

公告本

410153

修正
89年7月28日
補充

申請日期	88.8.16
案 號	88113936
類 別	A61B 8/00

A4
C4

410153

(以上各欄由本局填註)

發 明 專 利 說 明 書		
一、發明 名稱	中 文	估計構件之寬頻超音波衰減值及對應構件之寬頻 超音波衰減值之方法
	英 文	METHODS FOR ESTIMATING A BROADBAND ULTRASOUND ATTENUATION VALUE AND A CORRESPONDING VALUE OF A MEMBER
二、發明 創作人	姓 名	1.傑佛利 H.高爾 2.喬依 P.布勒
	國 籍	美 國
三、申請人	住、居所	1.美國,奧勒岡州 97034-7549,歐維哥湖,斷崖頂路 2552 號 2.美國,奧勒岡州 97219,波特蘭,中谷路西南 1750 號
	姓 名 (名稱)	麥特拉生物系統公司
三、申請人	國 籍	美 國
	住、居所 (事務所)	美國,加州 94043-3911,山景市,北魏士曼路 265 號
三、申請人	代 表 人 姓 名	唐納 伍德

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

裝

訂

綴

公告本

410153

修正
89年7月28日
補充

申請日期	88.8.16
案 號	88113936
類 別	A61B 8/00

A4
C4

410153

(以上各欄由本局填註)

發 明 專 利 說 明 書		
一、發明 名稱	中 文	估計構件之寬頻超音波衰減值及對應構件之寬頻 超音波衰減值之方法
	英 文	METHODS FOR ESTIMATING A BROADBAND ULTRASOUND ATTENUATION VALUE AND A CORRESPONDING VALUE OF A MEMBER
二、發明 人	姓 名	1.傑佛利 H.高爾 2.喬依 P.布勒
	國 籍	美 國
住、居所	1.美國,奧勒岡州 97034-7549,歐維哥湖,斷崖頂路 2552 號 2.美國,奧勒岡州 97219,波特蘭,中谷路西南 1750 號	
三、申請人	姓 名 (名稱)	麥特拉生物系統公司
	國 籍	美 國
住、居所 (事務所)	美國,加州 94043-3911,山景市,北魏士曼路 265 號	
	代 表 人 姓 名	唐納 伍德

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

裝

訂

綴

410153

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
IPC分類：

A6

B6

本案已向：

美 國(地區) 申請專利，申請日期： 1998.09.10 案號： 09/150,914 ， ☒有 ☐無主張優先權

有關微生物已寄存於：

，寄存日期：

，寄存號碼：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

五、發明說明()

將為 αN 。

本發明實施例的說明預計僅為案例且熟習本項技術人士作許多變化及修正後顯而易知的。所有此變化及修正意欲在後附申請專利範圍之本發明範圍內。

[元件符號說明]

11	波型產生器
12	傳送轉換器
13	轉換器
14	放大器
15	處理器
16	主體部份
21	微處理機
22	數位/類比轉換器
23	記憶體
24	記憶體
25	數位/類比轉換器
26	放大器
27	單位
221	激發體
222	傳送器
223	媒介物
224	接收器

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝
訂
線

五、發明說明 (/)

技術領域

本發明係有關一種用於骨骼聲響分析的裝置及方法，且更特別有關將包含暫態聲響測量之聲響測量轉換為相同的寬頻超音波衰減(BUA)測量，及根據相同之寬頻超音波衰減測量之特別測量單位之校準測量的裝置及方法。

背景技術

各種利用聲響技術之骨骼特徵測量的方法已知被用來確認病人是否有處理骨骼狀況及疾病的需要。許多聲響技術通常在超音波頻率下利用第一(傳輸)轉換器將聲響訊號從第一外部位置提供至主體，及位於利害關係之骨骼之對側的第二外部位置的第二(接收)轉換器來接收第一轉換器經由骨骼及干預軟組織所傳輸的訊號(轉換器通常經由諸如水或水凝膠的適當液體而被耦合至主體)。

通常被引用的骨骼聲響特性之一稱為寬頻超音波衰減(BUA)，通常被引用的頻率範圍大約為 300 至 700 仟赫。寬頻超音波衰減被定義為經由足根部而被傳輸之能量的線性對數振幅對頻率的斜率。寬頻超音波衰減測量通常是由接收轉換器中因進行測量中之骨骼所傳輸之寬頻聲響脈衝所製造之訊號的富利葉轉換所實施。被接收之訊號的富利葉成份通常與經由已知媒介或被假設之頻譜衰減特性所測量之對應成份成比例關係，使其可導出骨骼衰減對頻率之斜率。已知骨骼擁有高頻優先衰減的效果 - 已知當骨骼逐漸可滲透時此優先衰減會降低，因此，寬頻超音波衰減同樣地因更多可滲透的骨骼而降低。寬頻超音波衰減測量

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明（ 2 ）

通常遭遇許多缺點，包含經由骨骼之多重路徑之傳輸及接收聲響轉換器之間的聲響所傳輸之被接收訊號的污染。舉例而言，給定測量之寬頻超音波衰減結果可能視所使用之裝置及視所使用之時域記錄，如果可能的話，以資料被使用之視窗功能，被用來估計斜率之頻率範圍及方法，及被用來校準之方法的長度及部份而定。

如以下更詳細討論之被接收波型的早期部份可能更具被測量主件的代表性。再者，因為實證資料將寬頻超音波衰減值連繫至骨骼情況，所以其可預期將有關被接收訊號之早期或其他短暫部份所作成之測量轉換為理想情況下可能利用寬頻超音波衰減技術作成之相同測量及引用以寬頻超音波衰減相同物型式的結果。

對於臨床用途而言，不論是以一個或一個以上之測量單位所作成的測量，被測量及被引用的特性都必須於整個人口樣本及個人測量兩者有高度的重製性。

為了監控測量的可靠性及重製性，已提供不同之品質標準來模擬骨骼的衰減特質，亦即高頻的優先衰減性。一種需要製造模型足根結構的標準類型，諸如環氧樹脂光子，有時充填如鎢粉或玻璃豆之另一物質的微粒，且有時被溫度控制。已知這些標準無法重製及應用。已知現行技術的另一標準類型為可模擬衰減性骨骼之光譜效應，但不能解釋諸如轉換器感應至接觸效應的整個系統之機械面的電子標準。

發明概要

五、發明說明（ 3 ）

在較佳實施例中，本發明提供一個測量對應骨骼之寬頻超音波衰減值的方法。此方法擁有提供一個擁有與骨骼隔離關係之一對轉換器之超音波資料收發器的裝置，其中該對之第一轉換器被耦合至訊號產生器，以提供擁有分配於整個頻率範圍的能量，且此對之第二轉換器接收沿著包含構件之路徑傳播之聲響脈衝所產生的聲響訊號。此裝置同時也擁有可與第二轉換器通訊以提供聲響測量值的訊號處理器，此測量表示至少光譜之一或構件的暫時組件，一直到由第二轉換器接收之訊號之全量。本發明實施例提供之方法之連續步驟包含測量以組件使用裝置產生的第一波形 $h_{\text{subject}(t)}$ 及以校準媒介使用裝置產生的第二波形 $h_{\text{cal}(t)}$ ，及從 $h_{\text{subject}(t)}$ 衍生之聲響測量值的值。對於寬頻超音波衰減的任何值而言，濾波器 F_m 被界定，使得 F_m 之頻率反應為以斜率之對數線性依序地對應著寬頻超音波衰減。使得從將濾波器 F_m 應用至第二波形 $h_{\text{cal}(t)}$ 產生之波形計算出之聲響測量值可匹配之從 $h_{\text{subject}(t)}$ 衍生之 m 值被決定出。

滿足以上情況之 m 值的決定可在不同案例基礎下被實施，或更佳地藉由決定聲響測量及 m 值之夠大組之 m 之間關係，使得查找表或如多項關係之近似功能關係可被運用。

為符合本發明實施例所衍生之寬頻超音波衰減值因為貢獻 $h_{\text{subject}(t)}$ 之變異的裝置這些面同時也表現於 $h_{\text{cal}(t)}$ 中而達成了特殊裝置之校準。

為符合本發明之另一實施例，轉換函數 F_m 可為 $F_m(f)$

五、發明說明 (4)

$= Ae^{mf}e^{j\phi(f)}W(f)$ 的型式，其中 A 為常數， $\phi(f)$ 為特定的相位轉換函數，且 $W(f)$ 為特定窗函數。

圖式簡單說明

藉由以下附圖及附帶之詳細說明可更容易了解本發明，其中：

圖 1 為顯示符合本發明較佳實施例中使用之系統的一般組件圖；

圖 2 為顯示圖 1 系統的實施圖；

圖 3A-C 顯示健康骨骼，骨質疏鬆之骨骼，及水校準案例中被接收之典型波訊號的比較。

圖 4A 提供顯示反應出由圖 1 系統產生且經由擁有實質多孔之骨骼傳送之激發波型之圖 1 之轉換器的被儲存輸出圖，及適當地劃出符合本發明較佳實施例之 UBIs 計算。

圖 4B 提供有關圖 4A 圖型之 Burg 光譜估計函數圖。

圖 5A 提供顯示反應出由圖 1 系統產生且經由低正常品質之骨骼傳送之激發波型之圖 1 之轉換器的被儲存輸出圖，及適當地劃出根據本發明較佳實施例之超音波骨骼指標的計算。

圖 5B 提供有關圖 5A 圖型之 Burg 光譜估計函數圖。

圖 6A 提供顯示反應出由圖 1 系統產生且經由非常低正常品質之骨骼傳送之激發波型之圖 1 之轉換器的被儲存輸出圖，及適當地劃出根據本發明較佳實施例之超音波骨骼指標的計算。

五、發明說明(5)

圖 6B 提供有關圖 6A 圖型之 Burg 光譜估計函數圖。

圖 7 及 8 分別為一位 46 歲健康女性之跟骨之兩維區域的超音波骨骼指標-4b 及超音波骨骼指標-5c 的表面圖；及

圖 9 為顯示根據本發明較佳實施例為了達到從一個或一個以上超音波骨骼指標的測量估計骨骼完整之其他測量目的之超音波分析系統的圖示模型。

特定實施例之詳細說明

在名為“利用光譜及暫時訊號成份之最大功能做骨骼超音波分析之裝置及方法的美國專利號第 5,720,290(“Buhler 專利”)中，在此附上其拷貝且藉如物證 A 之參考合併，可實行在此揭露之本發明系統。

一般安排，訊號產生，及訊號處理

圖 1 為顯示於 Buhler 專利中說明且可符合本發明較佳實施例中使用之系統類型的一般組件圖。在此系統中，波型是藉由波型產生器 11 所產生的，且被傳送至項目 12 的傳送轉換器 T_T 。轉換器 T_T 以聲響方式被耦合至目標的主體 16 且製造了被傳送進入主體 16 且特別是進入主體內之骨骼的聲響波。項目 13 的轉換器 T_R 同時也以聲響方式被耦合至主體 16 且經由骨骼及主體接收由其他事物之聲響波傳送之效應產生的訊號。任何經由主體傳送及接收之聲響訊號成份可一起被歸於此說明及附帶申請專利範圍中的“聲響資料收發器”。轉換器 T_R 的輸出藉由放大器 14 而被放大且被處理器 15 所處理。處理器 15 分析轉換器 T_R 的輸出，且可做成骨骼情況的決定性反射且提供輸出。

五、發明說明(6)

圖 2 為顯示圖 1 系統的運作圖。舉例而言，主體可為最接近跟骨的區域。當圖 1 之組件可於已知現行技術水準方式之類比成份中被實行時，其可便利的使用數位運作。於是，處理器 15 及波型產生器 11 可被實現於包含控制轉換器 T_R 輸出的處理及被用於激發轉換器 T_T 之波型的產生的單位 27 中。此波型可被儲存於項目 24 中之記憶體 1 中之數位型式，且於被提供至放大器 26 及轉換器 T_T 之前經由數位對類比轉換器 25 的運作而被微處理機 21 控制。同樣地，接收轉換器 T_R 的輸出由放大器 14 供應至類比對數位轉換器 22 且此被數位化之輸出被儲存於項目 23 的記憶體 2 中。然後此被儲存之輸出被提供指示骨骼情況之資料輸出的微處理機 21 所處理。

在系統之更進一步實施例中，圖 2 之實施例(或圖 1 之完全或部份類比運用)被用來處理符合任何一個或一個以上不同程序之 T_R 的被儲存輸出以提供指示骨骼情況的資料輸出。為符合某些實施例，指示骨骼情況的資料輸出包含吾人稱為“超音波骨骼指標”(UBI)的數字。我們實行的每一不同程序可導致不同的超音波骨骼指標，且各種超音波骨骼指標類型可被例如超音波骨骼指標-2，超音波骨骼指標-3 等等的數值字尾來辨識。Buhler 專利中詳細地說明了經由超音波骨骼指標-2 至超音波骨骼指標-8 的程序。為了連接被使用之一般訊號處理技術(但不是超音波骨骼測試內容中特定的使用)，下列參考是相關的：Boualem Boashash 的時間頻率訊號分析(Wiley, 1992)(特別是有關即時頻率分析；

五、發明說明 (7)

特別見第 2 章，第 43-73 頁)及 Richard Shiavi 的應用統計訊號分析介紹(Irwin, 1991) (特別是有關 Burg 光譜估計；特別見第 369-373 頁)。這些內容在此以參考文獻方式合併。

此程序依不同的超音波輸入反應於一方面擁有相當少孔及可連接骨骼及另一方面擁有相對多孔及不可連接骨骼的優點。Buhler 專利中說明的各種超音波骨骼指標與本發明有關且將於以下說明之。

超音波骨骼指標-2。爲了符合超音波骨骼指標-2， T_R 的被儲存輸出是經由離散富利葉轉換來運作的。然後計算產生之頻率成份之對數加權線性加總；此加總爲超音波骨骼指標-2。此加權被選來將從相同個體採取之連續測量的差異最小化及從不同個體採取之連續測量的差異最大化，所以此函數扮演了決定骨骼之非連接及多孔範圍的判別式。

超音波骨骼指標-3。超音波骨骼指標-3 程序使用了 T_R 被儲存輸出的 Hilbert 包絡；Hilbert 包絡提供了做爲時間函數之被接收波型能量內容的測量。有關健康骨骼之被接收波型中低頻訊號之較大優勢會使其擁有較有關相對多孔之被接收波型爲長之持續期間。於是，爲了符合超音波骨骼指標-3，Hilbert 包絡被檢驗能量持續期間。

超音波骨骼指標-4。超音波骨骼指標-4 程序使用了 T_R 被儲存輸出的自我迴歸移動平均(ARMA)光譜估計函數。在一實施例中，超音波骨骼指標-4 使用了 T_R 被儲存輸出的

五、發明說明(8)

Burg 光譜估計函數；Burg 函數提供了估計能量對被接收波型頻率的繪圖。圖型為健康及相對多孔骨骼之間的判別式。超音波骨骼指標-4 為對數(sdf)對 f 函數之斜率(dB/MHz)的估計。一般而言，負斜率越陡，骨骼越健康。超音波骨骼指標-4b 為僅參考圖上兩點斜率的估計，第一點發生於第一個波峰，且第二點發生在高於 400 仟赫茲的頻率。

超音波骨骼指標-5。超音波骨骼指標-5 程序使用了有關被接收波型之較早部份期間之即時頻率的測量。一實施例使用了 Hilbert 頻率函數。在不被經由多重路徑於傳送及接收轉換器間之聲響傳送所污染的分析，被接收波型之較早部份期間可更具主體，特別是骨骼的代表性。基於被接收波型之較早部份期間的分析可參考圖 4A-B，圖 5A-B 及圖 6A-B 來討論。如已教過 Boashash 的圖 24，一訊號通常可以下型式表示：

$$f(t) = a(t)e^{j\phi(t)} \quad (1)$$

已知現行技術水準中 $a(t)$ 表示訊號的包絡，且 $\phi(t)$ 為訊號的頻率函數。特別是，訊號函數行為的分解可成為利用 Hilbert 轉換(Boashash，第 26 頁)之方程式(1)的型式，如於訊號主要沿著激發源之中央頻率軌跡處很適當，接著包絡 $a(t)$ 可被歸於 Hilbert 包絡且頻率函數可被歸於 Hilbert 頻率函數。做為時間函數的包絡及頻率函數因為激發的暫時特性及骨骼反應的特性而有所不同，且其不健康及健康骨骼案例的值可分別由圖 4A 中之數值 242 及 243 及圖 6A 中之數值 262 及 263 來表示。對於健康骨骼而言，在被接

五、發明說明(9)

收波型之較早部份期間(3 或 4 微秒)，其很少變化且主要的頻率相對很低。對於相對多孔骨骼而言，則其有相當的變化且主要的頻率相對很高。此變化可根據任何現行技術水準中熟知之各種方法中來量化。做為可替代或除此之外以時間來測量 Hilbert 頻率函數的變化，其可能決定前述之被接收突發之早期階段的主頻率；在此區域中，不良骨骼擁有較高的主頻率。吾人將此主要頻率及時間區段的期間分別稱為“主要早期頻率”及“主要早期期間”。決定此頻率或期間的方法之一為計算此區域中之 Hilbert 函數然後決定整個期間之 Hilbert 相位對時間的平均斜率。另一方式為，此區域中之主要頻率的測量可直接從良好成果之樣本波型式資料來估計。超音波骨骼指標-5c 為利用第一實質峰之每一側邊上的兩點之期間的估計。此實施例中的兩點被決定做為時間為零時之第二導數的位置(反射點)。一半期間被估計為這兩點曲線切線的截距。超音波骨骼指標-5c 值為微秒表示對應整個期間。

超音波骨骼指標-5d 為微秒表示對應第一及第二實質峰間之隔離值的兩倍。應注意可從根據波型振幅定標度於零交叉點之波型斜率來決定正弦或接近正弦波型的期間。超音波骨骼指標-5f 提供了對應的指標，其被定義為 $(2\pi A) / (dy / dt)$ ，其中 A 為第一及第二實質峰間之峰頂-峰底的振幅，且 dy / dt 為位於這些峰之間零交叉點之波型的斜率。

另一實施例運用了早期主要頻率的其他測量，其全部

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (10)

均於本發明範疇內。

超音波骨骼指標-6。超音波骨骼指標-6 使用了 T_R 被儲存輸出的短期富利葉轉換以較 Hilbert 轉換更詳細地來檢驗整個期間之被接收波型的不同光譜內容。頻率指數可以類似超音波骨骼指標-2 之型式來計算。此指數之暫時變化可被用來計算類似超音波骨骼指標-5 之型式的不同指標。

超音波骨骼指標-7。超音波骨骼指標-7 使用了 T_R 被儲存輸出的富利葉轉換來製造容許相位對頻率繪圖的資料；此圖的斜率為速度的測量(為頻率函數)。頻率速度的變化(或其時間領域相似物，群組延遲)是離散的，其可根據任一不同方法而被量化。在相對多孔的骨骼中，則相對較少離散情形；在相對少孔的骨骼中，則相對較多離散情形。

超音波骨骼指標-8。超音波骨骼指標-8 程序是在不良骨骼製造寬頻訊號，而健康骨骼較具有選擇性地通過相對低頻之認知前提的邏輯下。於是，超音波骨骼指標-8 牽涉到(i)針對此段說明及以下申請專利範圍目的之有關環繞低頻光譜峰之 100 仟赫茲光譜能量的”窄頻能量”，及(ii)針對此段說明及以下申請專利範圍目的之有關 0 至 1000 仟赫茲全光譜能量的”寬頻能量”的決定。超音波骨骼指標-8 為窄頻能量對寬頻能量的正常化比例。

如 Buhler 專利中說明，上述之超音波骨骼指標僅為闡述，其他之超音波骨骼指標或超音波骨骼指標的結合則可被使用。

如現行應用所說明的可獲得及顯示上述超音波骨骼指

五、發明說明(II)

標或其他之骨骼完整的各種測量空間圖。

藉由任何導出關於物體骨骼之眾多位置之超音波診斷資料可達成空間的製圖。這些可無限制地包含以機械式或電子式來掃描骨骼之聲響資料收發器。為符合本發明之各種實施例，空間製圖可具有優點地被用於各種目的，無限制地包含：

(a)界定如特殊診斷用途區域之骨骼邊緣的目標骨骼之可界定特色的一個或一個以上之”接合區域”；

(b)界定如眾所周知之特殊診斷用途區域之環繞超音波骨骼指標參數之特定區域之診斷測量之形勢幾何學之可界定特色的一個或一個以上之”接合區域”；

(c)決定使用於特殊診斷用途之界定區域之上骨骼/下骨骼轉變，亦即骨骼邊緣；及

(d)運用形勢幾何學訊號或空間圖本身之幾何特色做為一個或一個以上之診斷測量。因此，例如為了符合本發明實施例之診斷目的，可運用特殊超音波骨骼指標域的曲度來做為空間函數。

圖 7 及 8 分別為分別為一位 46 歲健康女性之跟骨之兩維區域的超音波骨骼指標-4b 及超音波骨骼指標-5c 的表面圖。在這些圖中，軸右邊被標示”行”近似於足根至腳趾的軸，有著位於原點的最足根位置(亦即朝向足根背部)。(在此圖及隨後的圖上，被呈現的區域可能未必包含根骨的最近邊緣)。被標示”列”的軸是垂直於”行”軸，也有著位於原點的最足根位置(亦即朝向足根背部)。這兩個軸被辨識關

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (12)

於圖 1 及 2 之轉換器配對 T_T 及 T_R 的座標。轉換器配對可被如 Buhler 專利之圖 16 之支架 166 彼此相對地固定配置，使得超音波脈衝可沿著路徑經由根骨從轉換器 T_T 被傳送至轉換器 T_R 且以 Buhler 專利中說明的方式被處理。以給定區域中之兩個轉換器可決定適切的超音波骨骼指標。接著轉換器被移至相對骨骼之一系列不同位置使其允許整個接合區域之超音波骨骼指標值之集合的決定。(然而，轉換器被裝置及被移動的特殊方式並不是本發明的一部份)。因此，此二軸(行及列)可辨識相對於目標足部轉換器配對的位置。最後，垂直軸顯示針對每個位置決定之適切的超音波骨骼指標值。

在此說明之方法及裝置可於本發明之範疇內有效地被應用，可提供骨骼品質破壞的早期指示而可於特定位置上藉由骨骼品質測量的單獨值來提供。所有上述技術，不論是單獨或結合方式，均可被用於決定目標骨骼多孔改變的傾向，已知應用於現行技術水準之個人一般技巧的臨床研究方法。

從超音波骨骼指標測量的寬頻超音波衰減估計

我們接著討論從如超音波骨骼指標-5f 之超音波骨骼指標測量來決定寬頻超音波衰減或另外之寬頻超音波衰減相等物的估計。當此後說明之方法提供寬頻超音波衰減估計時，此估計被預期對使用者有臨床上的用途且並不隱喻超音波骨骼指標測量會受相同的限制及超音波骨骼指標測量在特定性及敏感性上具有與生俱來的缺陷。

五、發明說明 (13)

一般而言，符合本發明之系統可被製如圖 9 所示。在此圖中，Tx(項目 222)表示傳送器(電子加轉換器)；Rx(項目 224)表示接收器(電子加轉換器)。媒介物(項目 223)為轉換器之間的測試物質或物體。激發體(項目 221)為通常類似脈衝的激發函數。為了此說明的目的，激發體可被視為傳送器函數的一部份。如圖 9 所示做為系統之時間 t 函數的響應 $h(t)$ 可被寫為

$$h(t) = h_{TX}(t) * h_{Medium}(t) * h_{RX}(t) \quad (1)$$

其中星號[*]表示盤旋，且 $h_{TX}(t)$ ， $h_{Medium}(t)$ 及 $h_{RX}(t)$ 為分別關於傳送器，媒介物及接收器的分離脈衝響應。

為符合本發明之實施例，傳送器輸出可被應用至兩種媒介物的任何一個：

(1)如可至多呈現低水準之依頻衰減及速度離散之水或其他液體或固體媒介物的校準媒介物；及

(2)如人體足根之測試媒介物。

在個別案例中，被測量之訊號可表示為校準訊號 h_{cal} 及測試訊號 h_{test} ，其以方程式(1)表示可為：

$$h_{cal}(t) = h_{TX}(t) * h_{cal\ Medium}(t) * h_{RX}(t) \quad (2)$$

$$h_{test}(t) = h_{TX}(t) * h_{test\ Medium}(t) * h_{RX}(t) \quad (3)$$

當校準媒介物是水或其他聲響中性物(亦及無損失或無離散)或近似中性物時， $h_{cal}(t) \sim \delta(t-t_0)$ ；亦即訊號於無扭曲下承受了簡單時間延遲(乘上時間 t_0)。

應注意的是轉換器及測試媒介物之間的接觸效應被隱含於 h_{test} 中，且格子中的均隱含於 $h_{cal\ Medium}$ 中。對於第一

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (14)

階而言，這些效應可被忽略。

現在要說明符合本發明實施例將超音波骨骼指標測量轉換為寬頻超音波衰減值的程序。此轉換得目的可有效地提供臨床資料以比較骨骼多孔性之相關寬頻超音波衰減值及臨床值。因此若如預期的，例如測試物體的臨床結果就可以寬頻超音波衰減值來表示。除此之外，被給定轉換至寬頻超音波衰減的程序可完成裝置的校準。

現在參考圖 3A-C，波型 A 說明可從利用健康骨骼做為媒介物之一部份之接收器 Rx 獲得的訊號。第一循環或第二的近似期間 30 為~3 至 4 微秒(不健康骨骼為~2 至 2.5 微秒)。波型 B 說明利用骨質疏鬆骨骼的對應訊號，顯示較波型 A 為短的第一循環。波型 C 說明典型水校準訊號。第一少許的循環期間為 1.5 至 2 微秒。此測量超音波骨骼指標-5f 可藉由估計接近第一正峰(圖 3A 中的 P)的頻率(及期間)而導出的。

對應訊號 A 及其超音波骨骼指標-5f 值的寬頻超音波衰減估計值可被導出如下。首先，假設提供由轉換函數 Fm 所定義的響應 $h_{\text{filter}}(t)$ 之濾波器之假定族擁有以下型式

$$F_m(f) = A e^{mf} e^{j\phi(f)} W(f) \quad (4)$$

其中，m 表示對數線性振幅函數之(負)斜率，且更特別的是，

$m = -(BUA * \ln 10) / 20$ ，其中 ln 為中性對數；

A 為常數；

$\phi(f)$ 為相位轉換函數；且

五、發明說明 (15)

$W(f)$ 爲若有必要可呈現來調整訊號處理加工物(如鈴聲)的(倍數的)窗函數。

函數 $h_{\text{filter}}(t)$ 可經由標準反富利葉轉換從 $F_m(f)$ 來決定。

在此的討論可被一般化至其他轉換，如訊號處理之現行技術水準中爲人所知的技巧，且此一般化於附帶申請專利範圍中被提出申請時均於本發明之範疇內。

此構想是藉由找出函數 $h_{\text{filtersystem}}(t)$ 及計算對應此函數 $h_{\text{filtersystem}}(t)$ 之聲響測量來發現寬頻超音波衰減及任何如超音波骨骼指標-5f 之特定聲響測量之間關係的寬頻超音波衰減多重值，其中，

$$h_{\text{filtersystem}}(t) = h_{\text{TX}}(t) * h_{\text{filter}}(t) * h_{\text{RX}}(t) \quad (5)$$

藉由重複特定數目寬頻超音波衰減值的處理，寬頻超音波衰減及聲響測量之間導出的一致性可以查找表或近似如多項式函數的函數關係來表示。接著藉由應用查找表之函數關係至從 $h_{\text{subject}}(t)$ 計算而得之聲響測量來決定被給定 $h_{\text{subject}}(t)$ 的寬頻超音波衰減值。舉例而言，藉由配適上述程序可導出給定儀器之線性斜率及截距，所以可發現任何參數 UBI-5b, UBI-5c, UBI-5d 及 UBI-5f 之間的關係爲實質線性的。接著僅藉由應用界定對應關係之斜率及截距可達成給定超音波骨骼指標值及寬頻超音波衰減之間的轉換。

可替代的是，藉由找出 m 值使得 $h_{\text{filtersystem}}(t) = h_{\text{TX}}(t) * h_{\text{filter}}(t) * h_{\text{RX}}(t)$ 於某些前述時間區段期間提供

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (16)

$h_{\text{subject}}(t)$ 的最佳配適可導出對應任何單一測量 $h_{\text{subject}}(t)$ 的寬頻超音波衰減值。在此案例中，方程式 4 中之其他參數也必須被例如用非線性最小平方技術來找出最適解。

相位轉換函數 $\varphi(f)$ 可被視為常數。此等於假設沒有離散且時間零點被重新定義使得以固定延遲從 T_x 至 R_x 來移除剩餘之線性相位函數。可替代的是， $\varphi(f)$ 可被視為第二階可對應物體媒介物中之離散量的二次函數。最後，當相位無法單獨被得知時，最小相位濾波器被頻率性挑選來製作身體系統之相位而可被特定化。同樣地，吾人可最初設定 $W(f)=1$ 。在有毒加工物的干擾事件中，吾人可於此後建立適當的窗子 $W(f)$ 以降低此加工物的效應，如眾所周知之訊號處理之現行技術水準中的技巧。

應注意的是，因為 $h_{\text{calmedium}} = \delta(t-t_0)$ 為以水或其他近中性聲響媒介物校準的極佳近似值，所以 $h_{\text{filtersystem}}(t) = h_{\text{cal}}(t) * h_{\text{filter}}(t)$ 為相同之近似值。此方法假設如水之校準媒介物擁有實質頻率獨立的衰減且實質地免於接合頻率範圍中的離散。然而，可利用以上說明關係來處理擁有其他聲響特質之其他校準媒介物來迅速修改此方法。

當上述方法被應用時，可發現有關忽略接觸效應及媒介物聲響中性假設的不充分正確性可能會導致不同儀器之間差異的過度估計。為符合本發明實施例，可藉由說明實際可被補償之被導出差異分數之實證多重折疊因子 α 的介紹來提供過度估計或其他效應的補償。因此，如果兩儀器被預測有 N 個寬頻超音波衰減不同，則儀器校準後的差異

五、發明說明()

將為 αN 。

本發明實施例的說明預計僅為案例且熟習本項技術人士作許多變化及修正後顯而易知的。所有此變化及修正意欲在後附申請專利範圍之本發明範圍內。

[元件符號說明]

11	波型產生器
12	傳送轉換器
13	轉換器
14	放大器
15	處理器
16	主體部份
21	微處理機
22	數位/類比轉換器
23	記憶體
24	記憶體
25	數位/類比轉換器
26	放大器
27	單位
221	激發體
222	傳送器
223	媒介物
224	接收器

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

四、中文發明摘要（發明之名稱：

估計構件之寬頻超音波衰減值及對應構件之
寬頻超音波衰減值之方法

一種從暫態決定相等於寬頻超音波衰減的測量或其他經由骨骼被傳送之聲響訊號所導出的測量，及此外利用此測量做超音波骨骼分析測量儀器的校準的裝置及方法。一種對應寬頻超音波衰減之給定值的綜合數學濾波器被應用至經由已知校準或中性聲響特質傳送的訊號。對應產生之波型的聲響測量值可被決定及與對應綜合數學濾波器之寬頻超音波衰減值相結合。將聲響測量與寬頻超音波衰減值相關連的模型可被建立做為後續的臨床應用。

英文發明摘要（發明之名稱：METHODS FOR ESTIMATING A BROADBAND
ULTRASOUND ATTENUATION VALUE AND A
CORRESPONDING VALUE OF A MEMBER

An apparatus and methods for determining a measure equivalent to broadband sound attenuation from transient or other measures derived from acoustic signals propagated through bone and, additionally, for using this measure for the calibration of an ultrasound bone analysis instrument. A synthetic mathematical filter corresponding to a given value of broadband ultrasound attenuation is applied to the signal propagated through a calibration of known or neutral acoustic properties. The value of the acoustic measure corresponding to the resultant waveform is determined and associated with the broadband ultrasound attenuation value corresponding to the synthetic mathematical filter. A model relating the acoustic measure to BUA values may thereby be established for subsequent clinical application.

四、中文發明摘要（發明之名稱：

估計構件之寬頻超音波衰減值及對應構件之
寬頻超音波衰減值之方法

一種從暫態決定相等於寬頻超音波衰減的測量或其他經由骨骼被傳送之聲響訊號所導出的測量，及此外利用此測量做超音波骨骼分析測量儀器的校準的裝置及方法。一種對應寬頻超音波衰減之給定值的綜合數學濾波器被應用至經由已知校準或中性聲響特質傳送的訊號。對應產生之波型的聲響測量值可被決定及與對應綜合數學濾波器之寬頻超音波衰減值相結合。將聲響測量與寬頻超音波衰減值相關連的模型可被建立做為後續的臨床應用。

英文發明摘要（發明之名稱：METHODS FOR ESTIMATING A BROADBAND
ULTRASOUND ATTENUATION VALUE AND A
CORRESPONDING VALUE OF A MEMBER

An apparatus and methods for determining a measure equivalent to broadband sound attenuation from transient or other measures derived from acoustic signals propagated through bone and, additionally, for using this measure for the calibration of an ultrasound bone analysis instrument. A synthetic mathematical filter corresponding to a given value of broadband ultrasound attenuation is applied to the signal propagated through a calibration of known or neutral acoustic properties. The value of the acoustic measure corresponding to the resultant waveform is determined and associated with the broadband ultrasound attenuation value corresponding to the synthetic mathematical filter. A model relating the acoustic measure to BUA values may thereby be established for subsequent clinical application.

六、申請專利範圍

1.一種估計構件之寬頻超音波衰減(BUA)值的方法，此方法包含：

(a)從特定聲響測量之許多值創造映射至許多對應之寬頻超音波衰減值，此測量表示至少光譜之一或構件的暫時組件，一直到經由構件接收之聲響訊號之全量；

(b)經由構件測量由聲響訊號之傳送產生之波型 $h_{\text{subject}}(t)$ ；

(c)以特定之聲響測量之型式特徵化該波型 $h_{\text{subject}}(t)$ ；

(d)結合特定聲響值對應之寬頻超音波衰減值之波型 $h_{\text{subject}}(t)$ 以符合映射。

2.根據申請專利範圍第 1 項的方法，其中，映射的步驟考慮到被用來導出聲響訊號之系統的特性。

3.根據申請專利範圍第 1 項的方法，其中，聲響測量包含一構件，一直到經由構件接收之聲響訊號之全量。

4.一種估計構件之寬頻超音波衰減值的方法，此方法包含：

(a)提供一裝置，此裝置包含：

(i)一個擁有一對轉換器的音波資料收發器，其中此對之第一轉換器提供擁有分配於整個頻率範圍的聲響脈衝，且此對之第二轉換器接收沿著包含構件之路徑傳播之聲響脈衝所產生的聲響訊號；

(ii)可與第二轉換器通訊以提供聲響測量值的訊號處理器，此聲響測量表示至少光譜之一或構件的暫時組件，一直到由第二轉換器接收之訊號之全量；

六、申請專利範圍

(b)將許多寬頻超音波衰減值的每一個與濾波器反應函數 $h_{\text{filter}}(t)$ 結合一起；

(c)以校準媒介物及每個濾波器反應函數之裝置的使用所獲得的訊號迴旋，以獲得可特徵化濾波器及系統結合的許多函數；

(d)評估每個可特徵化濾波器及系統結合的許多函數之特定聲響測量，以導出對應每個寬頻超音波衰減值的特定聲響測量值；

(e)以構件來測量由裝置使用產生之波型 $h_{\text{subject}}(t)$ ；

(f)以特定之聲響測量之型式特徵化波型 $h_{\text{subject}}(t)$ ；

(g)結合特定聲響值對應之寬頻超音波衰減值之波型 $h_{\text{subject}}(t)$ 。

5.根據申請專利範圍第 4 項的方法，其中，每個濾波器反應函數 $h_{\text{filter}}(t)$ 為轉換函數 F_m 的富利葉轉換，轉換函數擁有型式為：

$$F_m(f) = A e^{m f} e^{j \phi(f)} W(f)$$

A 為任意常數；

$\phi(f)$ 為特定的相位轉換函數；及

$W(f)$ 為特定窗函數。

6.根據申請專利範圍第 5 項的方法，其中，窗函數等於 1。

7.根據申請專利範圍第 4 項的方法，其中，校準媒介物於整個特定頻率範圍中擁有實質頻率獨立的衰減。

8.根據申請專利範圍第 4 項的方法，其中，校準媒介

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

物爲水。

9.根據申請專利範圍第 4 項的方法，其中，校準媒介物爲固體。

10.根據申請專利範圍第 1 項的方法，更進一步包含編輯聲響測量及寬頻超音波衰減值之相關值表的步驟。

11.根據申請專利範圍第 1 項的方法，更進一步包含配適聲響測量值及寬頻超音波衰減值之間之函數關係的步驟。

12.根據申請專利範圍第 11 項的方法，其中，函數關係爲多項式關係。

13.根據申請專利範圍第 11 項的方法，其中，函數關係爲線性關係。

14.根據申請專利範圍第 11 項的方法，更進一步包含將實證修正應用至聲響測量值及寬頻超音波衰減值之間之函數關係。

15.根據申請專利範圍第 1 項的方法，其中，聲響測量爲暫時聲響測量。

16.根據申請專利範圍第 1 項的方法，其中，聲響測量爲超音波骨骼指標。

17.一種估計對應構件之寬頻超音波衰減之 m 值的方法，此方法包含：

(a)提供一裝置，此裝置包含：

(i)一個擁有與構件隔離關係之一對轉換器的超音波資料收發器，其中此對之第一轉換器被耦合至訊號產生器以

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

410153

六、申請專利範圍

提供擁有分配於整個頻率範圍的聲響脈衝，且此對之第二轉換器接收沿著包含構件之路徑傳播之聲響脈衝所產生的聲響訊號；

(ii)可與第二轉換器通訊以提供聲響測量值的訊號處理器，此聲響測量表示至少光譜之一或構件的暫時組件，一直到由第二轉換器接收之訊號之全量；

(b)以構件來測量由裝置使用產生之第一波型 $h_{\text{subject}}(t)$ 及以校準媒介物來測量由裝置使用產生之第二波型 $h_{\text{subject}}(t)$ ；

(c)從 $h_{\text{subject}}(t)$ 導出聲響測量值；

(d)找出許多 m 值的 $h_{\text{filtersystem}}(t) = h_{\text{filter}}(t) * h_{\text{cal}}(t)$ ；

(e)結合每個聲響測量值及 m 值，以產生實質相同 $h_{\text{filtersystem}}(t)$ ；及

(f)以波型 $h_{\text{subject}}(t)$ 來結合每個聲響測量值及 m 值。

18.根據申請專利範圍第 17 項的方法，其中， $h_{\text{filter}}(t)$ 為轉換函數 F_m 的富利葉轉換，轉換函數擁有型式為：

$$F_m(f) = Ae^{mf}e^{j\phi(f)}W(f)$$

A 為任意常數；

$\phi(f)$ 為特定的相位轉換函數；及

$W(f)$ 為特定窗函數。

19.根據申請專利範圍第 18 項的方法，其中，窗函數等於 1。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

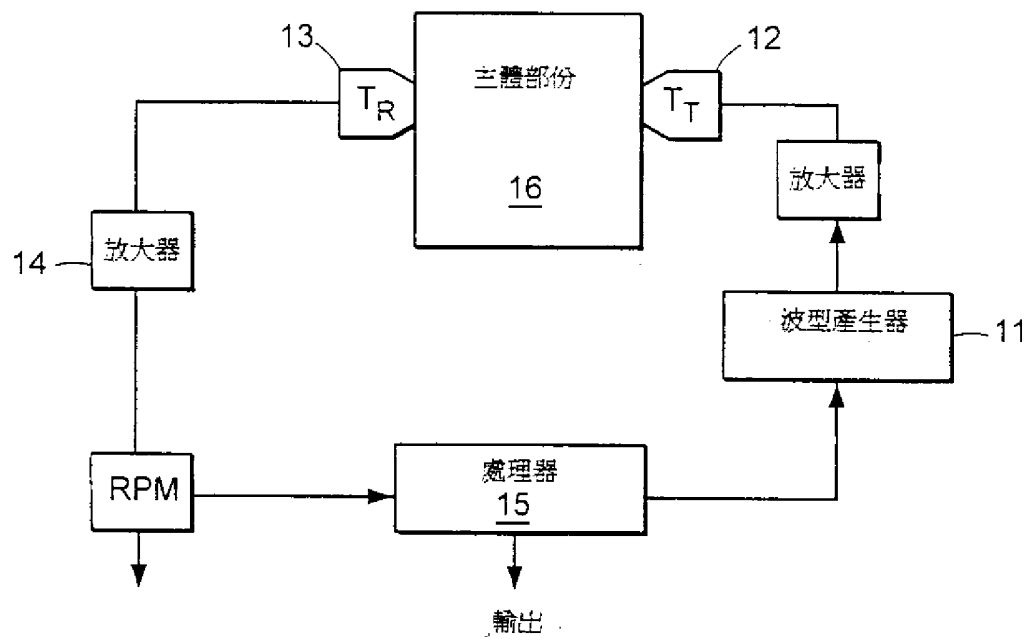


圖 1

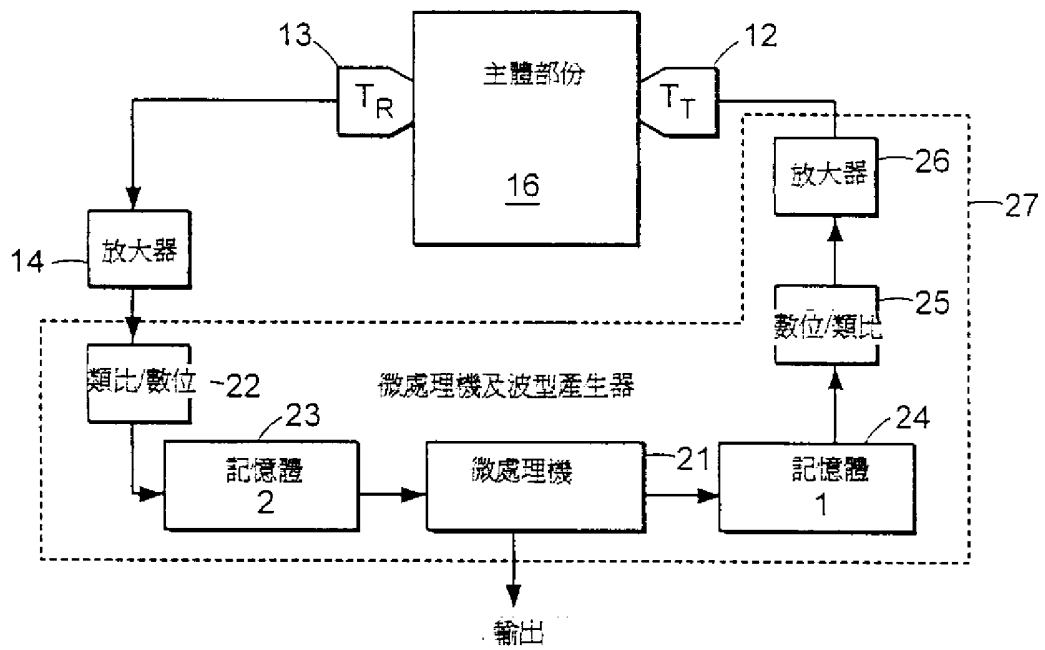


圖 2

3/9

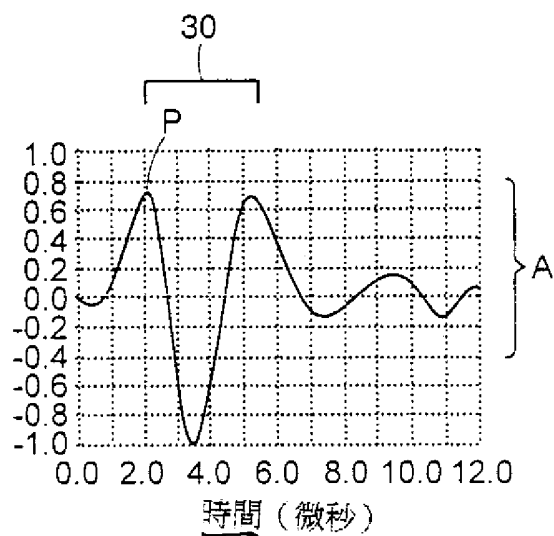


圖 3A

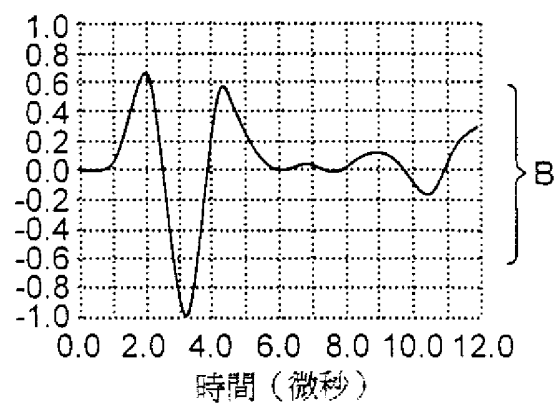


圖 3B

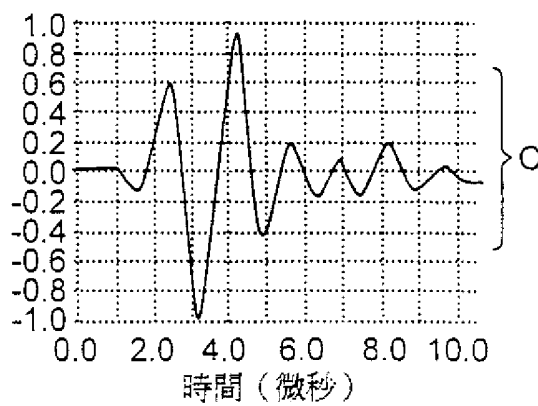
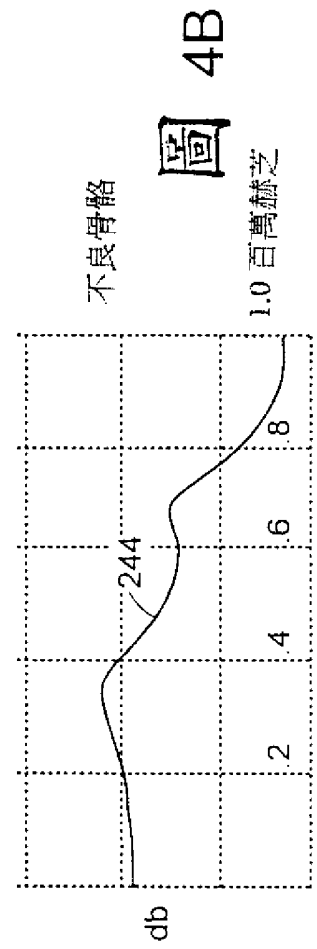
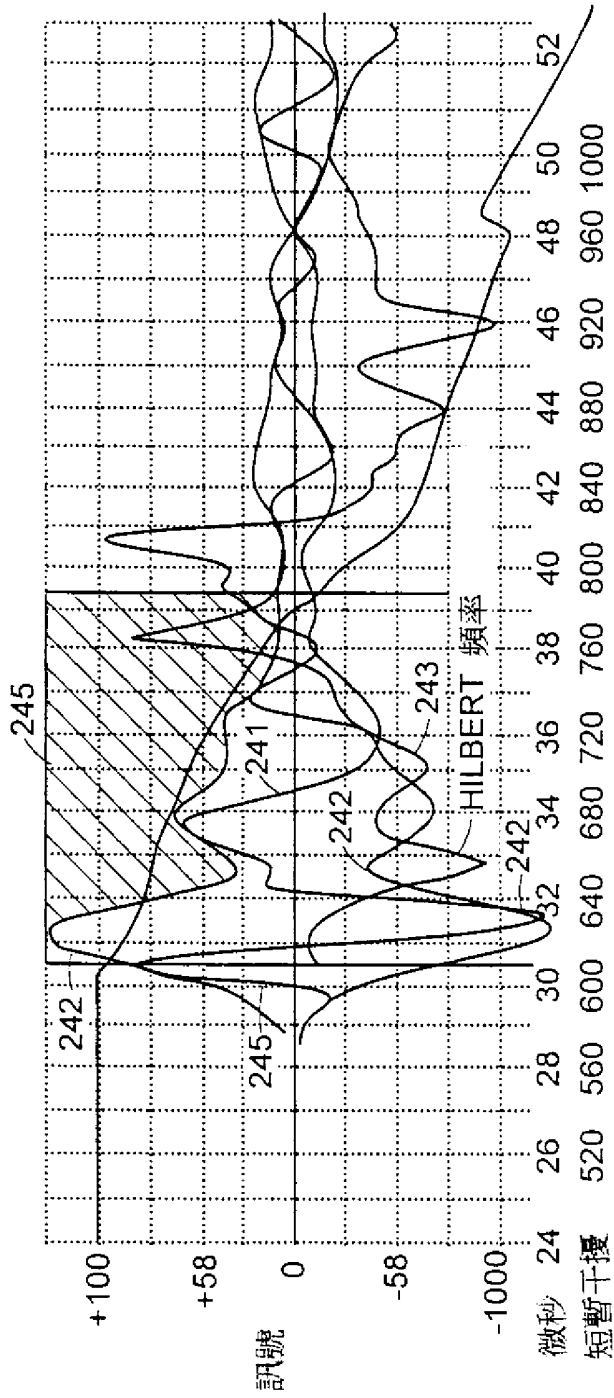


圖 3C



不良骨骼

1.0 百萬赫芝

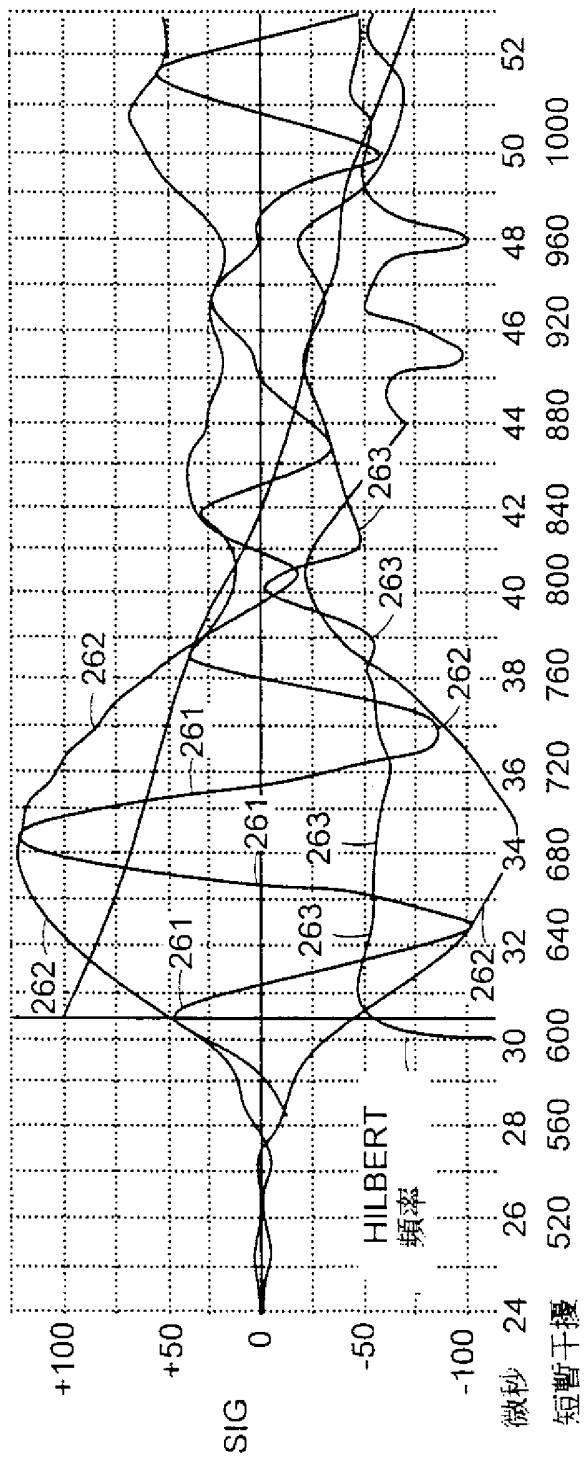


圖 6A

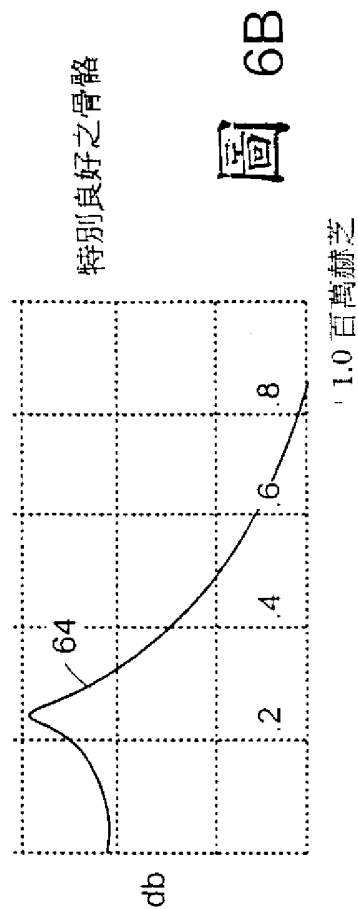


圖 6B

ubi4b: 46 歲健康女性

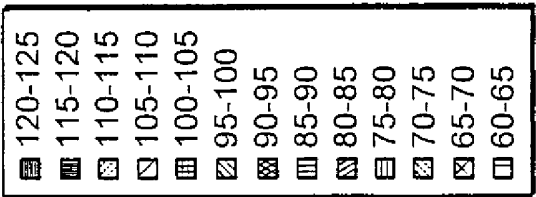
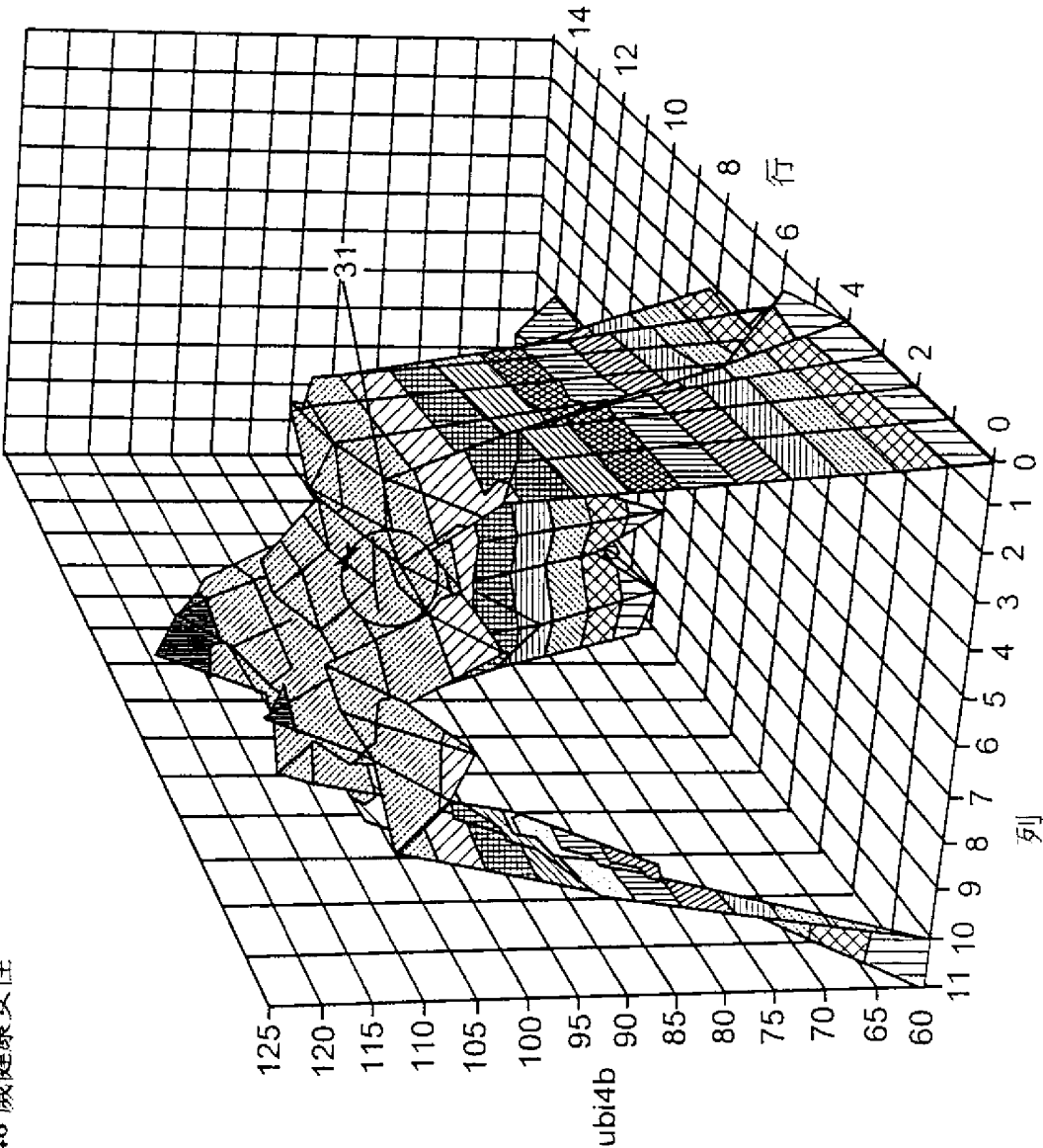


圖 7

ubi5c: 46 歲健康女性

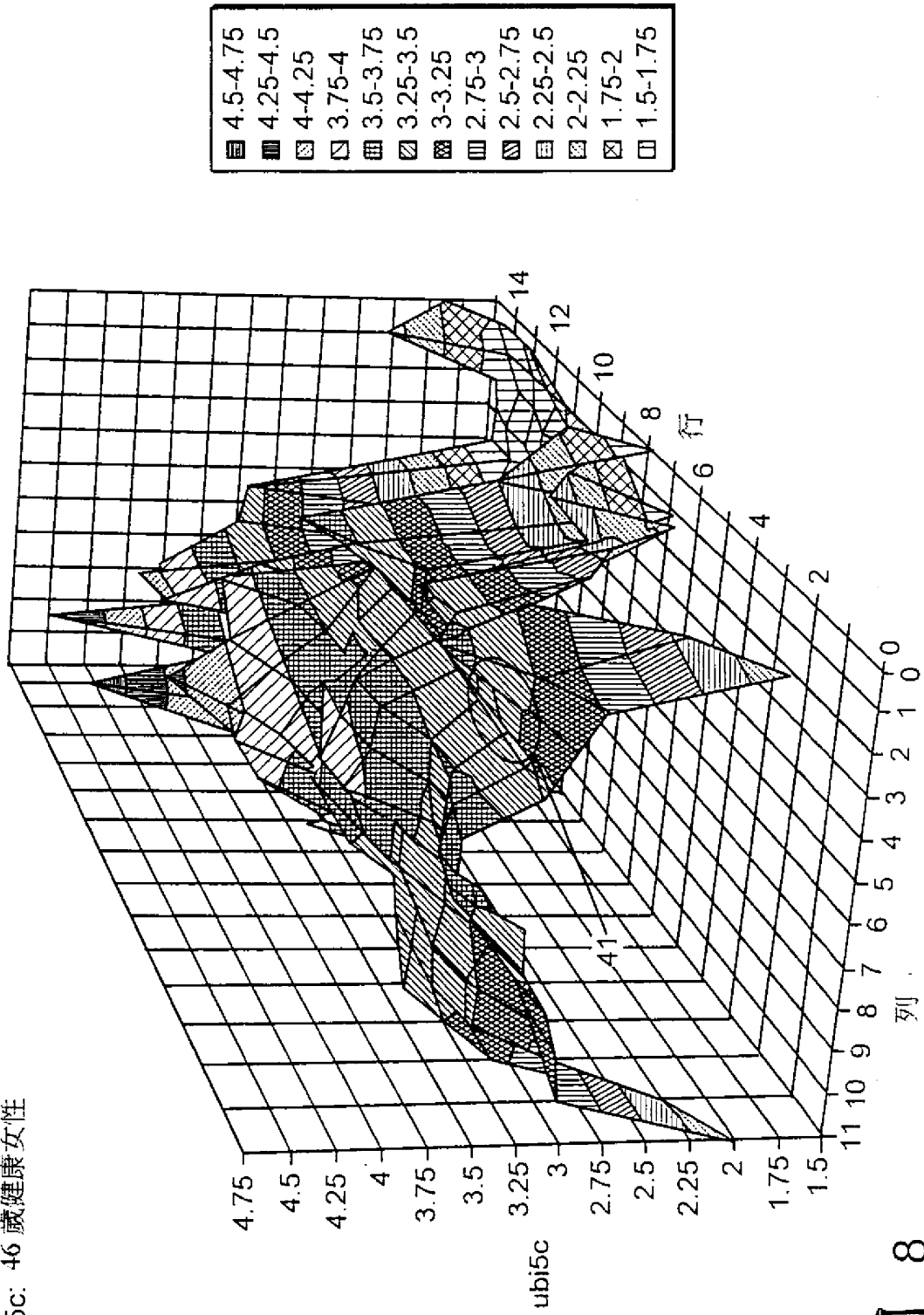


圖 8

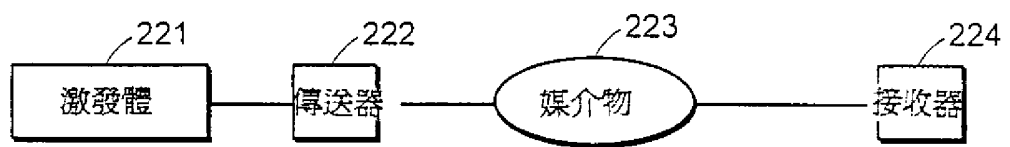


圖 9