



(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 I372039B1

(45) 公告日：中華民國 101 (2012) 年 09 月 11 日

(21) 申請案號：097144777

(22) 申請日：中華民國 97 (2008) 年 11 月 19 日

(51) Int. Cl. : A61B5/12 (2006.01)

(71) 申請人：國立陽明大學 (中華民國) NATIONAL YANG-MING UNIVERSITY (TW)

臺北市北投區立農街 2 段 155 號

(72) 發明人：郭博昭 KUO, BO JAU (TW) ; 李國熙 LEE, GUO SHE (TW)

(74) 代理人：王正利

(56) 參考文獻：

TW I260980

審查人員：陳慶德

申請專利範圍項數：6 項 圖式數：12 共 0 頁

(54) 名稱

聽障程度檢測方法及其裝置

METHOD FOR DETECTING HEARING IMPAIRMENT AND DEVICE THEREOF

(57) 摘要

本發明揭露一種聽障程度檢測方法及其裝置。聽障程度檢測裝置包括聲音收集單元與分析單元。聲音收集單元接收受測者所發出之聲音信號。分析單元耦接聲音收集單元，且接收聲音信號，並對聲音信號作信號處理與運算處理以得到噪音基頻律動的低頻功率，其中受測者的聽障程度與低頻功率的大小成線性相關。

A method for detecting hearing impairment and a device thereof are provided. The device includes a sound collecting unit and analyzing unit. The sound collecting unit is used for receiving a voice signal generated by a subject. The analyzing unit coupled to the sound collecting unit is used for receiving the sound signal and performing a signal processing and an operation processing for the sound signal to provide the power of low - frequency oscillations of the voice fundamental frequency of the subject, wherein the hearing impairment of the subject is linear dependency with the low frequency oscillations.

S205~S220 . . . 步驟

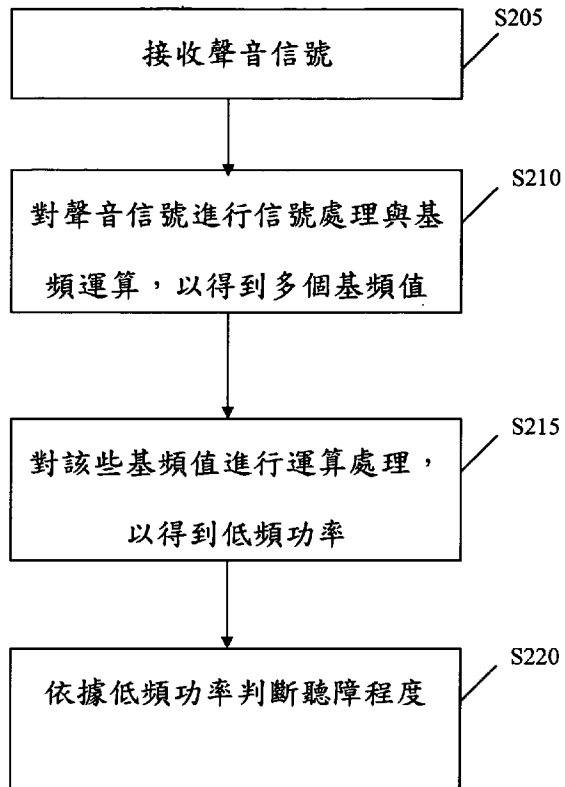


圖 2



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： P7144777

※ 申請日： 97.11.19 ※IPC 分類：A61B 5/2(2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

聽障程度檢測方法及其裝置

METHOD FOR DETECTING HEARING IMPAIRMENT AND DEVICE THEREOF

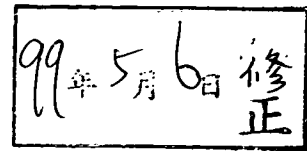
二、中文發明摘要：

本發明揭露一種聽障程度檢測方法及其裝置。聽障程度檢測裝置包括聲音收集單元與分析單元。聲音收集單元接收受測者所發出之聲音信號。分析單元耦接聲音收集單元，且接收聲音信號，並對聲音信號作信號處理與運算處理以得到嗓音基頻律動的低頻功率，其中受測者的聽障程度與低頻功率的大小成線性相關。

三、英文發明摘要：

A method for detecting hearing impairment and a device thereof are provided. The device includes a sound collecting unit and analyzing unit. The sound collecting unit is used for receiving a voice signal generated by a subject. The analyzing unit coupled to the sound collecting unit is used for receiving the sound signal and performing a signal processing and an operation processing for the sound signal to provide the power of low-frequency oscillations of the voice fundamental frequency of

97144777



the subject, wherein the hearing impairment of the subject is linear dependency with the low frequency oscillations.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：圖 2。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

S205~S220 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：

無

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明為一種新的聽障程度檢測技術領域，且特別是有關於一種聽障程度檢測方法及其裝置。

【先前技術】

聽力損失的因素很多，包括疾病、傳染、藥物治療引發的，及暴露在噪音中、老化和遺傳等因素皆會影響聽力。聽力障礙可依病變位置不同而區分為傳導性聽力障礙、感音神經性聽障（Sensorineural Hearing Loss，SNHL）、中樞性聽障以及混合性聽障等等。

上述感音神經性聽障主要發生原因在於內耳或聽神經受損，通常是因為濾過性病毒的傳染、耳毒性藥物的治療、老化或暴露在噪音環境中所造成。感音性聽障的病變以在內耳較多，多有響音重振現象，也就是低音聽不清，大聲則不能忍受。許多此類型的聽力損失者高頻部分的聽力會比低頻部分的差，因此低頻的母音比較能聽得到而高頻的子音卻往往聽不清楚，臨床上常抱怨聽得到對方的聲音卻不能了解對方講話的內容。

雖然聽力損失者可以透過配戴助聽器來改善聽力問題，但聽力損失者在選購助聽器時，大多仰賴醫師的臨床經驗與透過純音聽力檢查結果來進行助聽器的選擇與調整，並未根據患者的語音鑑別度來選配助聽器，還是有可能造成聽力損失者聽得到生音卻無法理解語音中的詞彙意義，使得在日常生活中難以和他人溝通。

【發明內容】

本發明的目的在於提供一種利用噪音來檢測聽障程度的方法及其裝置，以增加聽障檢測的便利性以及提供另一項客觀的聽力檢測法。

依據本發明之一特色為利用噪音分析人類聽覺發聲反射功能以作為聽障程度檢測之方法。這個聽障程度檢測方法包括：受試者儘可能發出持續並且音量頻率都恆定的噪音，通常是持續發出一個母音；接收聲音信號；對聲音信號進行信號處理與基頻運算，以得到噪音中所有的基頻值；對該些基頻值進行內插、再取樣等運算處理得到基頻曲線後，再將此曲線以傅立葉轉換得到基頻功率頻譜；將基頻功率頻譜中小於3赫茲的功率加總得到低頻功率強度；依據低頻功率判斷受測者的聽障程度，其中受測者的聽障程度與低頻功率的大小成線性相關。

本發明的有益效果為，可用於成人或小兒聽力的篩檢、輔助性客觀的聽力功能評估如詐聾測試、聽覺與發聲相關的中樞神經功能、篩選助聽器以及評估人工電子耳的安裝效果等功能。

為讓本發明的上述和其他目的、特徵和優點能更明顯易懂，下文特舉較佳實施例，並配合附圖，作詳細說明如下。

【實施方式】

本發明較佳實施例主要利用「聽覺與發聲反射之生理反應」進行聲音基頻頻譜分析的判斷，其中所謂的「聽覺與發聲反射之生理反應」其中一例如常人於自然的發聲下，可以聽到自己的聲音；一旦有語言噪音時，常人發聲下無法聽到自己的聲音，便會將音量放大讓自己的聲音聽到為止的生理反應。此

外噪音頻率的控制也與聽覺發聲反射有關。

圖 1 顯示本發明較佳實施例之聽障程度檢測裝置的功能方塊圖。本實施例所提供的檢測裝置 1 包括聲音收集單元 11、分析單元 12、輸出單元 13 以及儲存單元 14。

上述分析單元 12 分別耦接聲音收集單元 11、儲存單元 14 以及輸出單元 13。

在本實施例中，聲音收集單元 11 用以接收受測者所發出的聲音（在此稱之為聲音信號），在本實施例中，聲音收集單元 11 是麥克風。在本實施例中，聲音信號為一持續穩定音量與頻率之噪音。

分析單元 12 用以接收類比聲音信號，並對聲音信號作類比/數位轉換、基頻運算、標準化、內插運算及基頻功率頻譜運算後得到低頻功率。在本實施例中，分析單元 12 是一微處理器或 CPU，但本發明不以此為限。

儲存單元 14 具有多個內建表。上述分析單元 12 可根據其所運算出的低頻功率至這些內建表中尋找相符之聽力及發聲腦幹檢測敘述。此外，分析單元 12 對所接收的類比信號進行信號處理與運算過後的結果可儲存於儲存單元 14 中。在本實施例中，輸出單元 13 是印表機或螢幕等。

圖 2 繪示依照本發明較佳實施例之聽力與發聲腦幹之檢測方法的流程圖。有關本實施例的流程圖說明，敬請一併參照圖 1 與圖 2。

在步驟 S205 中，檢測裝置 1 的聲音收集單元 11 收集受測者所發出的聲音，以接受測者相關的聲音信號，其中這個聲音信號是類比信號。在本實施例中，受測者可對著聲音收集單元 11 連續發出單一聲音，例如：連續發出英文字母的[a]音。

在步驟 S210 中，分析單元 12 對聲音信號進行信號處理。例如：分析單元 12 先將聲音信號進行濾波處理、信號放大處理、以及類比信號轉換成數位信號處理等，以獲得一數位聲音信號。接著，分析單元 12 對數位聲音信號進行基頻運算，以得到多個基頻值。

上述基頻運算包括對數位聲音信號做濾波運算後以自相關函數 (Auto-correlation Function) 或是峰值偵測 (peak detection) 的運算技術選取多個基頻間隔 (Fundamental Period) 值以及對該些基本間隔值作倒數運算，以求得整段聲音信號內的所有上述基頻值。另一法可以將聲音訊號以固定的時間間隔，用自相關函數取得基頻值。取得聲音的所有的基頻，即可連成基頻的連續曲線。

在步驟 S215 中，分析單元 12 對上述基頻值作標準化、內插運算，得到基頻平滑曲線以及再取樣後重建基頻曲線。其中，基頻平滑曲線係可以基頻值的平均值為底，將上下的一個八度音各切成 1200 個等分，也就是 1200 分 (cents)，其公式可以表示為：

$$\text{分} = 1200 \times \log_{10} \left(\frac{F}{B} \right) \times \frac{1}{\log_{10}(2)}$$

其中，B 為基頻值的平均值，F 為欲轉換的基頻值；在將所有的基頻值都換算成為分 (cent)；而且，在將所有的基頻值都換算成分之後，則以內插 (interpolation) 方式將所有的基頻值變成是以每秒 50 次取樣的 rebuilt 基頻平滑曲線。

接著，對頻率領域分析可以例如是對基頻曲線以傅立葉轉

換，以得到基頻值的頻譜功率圖。在本實施例中，係將頻譜區分為三個頻帶，分別為 0.3~3 Hz，3~8 Hz 以及 8~12 Hz 以利統計，其中 0.3~3 Hz 的頻帶定為低頻帶（Low Frequency），而 3~8 Hz 則定義為中頻帶（Middle Frequency），8~12 Hz 以上則為高頻帶（High Frequency）。各個頻帶的功率總合則分別稱為低頻功率（Low-Frequency Power，LFP）、中頻功率（Middle-Frequency Power，MFP）以及高頻功率（High-Frequency Power，HFP）。各頻帶功率可以做以一為零分貝的分貝（Decibel）轉換，以方便運算比較。其功率(cent^2)轉換成分貝之公式可以表示為：

$$pow=10 \times \log_{10} c$$

其中， c 是每個頻帶的功率總合， pow 則為功率轉換為分貝的值。

在步驟 S220 中，分析單元 12 依據低頻功率（LFP）來判斷聽障程度，且分析單元 12 可透過輸出單元 13 輸出判斷結果，其中聽障程度與低頻功率成線性相關。

在本實施例中，經由基頻值的頻譜分析，可以發現基頻的低頻律動（低頻功率）與聽覺有關，而且是非隨意的（Involuntary）經由反射達成。而聽覺-發聲反射的中樞有許多人認為是位於腦幹或中腦。因此在這條反射路徑上有任何問題，都有可能造成反射的異常。也因此可藉由基頻的低頻律動來反映出部分的聽覺功能，甚至腦幹功能。此外，基頻值的頻譜分析更是分析基頻調控的利器。

在本實施例中，基頻的低頻律動與聽覺有關，且聽障程度

與基頻低頻律動大小(LFP)成線性相關，其相關說明如下：

圖 3A 與圖 3B 分別顯示具有感音神經性聽障之受測者的基頻大小與基頻功率頻譜分析示意圖，圖 3C 與圖 3D 分別顯示聽力正常之受測者的基頻大小與基頻功率頻譜分析示意圖。

由圖 3A 與圖 3C 中可發現，具有感音神經性聽障之受測者的基頻值的律動非常緩慢(5 秒中有六個週期，即頻率為 1.2 Hz)，且其震盪大小比聽力正常之受測者使用助聽器後所測得的值為大。另外，由圖 3B 與圖 3D 中可發現，具有感音神經性聽障之受測者在基頻功率頻譜中的表現，其低頻功率、中頻功率以及高頻功率皆比聽力正常之受測者大，其中又以低頻功率的差異最為顯著。

圖 4 進一步顯示本發明較佳實施例之基頻功率的比較示意圖。在圖 4 中，具有感音神經性聽障之受測者，其低頻功率(28.5 ± 3.8 dB, mean \pm SD)明顯地比聽力正常之受測者所測得的低頻功率(22.3 ± 2.8 dB, mean \pm SD) ($P < 0.001$, Student' s t-test, df=27)來得大。當然，具有感音神經性聽障之受測者的中頻功率與高頻功率也比聽力正常之受測者來得大，但比較沒有那麼明顯。

另外，如圖 5A 與圖 5B，其顯示重度聽障者在使用助聽器前與使用助聽器後的低頻功率的實驗量測示意圖。例如：重度聽障者在使用助聽器前，所量測得到的低頻功率為 30.8 dB，而重度聽障者在使用助聽器後，所量測得到的低頻功率為 27.0 dB。

相類似地，如圖 6A 與圖 6B，其顯示聽障者在使用電子耳

開機前與使用電子耳開機後的低頻功率的實驗量測示意圖。例如：聽障者在使用電子耳開機前，所量測得到的低頻功率為 30.6 dB，而聽障者在使用電子耳開機後，所量測得到的低頻功率為 28.67 dB。

圖7顯示聽性腦幹反射閾值(Threshold of Auditory Brainstem Response)與低頻功率之示意圖，由圖7可知，聽性腦幹反射閾值與低頻功率(LFP)是成正比關係，其中聽障程度越嚴重，由受測者所量測到的低頻功率越大，而呈現線性關係。

在本發明較佳實施例中，利用基頻頻譜分析可用於成人和小兒聽力的篩檢還有詐聾測試等，但本發明並不以此為限。

綜上所述，本實施例所提供的判斷聽力方法可以佐證聽障程度與低頻功率(LFP)大小成線性相關，且該數值可用於評估聽障大小。

雖然本發明已以較佳實施例揭露如上，然其並非用以限定本發明，任何所屬技術領域中具有通常知識者，在不脫離本發明的精神和範圍內，當可作些許的更動與潤飾，因此本發明的保護範圍當視申請專利範圍所界定者為準。

【圖式簡單說明】

圖 1 繪示依照本發明較佳實施例之聽障程度檢測裝置。

圖 2 繪示依照本發明較佳實施例之聽障程度檢測方法的流程圖。

圖 3A 繪示依照本發明較佳實施例之具有感音神經性聽障之受測者的聲音基頻大小的示意圖。

圖 3B 繪示依照本發明較佳實施例之具有感音神經性聽障

之受測者的基頻功率頻譜分析示意圖。

圖 3C 繪示依照本發明較佳實施例之聽力正常之受測者的聲音基頻大小的示意圖。

圖 3D 繪示依照本發明較佳實施例之聽力正常之受測者的基頻功率頻譜分析示意圖。

圖 4 繪示依照本發明較佳實施例之基頻功率的比較示意圖。

圖 5A 繪示依照本發明較佳實施例之重度聽障者在使用助聽器前的低頻功率的實驗量測示意圖。

圖 5B 繪示依照本發明較佳實施例之重度聽障者在使用助聽器後的低頻功率的實驗量測示意圖。

圖 6A 繪示依照本發明較佳實施例之聽障者在使用人工電子耳開機前的低頻功率的實驗量測示意圖。

圖 6B 繪示依照本發明較佳實施例之聽障者在使用人工電子耳開機後的低頻功率的實驗量測示意圖。

圖 7 繪示依照本發明較佳實施例之聽性腦幹反射閾值與低頻功率之示意圖。

【主要元件符號說明】

100	檢測裝置	102	聲音收集單元
104	分析單元	106	儲存單元
108	輸出單元		
S205~S220	步驟		

七、申請專利範圍：

1. 一種聽障程度檢測方法，利用一受測者發出之聲音作為判斷，該聽障程度檢測方法包括：

接收一聲音信號；

對該聲音信號進行一信號處理與一基頻運算，以得到多個基頻值；

對該些基頻值進行一運算處理，以得到一低頻功率；以及

依據該低頻功率判斷該受測者的聽障程度，其中該受測者的聽障程度與該低頻功率的大小成線性相關。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之聽障程度檢測方法，其中該聲音信號為一持續穩定音量與頻率之噪音。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之聽障程度檢測方法，其中該運算處理包括一分標準化、一內插運算以及一頻率領域分析。

4. 如申請專利範圍第 1 項所述之聽障程度檢測方法，其中該基頻運算包括一濾波運算、一自相關函數運算以及一倒數運算。

5. 一種聽障程度檢測裝置，以檢測一受測者的聽障程度，該聽障程度檢測裝置包括：

一聲音收集單元，用以接收該受測者所發出之一聲音信號；

以及

一分析單元，耦接該聲音收集單元，且接收該聲音信號，並

對該聲音信號作一數位信號處理、一基頻運算、一運算處理，以得到一低頻功率，該分析單元依據該低頻功率判斷該受測者的聽障程度，其中該受測者的聽障程度與該低頻功率的大小成線性相關。

6.如申請專利範圍第5項所述之聽障程度檢測裝置，其中該基頻運算包括一濾波運算、一自相關函數運算以及一倒數運算。

八、圖式：

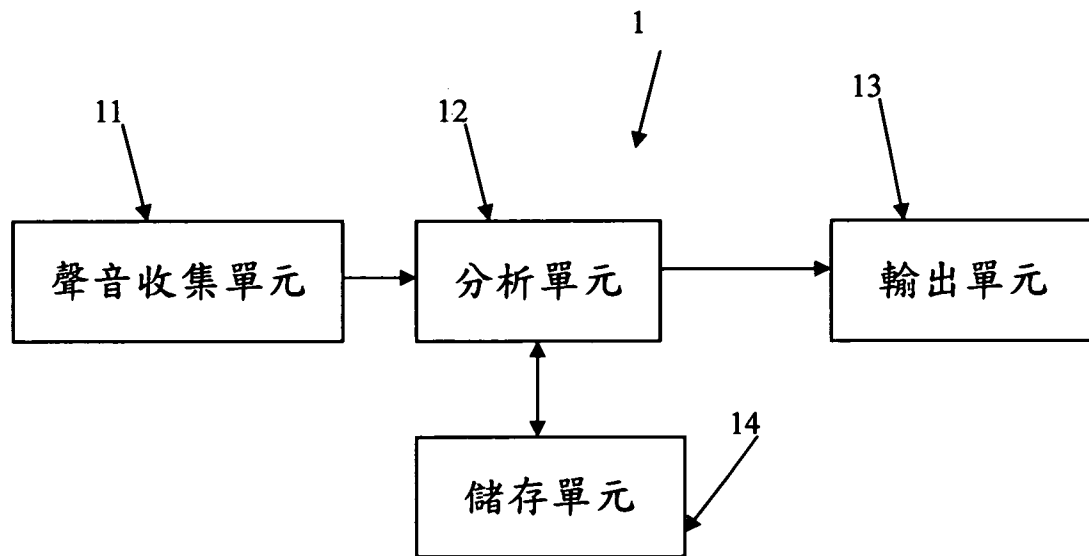


圖 1

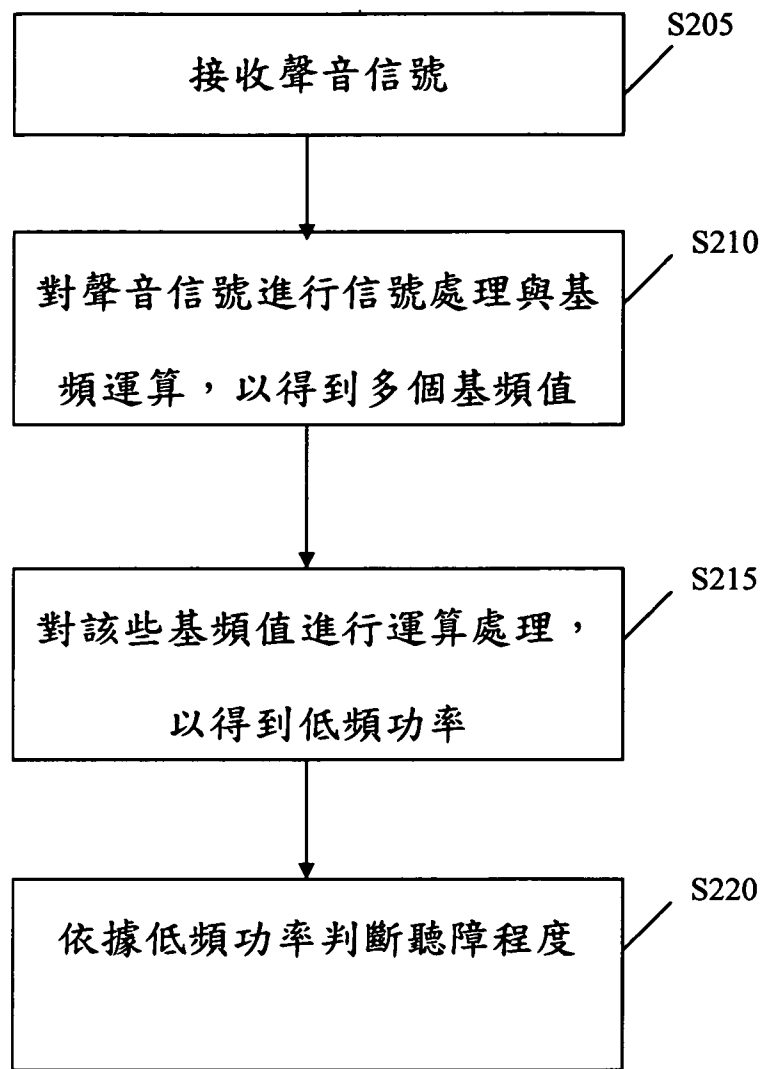


圖 2

97144777

修正
十月
補充 98. 2. - 8

15-22頁

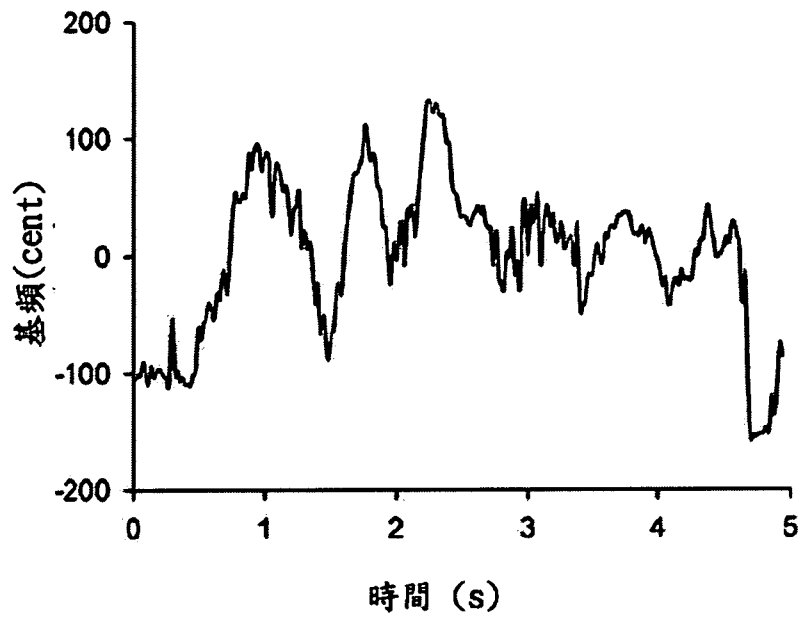


圖 3A

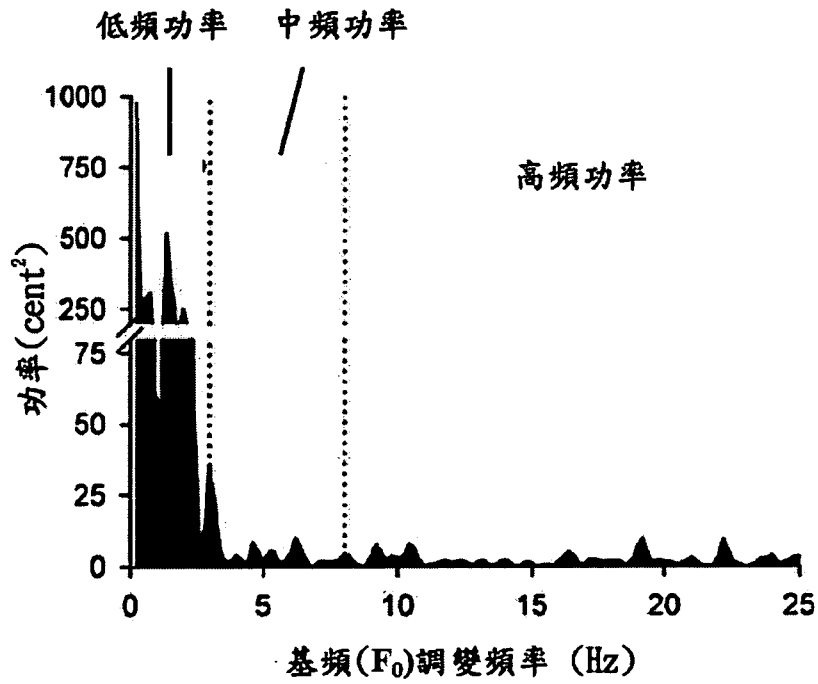


圖 3B

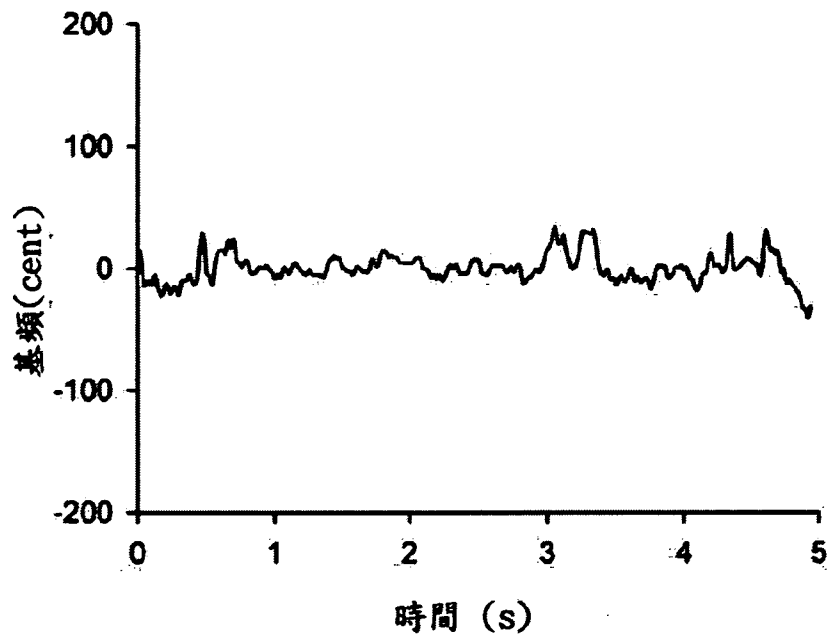


圖 3C

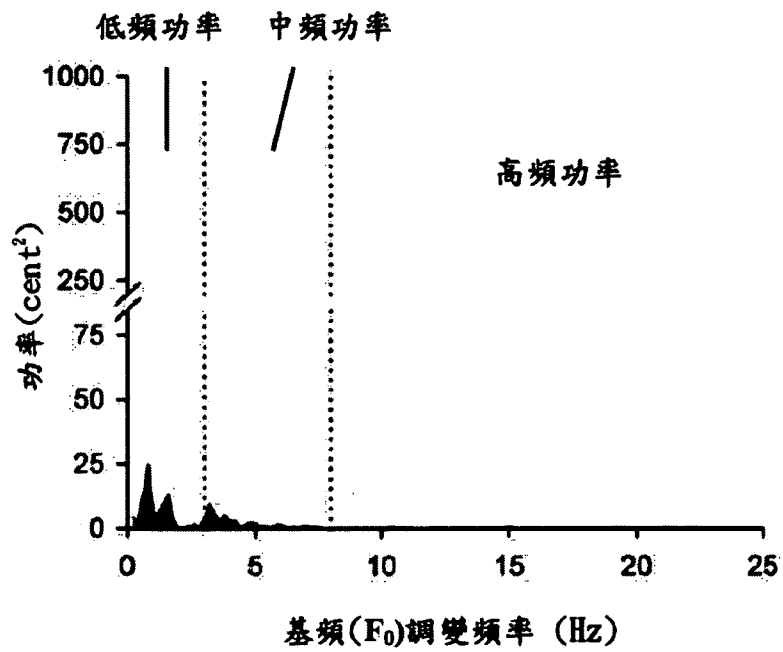


圖 3D

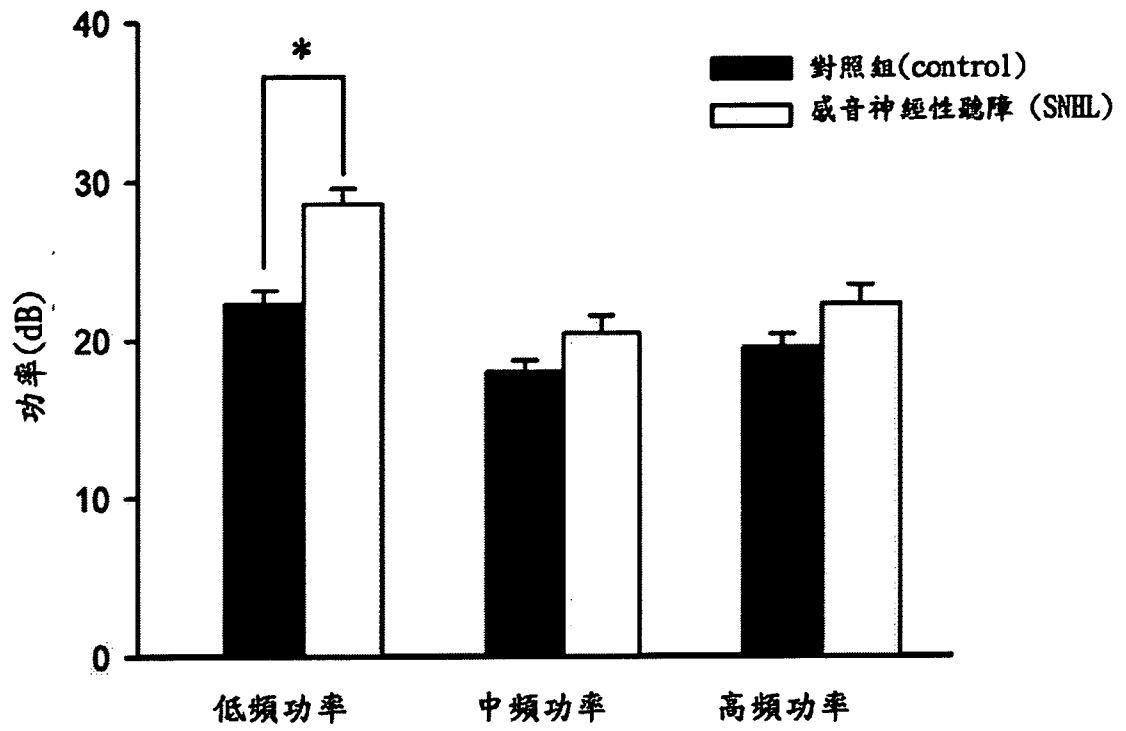


圖 4

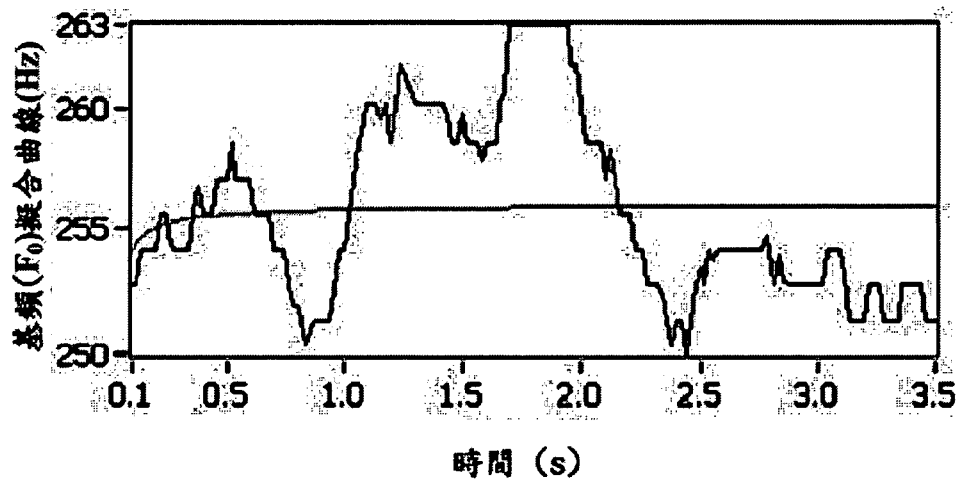
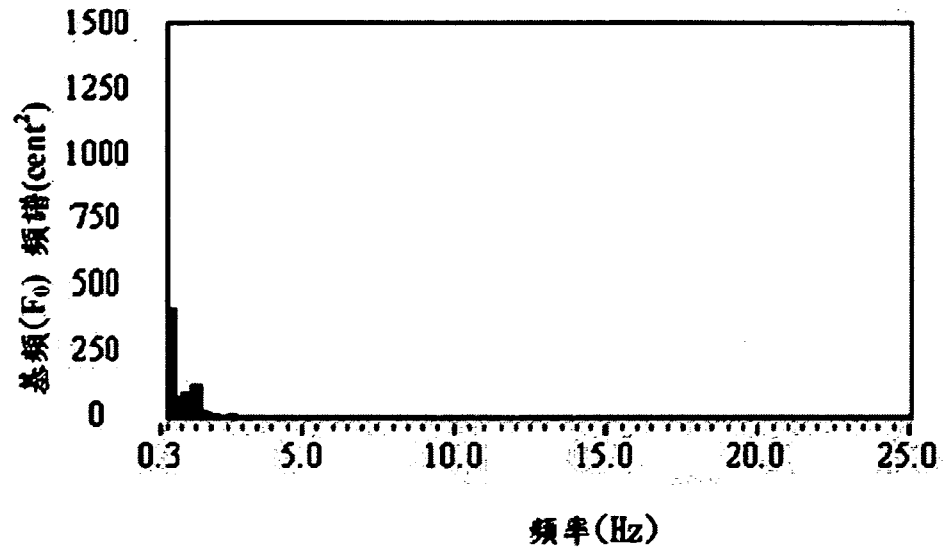


圖 5A

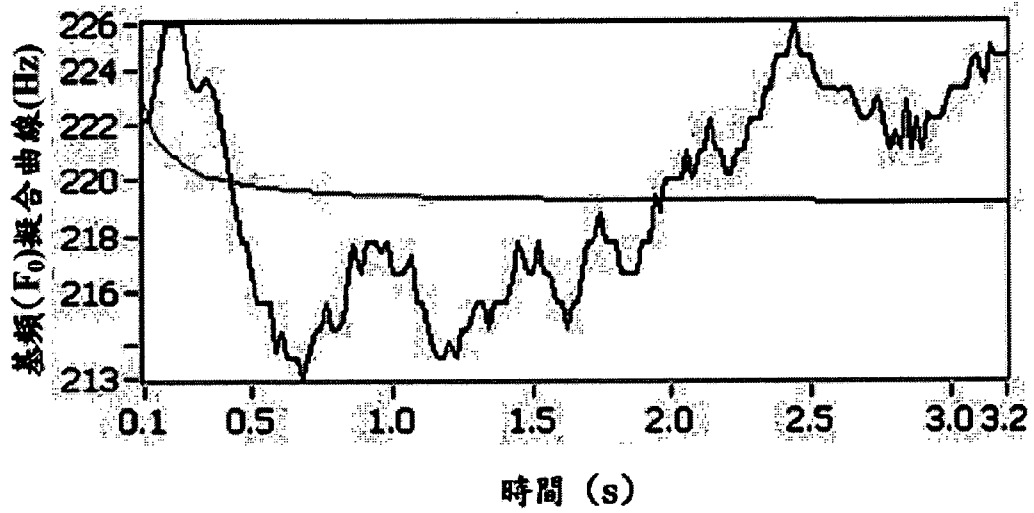
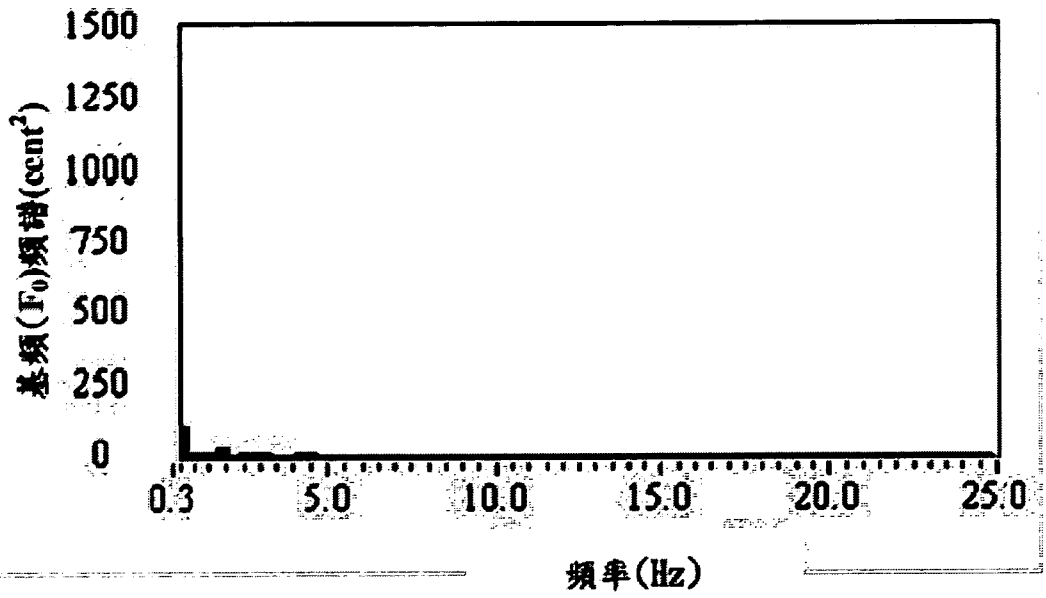


圖 5B

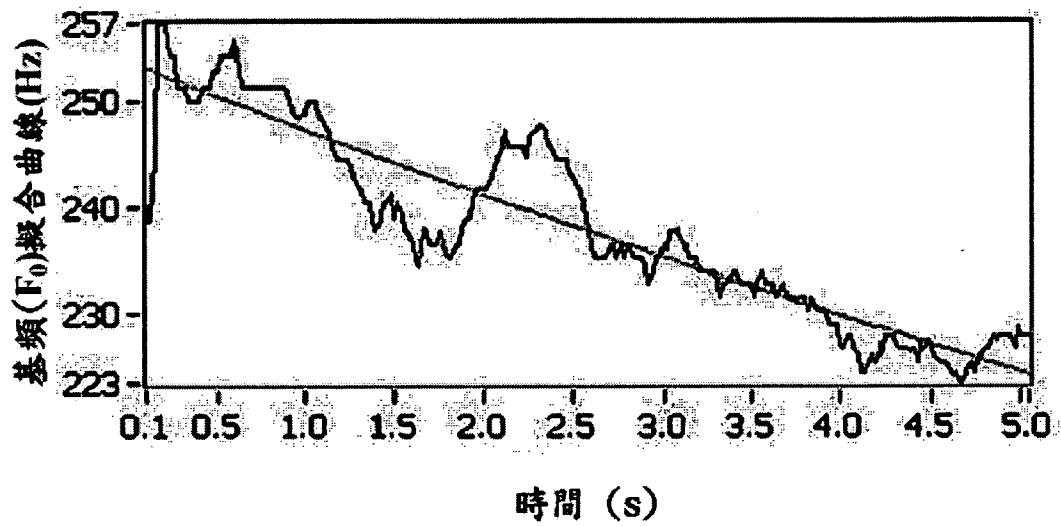
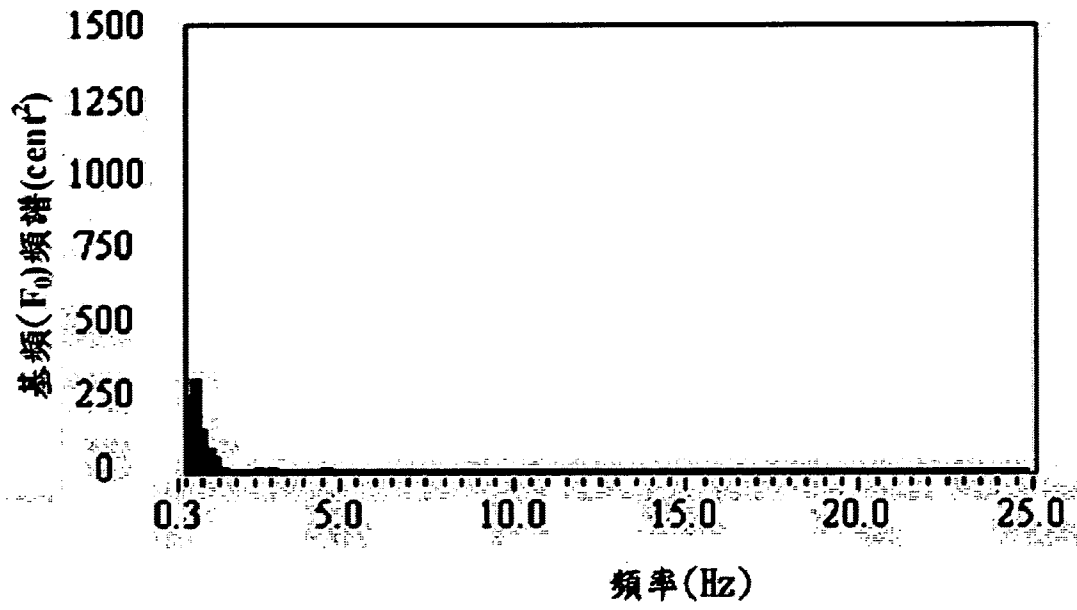


圖 6A

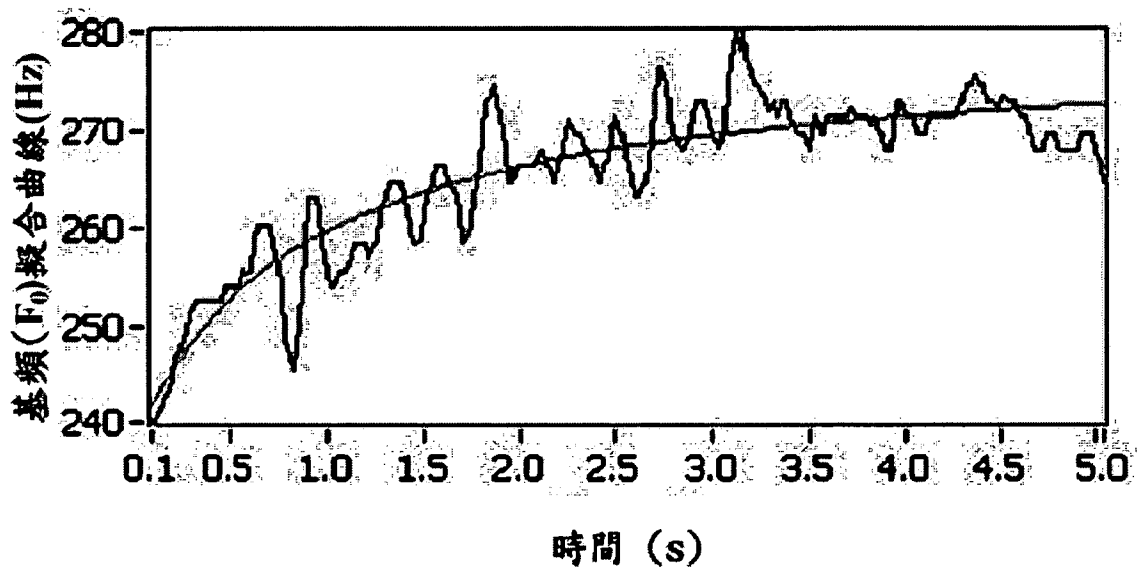
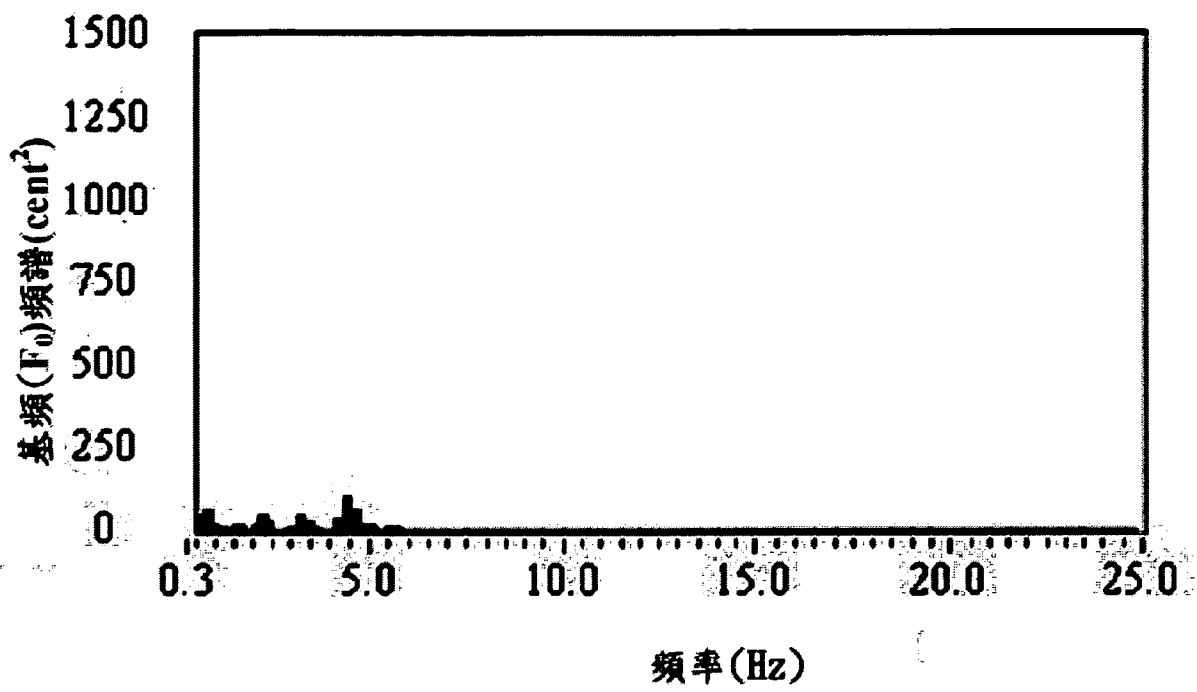
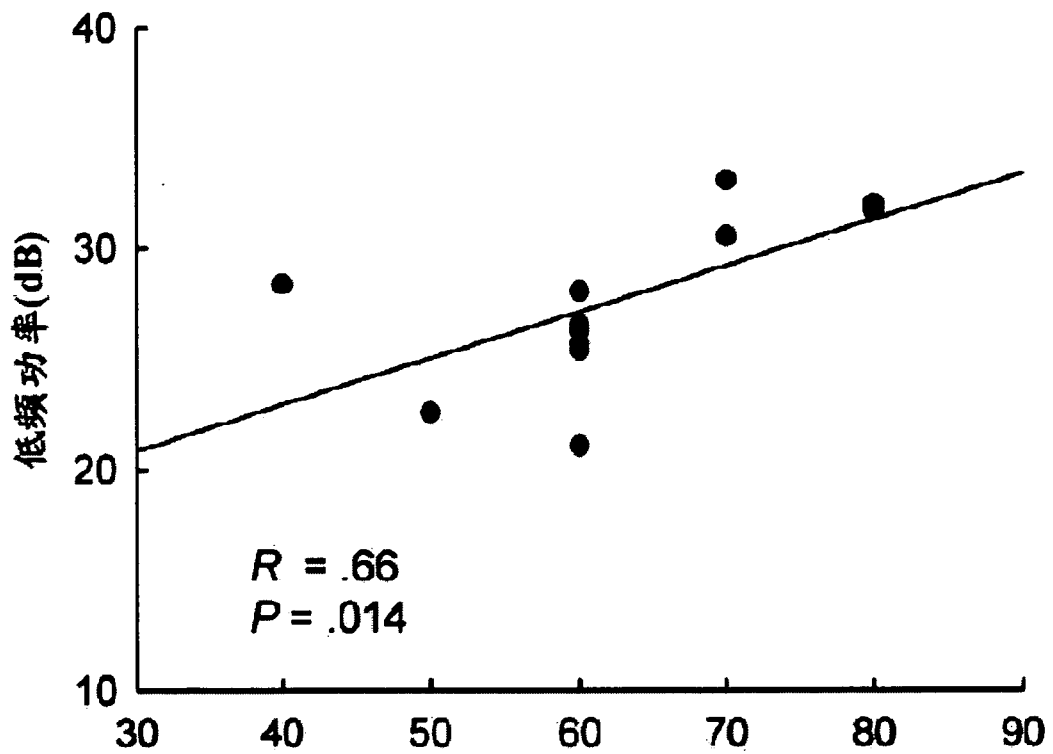


圖 6B



最小聽性腦幹反射閾值程度
(單位:標準化之聽力級分貝(dB nHL))

圖 7