電訊號以產生該健側量測資料的一第一健側量測子資料，

該控制單元分別對該第一患側量測子資料及該第一健側量測子資料進行積分運算以分別產生一第一患側積分資料及一第一健側積分資料，並判斷該第一患側積分

資料與該第一健側積分資料之相關性。

3. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側咀嚼肌，該健側肌肉群包括一健側咀嚼肌，該患側量測電極單元及該健側量測電極單元分別包括一設置於該患側咀嚼肌的第二患側量測電極及一設置於該健側咀嚼肌的第二健側量測電極，

該第二患側量測電極量測該患側咀嚼肌之肌電訊號以產生該患側量測資料的一第二患側量測子資料，該第二健側量測電極量測該健側咀嚼肌之肌電訊號以產生該健側量測資料的一第二健側量測子資料，

該控制單元分別對該第二患側量測子資料及該第二健側量測子資料進行積分運算以分別產生一第二患側積分資料及一第二健側積分資料，並判斷該第二患側積分資料與該第二健側積分資料之相關性。

4. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側頷下肌群，該健側肌肉群包括一健側頷下肌群，該患側量測電極單元及該健側量測電極單元分別包括一設置於該患側頷下肌群的第三患側量測電極及一設置於該健側頷下肌群的第三健側量測電極，

該第三患側量測電極量測該患側頷下肌群之肌電訊號以產生該患側量測資料的一第三患側量測子資料，該第三健側量測電極量測該健側頷下肌群之肌電訊號以產

生該健側量測資料的一第三健側量測子資料，

該控制單元分別對該第三患側量測子資料及該第三健側量測子資料進行積分運算以分別產生一第三患側積分資料及一第三健側積分資料，並判斷該第三患側積分資料與該第三健側積分資料之相關性。

5. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側喉部帶狀肌群，該健側肌肉群包括一健側喉部帶狀肌群，該患側量測電極單元及該健側量測電極單元分別包括一設置於該患側喉部帶狀肌群的第四患側量測電極及一設置於該健側喉部帶狀肌群的第四健側量測電極，

該第四患側量測電極量測該患側喉部帶狀肌群之肌電訊號以產生該患側量測資料的一第四患側量測子資料，該第四健側量測電極量測該健側喉部帶狀肌群之肌電訊號以產生該健側量測資料的一第四健側量測子資料，

該控制單元分別對該第四患側量測子資料及該第四健側量測子資料進行積分運算以分別產生一第四患側積分資料及一第四健側積分資料，並判斷該第四患側積分資料與該第四健側積分資料之相關性。

6. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側量測電極單元包括一第一患側量測電極、一第二患側量測電極及一第三患側量測電極，該健側量測電極單元包括一第一健側量測電極、一第二健側量測電極及一第三健側量測電極，

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別產生該患側量測資料的一第一患側量測子資料、一第二患側量測資料及一第三患側量測資料，

該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別產生該健側量測資料的一第一健側量測子資料、一第二健側量測子資料及一第三健側量測子資料，

該控制單元分別計算該第一患側量測子資料、該第二患側量測子資料及該第三患側量測子資料的平均值以分別產生一第一患側量測平均值、一第二患側量測平均值及一第三患側量測平均值，並分別計算該第一健側量測子資料、該第二健側量測子資料及該第三健側量測子資料的平均值以分別產生一第一健側量測平均值、一第二健側量測平均值及一第三健側量測平均值，

且該控制單元判斷該第一患側量測平均值、該第二患側量測平均值及該第三患側量測平均值與該第一健側量測平均值、該第二健側量測平均值及該第三健側量測平均值的相關性。

7. 依據申請專利範圍第 6 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側口輪匝肌、一患側咀嚼肌、一患側頷下肌群，及一患側喉部帶狀肌群，該健側肌肉群包括一健側口輪匝肌、一健側咀嚼肌、一健側頷下肌群，及一健側喉部帶狀肌群，

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌及該患側領下肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌及該健側領下肌群，

或者，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌及該患側喉部帶狀肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌及該健側喉部帶狀肌群，

或者，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側喉部帶狀肌群、該患側咀嚼肌及該患側領下肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側喉部帶狀肌群、該健側咀嚼肌及該健側領下肌群。

8. 依據申請專利範圍第 6 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側量測電極單元還包括一第四患側量測電極，該健側量測電極單元還包括一第四健側量測電極，該第四患側量測電極產生該患側量測資料的一第四患側量測子資料，該第四健側量測電極產生該健側量測資料的一第四健側量測子資料，

該控制單元分別計算該第四患側量測子資料及該第

四健側量測子資料的平均值以分別產生一第四患側量測平均值及一第四健側量測平均值，

且該控制單元判斷該第一患側量測平均值、該第二患側量測平均值、該第三患側量測平均值及該第四患側量測平均值與該第一健側量測平均值、該第二健側量測平均值、該第三健側量測平均值及該第四健側量測平均值的相關性。

9. 依據申請專利範圍第 8 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側口輪匝肌、一患側咀嚼肌、一患側領下肌群，及一患側喉部帶狀肌群，該健側肌肉群包括一健側口輪匝肌、一健側咀嚼肌、一健側領下肌群，及一健側喉部帶狀肌群，

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極、該第三患側量測電極及該第四患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌、該患側領下肌群及該患側喉部帶狀肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極、該第三健側量測電極及該第四健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌、該健側領下肌群及該健側喉部帶狀肌群。

10. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側量測電極單元包括一第一患側量測電極、一第二患側量測電極及一第三患側量測電極，該健側量測電極單元包括一第一健側量測電極、一第二健側量測電極及一第三健側量測電極，

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別產生該患側量測資料的一第一患側量測子資料、一第二患側量測資料及一第三患側量測資料，

該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別產生該健側量測資料的一第一健側量測子資料、一第二健側量測子資料及一第三健側量測子資料，

該控制單元根據該第一患側量測子資料、該第二患側量測子資料及該第三患側量測子資料分別產生一第一患側吞嚥持續時間值、一第二患側吞嚥持續時間值及一第三患側吞嚥持續時間值，並根據該第一健側量測子資料、該第二健側量測子資料及該第三健側量測子資料分別產生一第一健側吞嚥持續時間值、一第二健側吞嚥持續時間值及一第三健側吞嚥持續時間值，

且該控制單元判斷該第一患側吞嚥持續時間值、該第二患側吞嚥持續時間值及該第三患側吞嚥持續時間值與該第一健側吞嚥持續時間值、該第二健側吞嚥持續時間值及該第三健側吞嚥持續時間值的相關性。

11. 依據申請專利範圍第 10 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側口輪匝肌、一患側咀嚼肌、一患側頷下肌群，及一患側喉部帶狀肌群，該健側肌肉群包括一健側口輪匝肌、一健側咀嚼肌、一健側頷下肌群，及一健側喉部帶狀肌群，

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌及該患側領下肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌及該健側領下肌群，

或者，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌及該患側喉部帶狀肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌及該健側喉部帶狀肌群，

或者，該第一患側量測電極、該第二患側量測電極及該第三患側量測電極分別是設置於該患側喉部帶狀肌群、該患側咀嚼肌及該患側領下肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極及該第三健側量測電極分別是設置於該健側喉部帶狀肌群、該健側咀嚼肌及該健側領下肌群。

12. 依據申請專利範圍第 10 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側量測電極單元還包括一第四患側量測電極，該健側量測電極單元還包括一第四健側量測電極，該第四患側量測電極產生該患側量測資料的一第四患側量測子資料，該第四健側量測電極產生該健側量測資料的一第四健側量測子資料，

該控制單元根據該第四患側量測子資料及該第四健

側量測子資料分別產生一第四患側吞嚥持續時間值及一第四健側吞嚥持續時間值，

且該控制單元判斷該第一患側吞嚥持續時間值、該第二患側吞嚥持續時間值、該第三患側吞嚥持續時間值及該第四患側吞嚥持續時間值與該第一健側吞嚥持續時間值、該第二健側吞嚥持續時間值、該第三健側吞嚥持續時間值及該第四健側吞嚥持續時間值的相關性。

13. 依據申請專利範圍第 12 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該患側肌肉群包括一患側口輪匝肌、一患側咀嚼肌、一患側頷下肌群，及一患側喉部帶狀肌群，該健側肌肉群包括一健側口輪匝肌、一健側咀嚼肌、一健側頷下肌群，及一健側喉部帶狀肌群，

該第一患側量測電極、該第二患側量測電極、該第三患側量測電極及該第四患側量測電極分別是設置於該患側口輪匝肌、該患側咀嚼肌、該患側頷下肌群及該患側喉部帶狀肌群，該第一健側量測電極、該第二健側量測電極、該第三健側量測電極及該第四健側量測電極分別是設置於該健側口輪匝肌、該健側咀嚼肌、該健側頷下肌群及該健側喉部帶狀肌群。

14. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，為一模組化之可攜式電子裝置，且還包含一能容置該控制單元的殼體。
15. 依據申請專利範圍第 4 項所述之肌電訊號量測分析裝置，其中，該殼體係可分離地設置於一外部可攜式電子裝

置上，且該控制單元與該可攜式電子裝置可透過無線或有線的方式進行通訊。

16. 依據申請專利範圍第 1 項所述之肌電訊號量測分析裝置，還包含電連接於該控制單元的一顯示單元、一無線通訊單元、一輸入單元，及一儲存單元，該肌電訊號量測分析裝置能透過該無線通訊單元與一外部電子裝置通訊。

八、圖式：

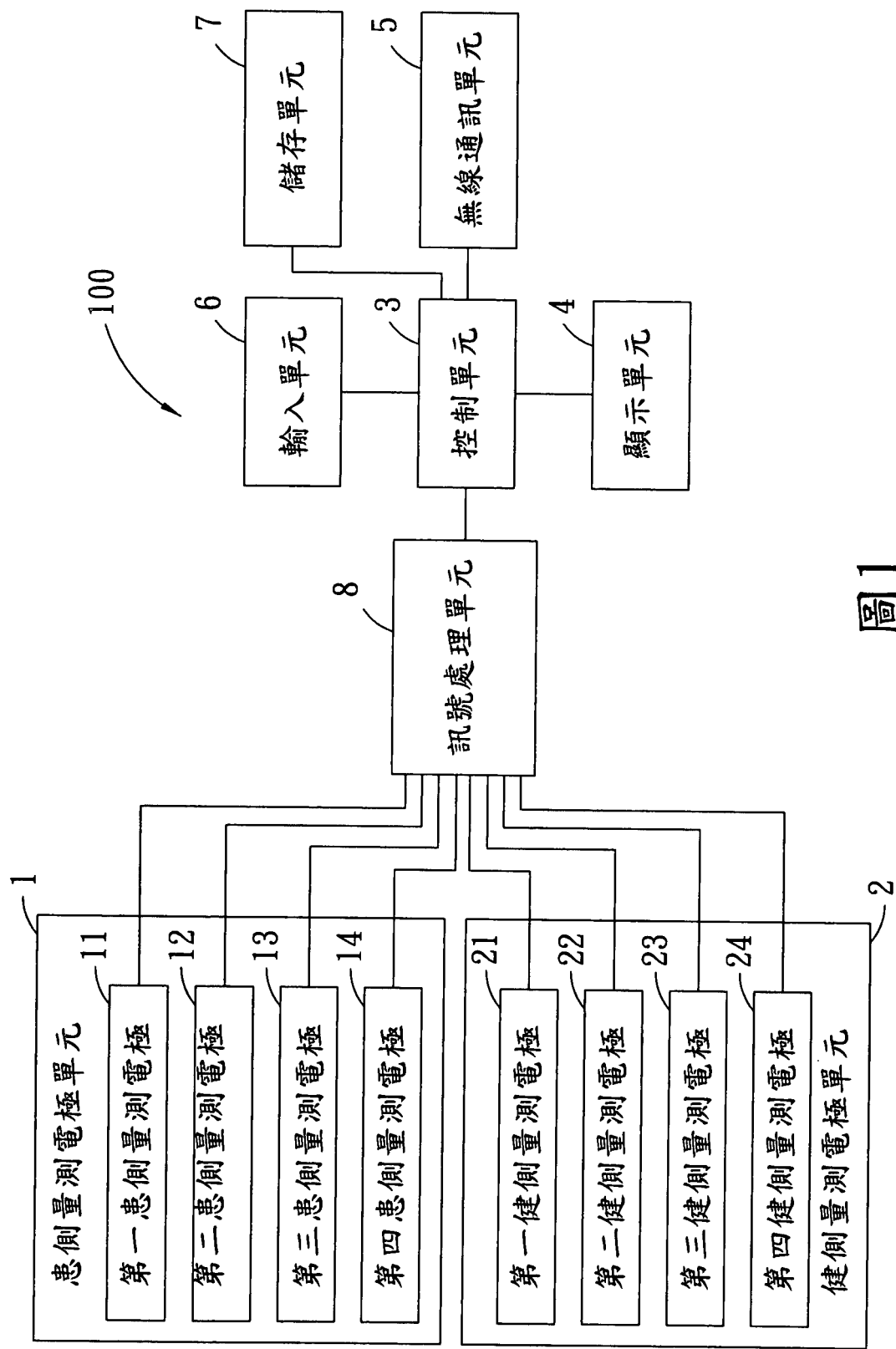


圖1

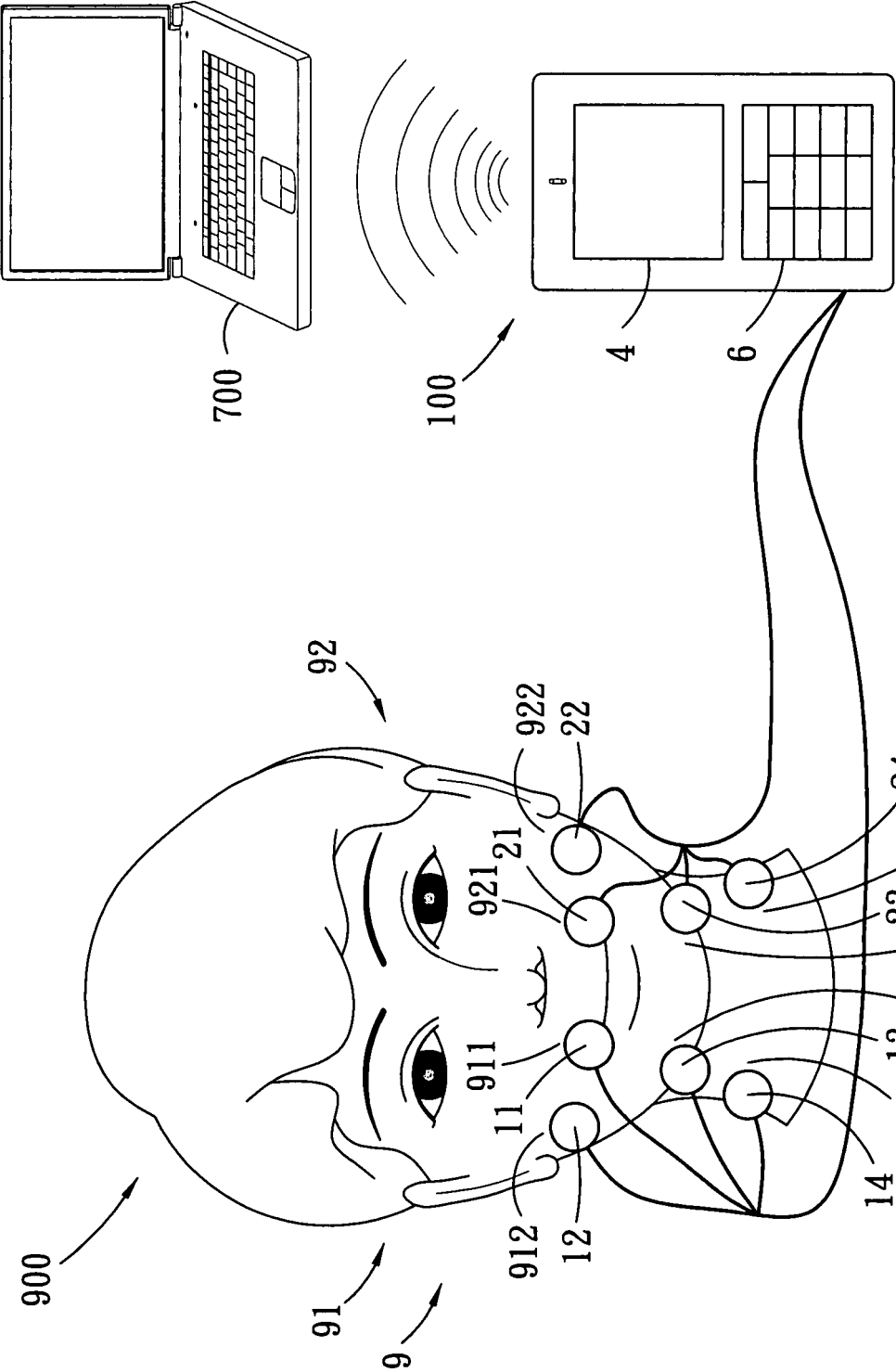


圖2

右側口輪匝肌肌電訊號(uV)

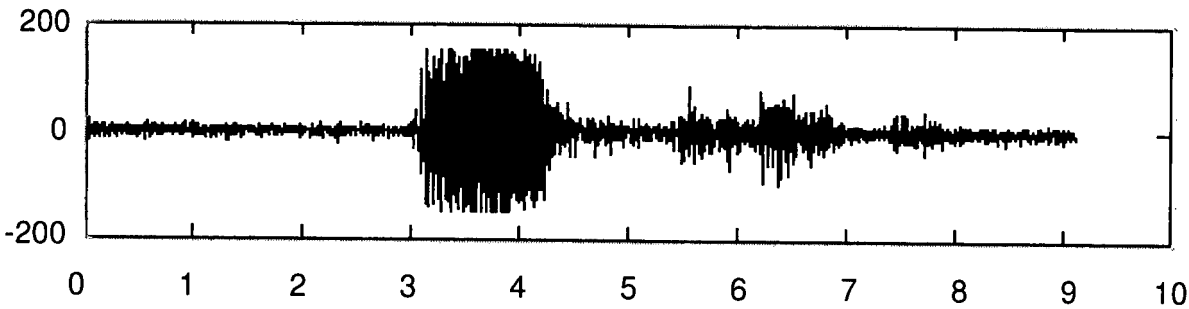


圖 3

右側咀嚼肌肌電訊號(uV)

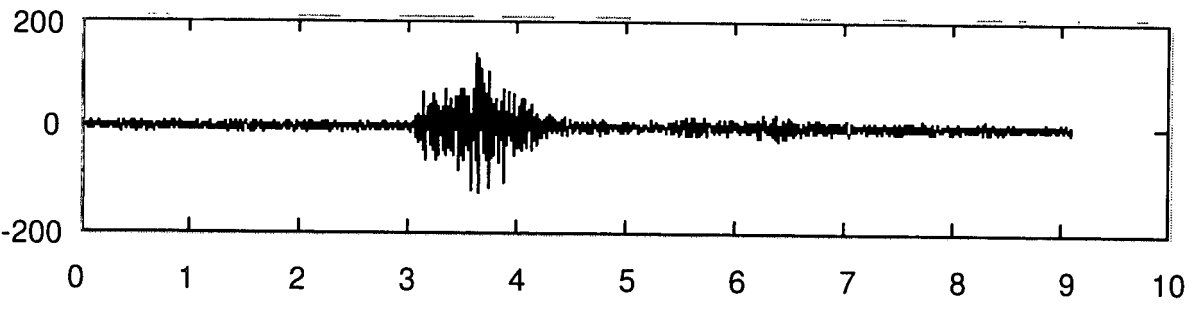


圖 4

右側頷下肌群肌電訊號(uV)

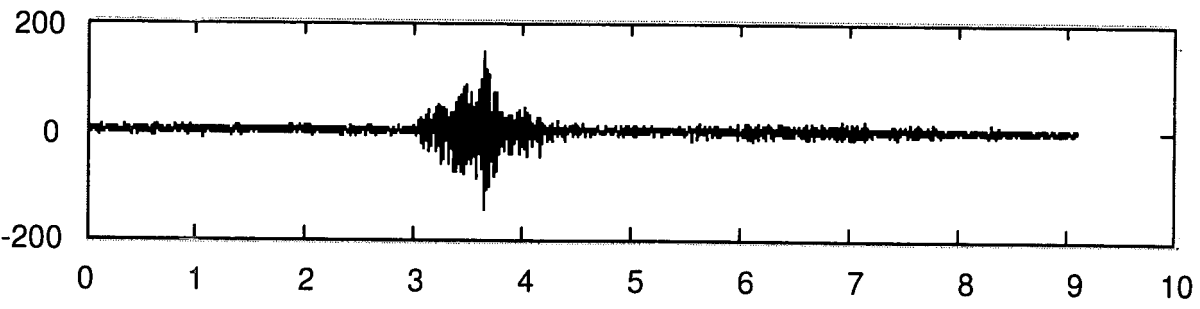


圖 5

右側喉部帶狀肌群肌電訊號(uV)

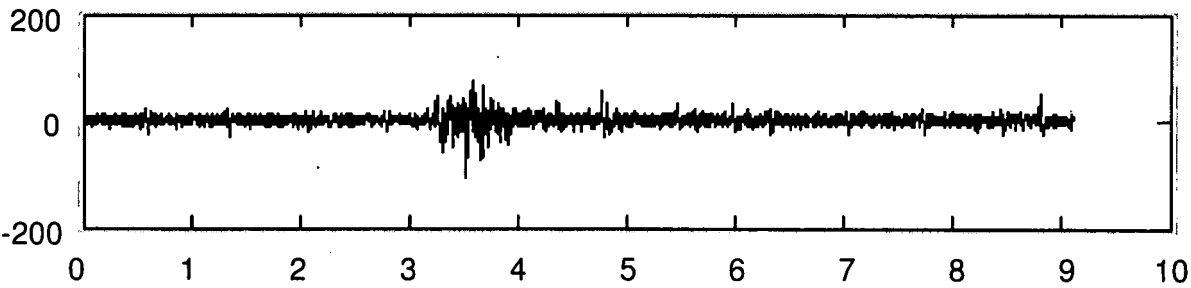


圖 6

左側口輪匝肌肌電訊號(uV)

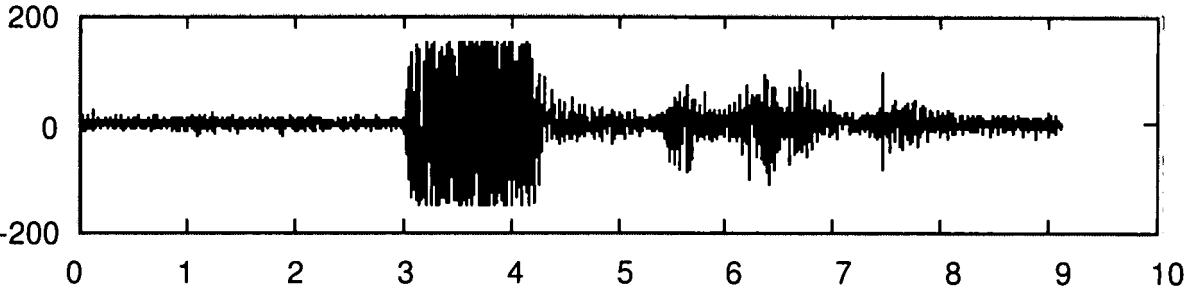


圖 7

左側咀嚼肌肌電訊號(uV)

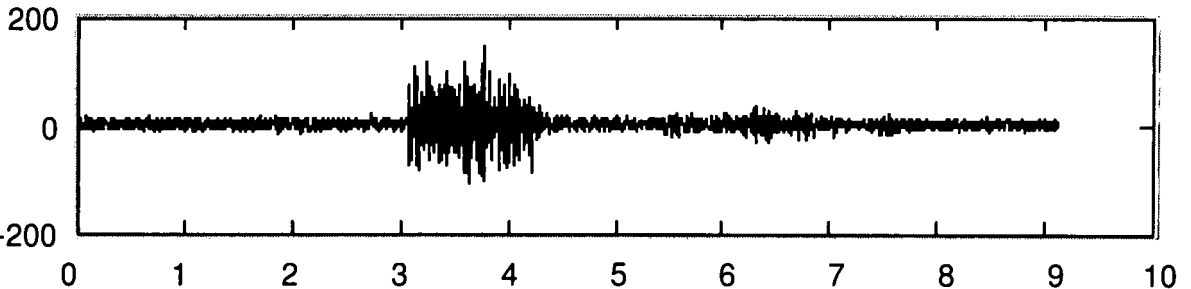
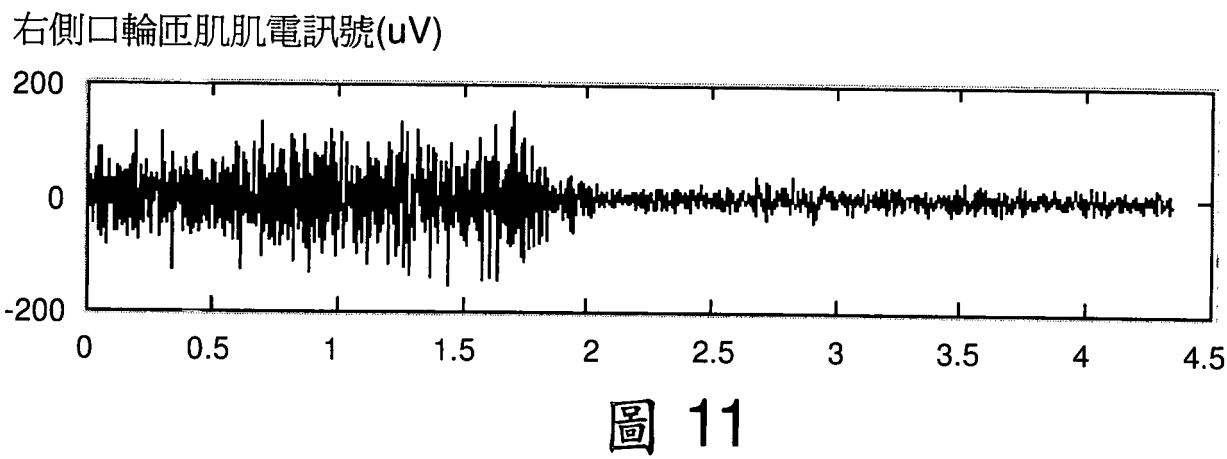
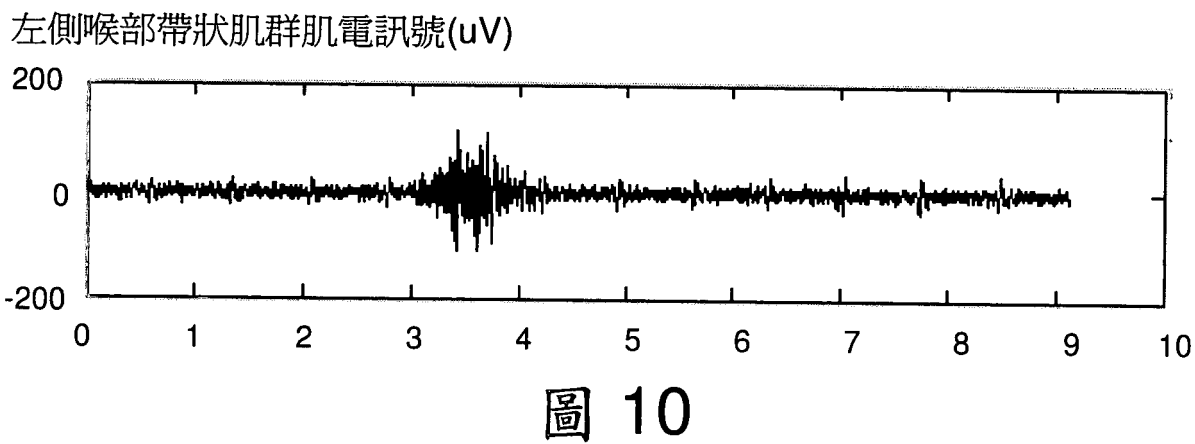
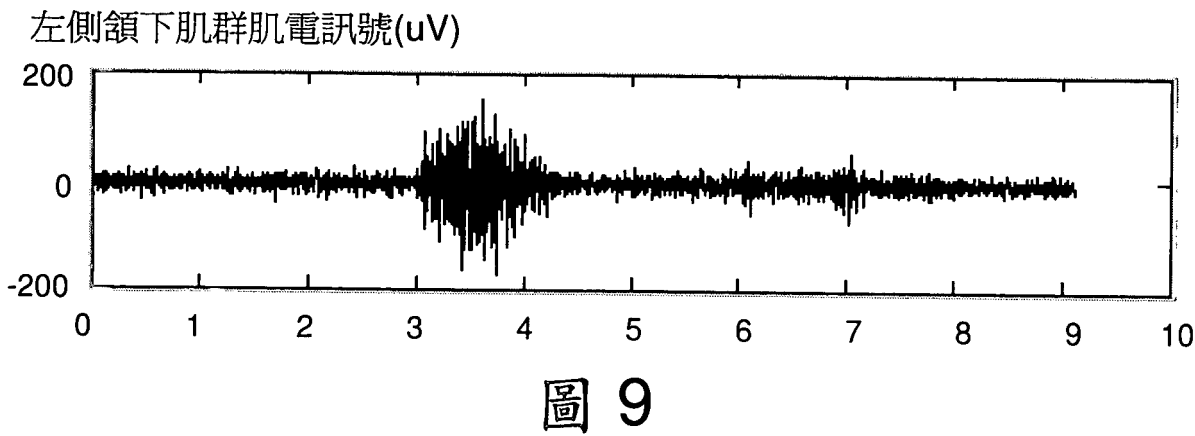


圖 8



右側咀嚼肌肌電訊號(uV)

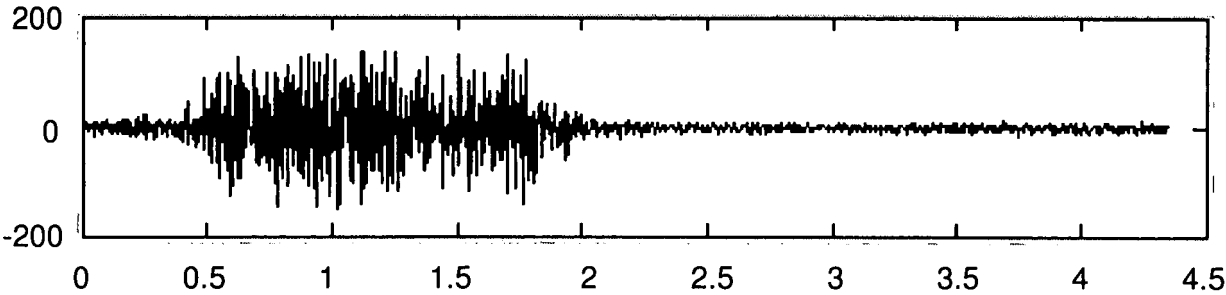


圖 12

右側頷下肌群肌電訊號(uV)

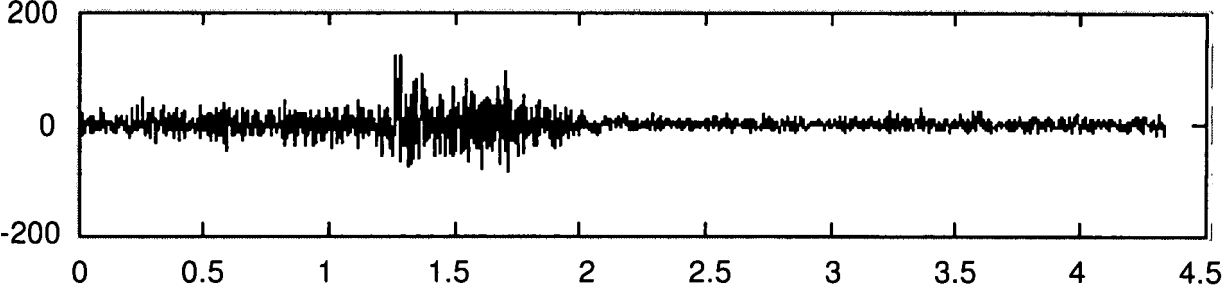


圖 13

右側喉部帶狀肌群肌電訊號(uV)

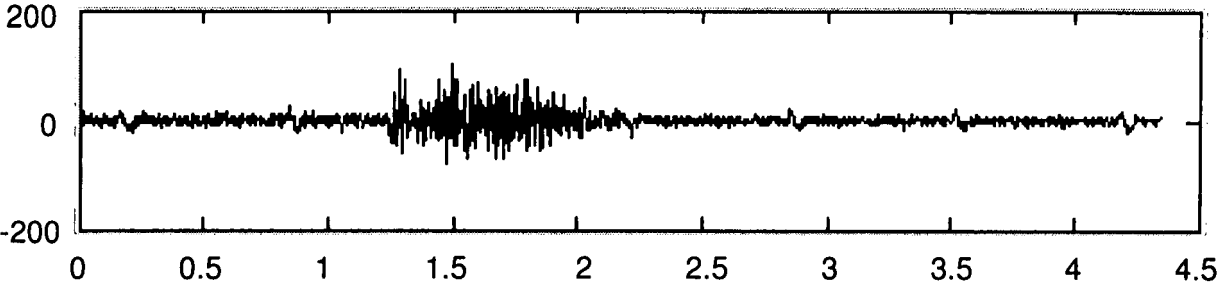


圖 14

左側口輪匝肌肌電訊號(uV)

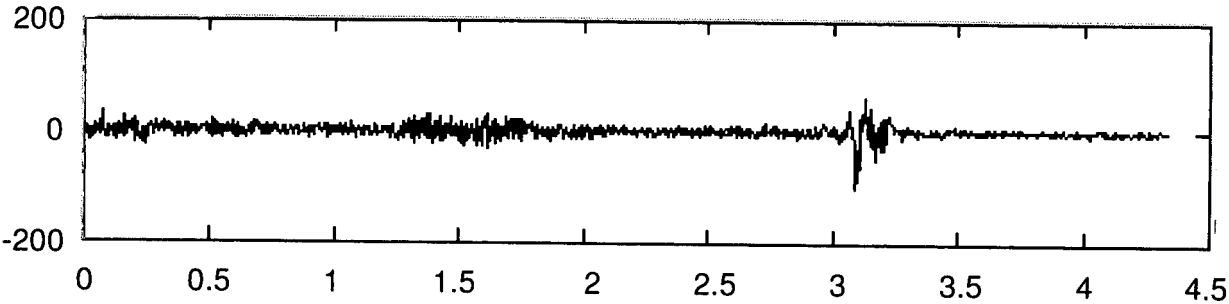


圖 15

左側咀嚼肌肌電訊號(uV)

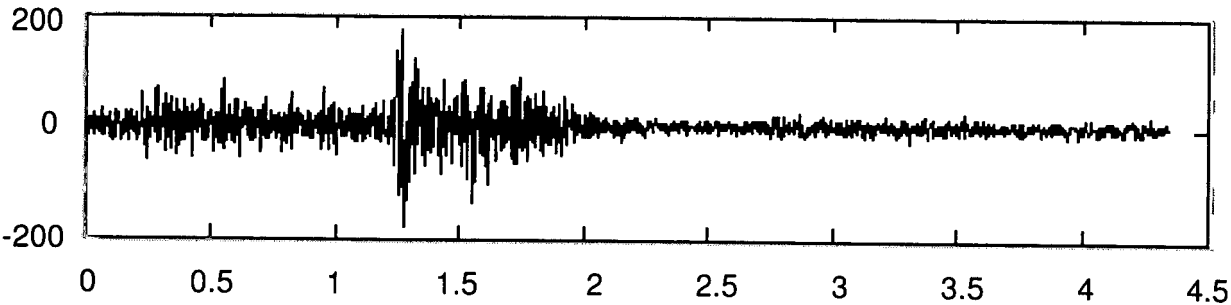


圖 16

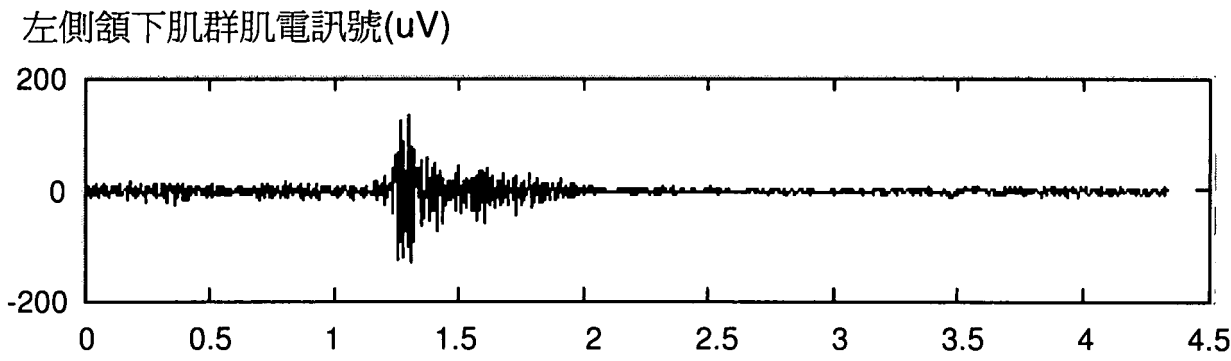


圖 17

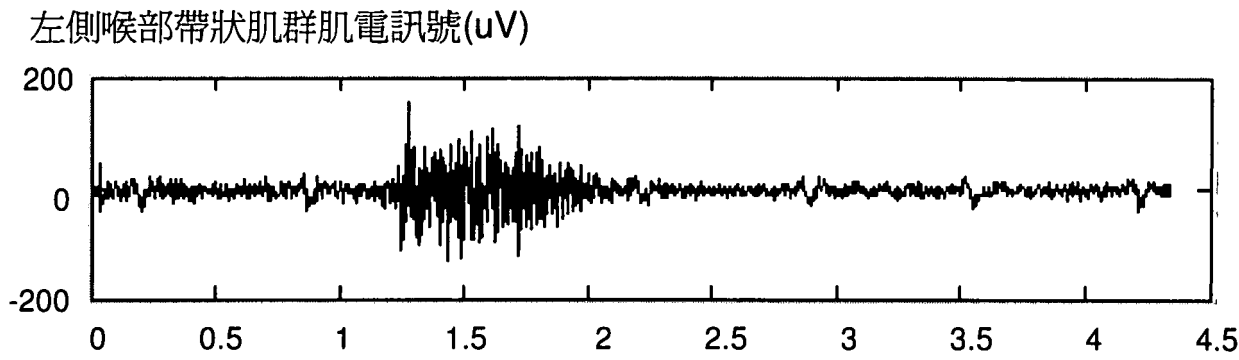


圖 18

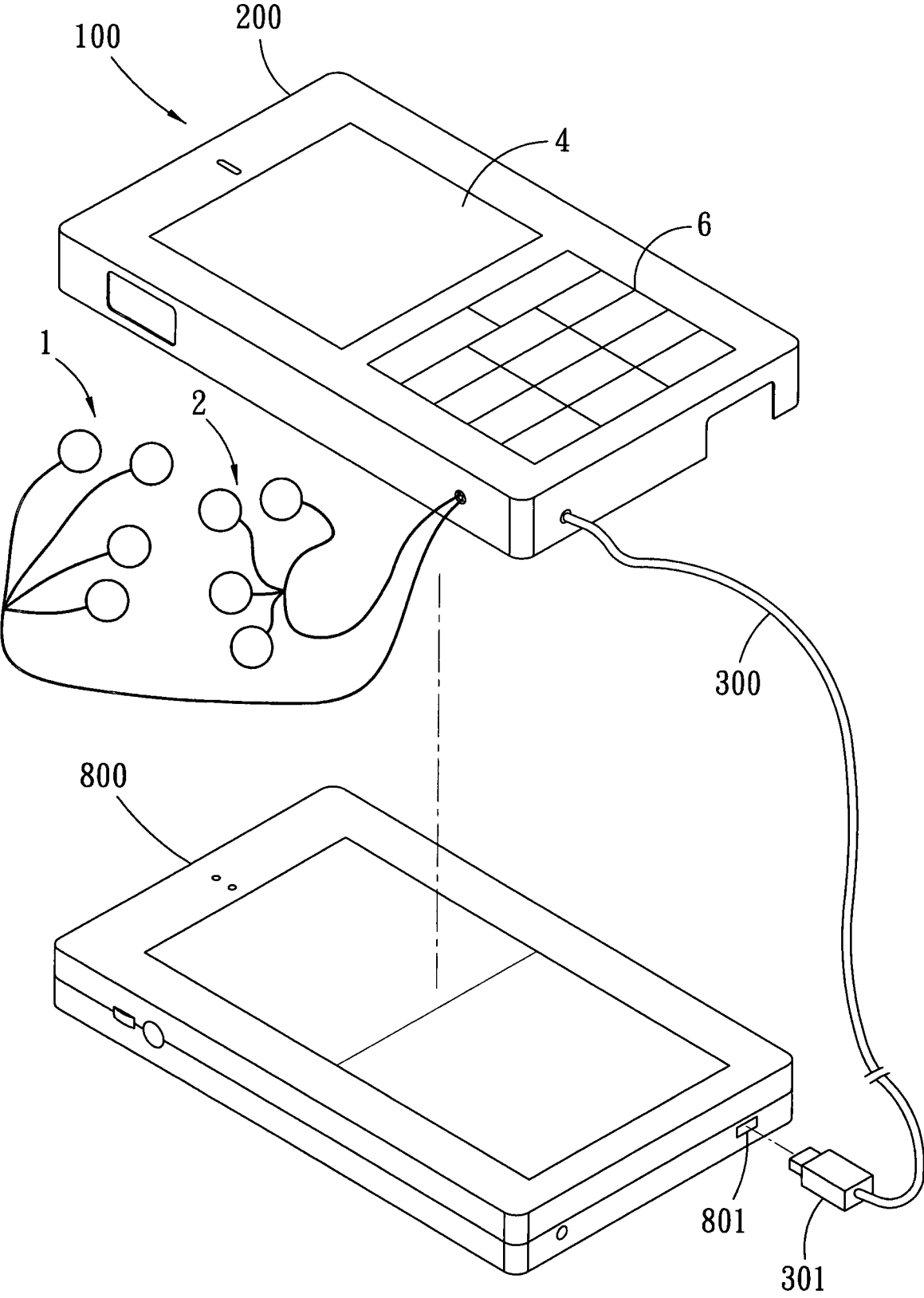


圖19