



(21)申請案號：104134807

(22)申請日：中華民國 104 (2015) 年 10 月 23 日

(51)Int. Cl. : *A61B17/70 (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

國立臺灣大學醫學院附設醫院新竹分院(中華民國) NATIONAL TAIWAN

UNIVERSITY HOSPITAL HSIN-CHU BRANCH (TW)

新竹市經國路一段 442 巷 25 號

(72)發明人：徐文祥 HSU, WENSYANG (TW)；王子康 WONG, TZE-HONG (TW)；孫晟軒 SUN, ASHER (TW)；吳松岳 WU, SUNG-YUEH (TW)

(74)代理人：葉璟宗；卓俊傑

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：12 項 圖式數：4 共 21 頁

(54)名稱

感測式骨頭固定元件

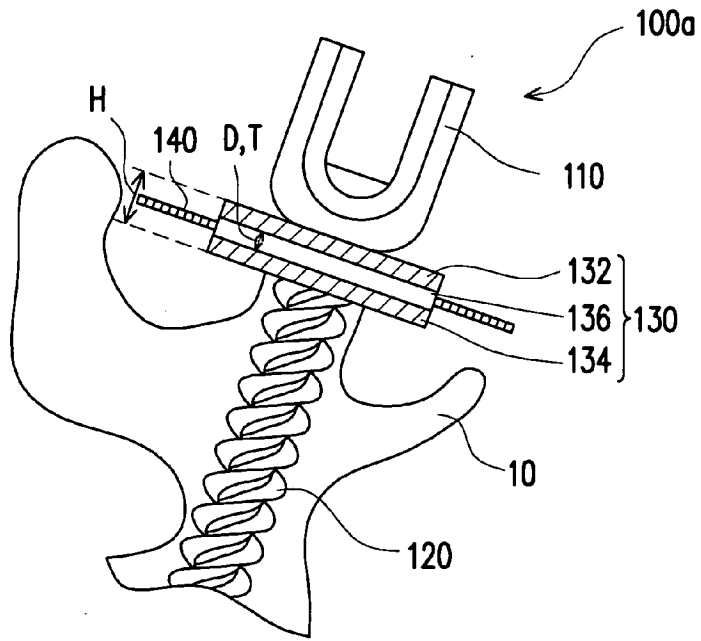
SENSING BONE FIXING ELEMENT

(57)摘要

一種感測式骨頭固定元件，包括一固定部、一鎖附部、一電容結構以及一線圈。鎖附部固定於固定部且適於鎖附於一骨頭內。鎖附部貫穿電容結構，而電容結構具有一電容值且包括一第一導電層、一第二導電層以及一彈性介電層。第一導電層抵接固定部，而第二導電層抵接骨頭，且彈性介電層位於第一導電層與第二導電層之間。線圈具有一電感值，且線圈的兩端分別連接第一導電層以及第二導電層。線圈接收一偵測射頻訊號後，依據電感值以及電容值的變化而產生一回應射頻訊號。

A sensing bone fixing element includes a fixing portion, a fastening portion, a capacitance structure and a coil. The fastening portion is fixed on the fixing portion and suitable for being fastened to a bone. The fastening portion passes through the capacitance structure which has a capacitance value and includes a first conductive layer, a second conductive layer and an elastic dielectric layer. The first conductive layer leans against the fixing portion, the second conductive layer leans against the bone and the elastic dielectric layer is located between the first conductive layer and the second conductive layer. The coil has an inductance value, and two ends of the coil respectively connect to the first conductive layer and the second conductive layer. The coil receives a detecting radio frequency (RF) signal and generates a responding RF signal according to the change of the capacitance value and the inductance value.

指定代表圖：



符號簡單說明：

10 . . . 骨頭

100a . . . 感測式骨頭固定元件

110 . . . 固定部

120 . . . 鎖附部

130 . . . 電容結構

132 . . . 第一導電層

134 . . . 第二導電層

136 . . . 彈性介電層

140 . . . 線圈

D . . . 距離

T、H . . . 厚度

【圖1A】



【中文發明名稱】感測式骨頭固定元件

【英文發明名稱】SENSING BONE FIXING ELEMENT

【中文】一種感測式骨頭固定元件，包括一固定部、一鎖附部、一電容結構以及一線圈。鎖附部固定於固定部且適於鎖附於一骨頭內。鎖附部貫穿電容結構，而電容結構具有一電容值且包括一第一導電層、一第二導電層以及一彈性介電層。第一導電層抵接固定部，而第二導電層抵接骨頭，且彈性介電層位於第一導電層與第二導電層之間。線圈具有一電感值，且線圈的兩端分別連接第一導電層以及第二導電層。線圈接收一偵測射頻訊號後，依據電感值以及電容值的變化而產生一回應射頻訊號。

【英文】A sensing bone fixing element includes a fixing portion, a fastening portion, a capacitance structure and a coil. The fastening portion is fixed on the fixing portion and suitable for being fastened to a bone. The fastening portion passes through the capacitance structure which has a capacitance value and includes a first conductive layer, a second conductive layer and an elastic dielectric layer. The first conductive layer leans against the fixing portion, the second conductive layer leans against the bone and the elastic dielectric layer is located between the first conductive layer and the second conductive layer. The coil has an inductance value, and two

ends of the coil respectively connect to the first conductive layer and the second conductive layer. The coil receives a detecting radio frequency (RF) signal and generates a responding RF signal according to the change of the capacitance value and the inductance value.

【指定代表圖】圖1A。

【代表圖之符號簡單說明】

10：骨頭

100a：感測式骨頭固定元件

110：固定部

120：鎖附部

130：電容結構

132：第一導電層

134：第二導電層

136：彈性介電層

140：線圈

D：距離

T、H：厚度

## 【發明說明書】

【中文發明名稱】 感測式骨頭固定元件

【英文發明名稱】 SENSING BONE FIXING ELEMENT

### 【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種骨頭固定元件，且特別是有關於一種感測式骨頭固定元件。

### 【先前技術】

【0002】 在骨科醫療領域中，椎弓根螺釘(pedicle screw)是用來固定脊椎骨，以加強骨質疏鬆病人的脊椎強度。若椎弓根螺釘於手術時或手術後復健期間因外力影響而鬆動，則會減弱脊椎骨固定效果，而使脊椎融合的成效降低。

【0003】 目前術後的檢測方法，僅能透過 X 光照射患部影像來觀察椎弓根螺絲固定狀況。然而，上述的方法在短期內檢測並不精確，且也不適合密集多次檢測，否則會使病人接受過多的輻射劑量。

### 【發明內容】

【0004】 本發明提供一種感測式骨頭固定元件，可以以非輻射式的方式得知固定元件與骨頭之間的鬆緊度。

【0005】 本發明的感測式骨頭固定元件，其包括一固定部、一鎖

附部、一電容結構以及一線圈。鎖附部固定於固定部且適於鎖附於一骨頭內。鎖附部貫穿電容結構，而電容結構具有一電容值且包括一第一導電層、一第二導電層以及一彈性介電層。第一導電層抵接固定部。第二導電層抵接骨頭。彈性介電層位於第一導電層與第二導電層之間。線圈具有一電感值，且線圈的兩端分別連接第一導電層以及第二導電層。線圈接收一偵測射頻訊號後，依據電感值以及電容值的改變而產生一回應射頻訊號。

【0006】 在本發明的一實施例中，上述的彈性介電層的一厚度與第一導電層以及第二導電層之間的一距離呈正相關。

【0007】 在本發明的一實施例中，上述的回應射頻訊號的一頻率與第一導電層以及第二導電層之間的一距離呈正相關。

【0008】 在本發明的一實施例中，上述的當固定部施加於電容結構上的應力減小時，彈性介電層產生形變，而使得第一導電層與第二導電層之間的一距離增加。

【0009】 在本發明的一實施例中，上述的線圈位於第一導電層與第二導電層之間，而線圈具有一開口，且彈性介電層位於開口內。

【0010】 在本發明的一實施例中，上述的線圈位於固定部相對遠離鎖附部的一側上。

【0011】 在本發明的一實施例中，上述的線圈以無線方式接收一感測元件的偵測射頻訊號。

【0012】 在本發明的一實施例中，上述的線圈的電感值為一固定電感值。

【0013】 在本發明的一實施例中，上述的固定部與鎖固部定義出一椎弓根螺釘(pedicle screw)。

【0014】 在本發明的一實施例中，上述的電容結構的材質為生物相容性材料。

【0015】 在本發明的一實施例中，上述的線圈的材質為生物相容性材料。

【0016】 在本發明的一實施例中，上述的電容結構的厚度介於 0.1 公釐至 10 公釐之間。

【0017】 基於上述，由於本發明的感測式骨頭固定元件具有電容結構與線圈，因此當線圈接收偵測射頻訊號後，可依據線圈的電感值以及電容結構的電容值的改變而產生一回應射頻訊號，進而可推算出感測式骨頭固定元件相對於骨頭之間的鬆緊度的變化量。相對於習知透過 X 光照射患部影像來觀察椎弓根螺絲的固定狀況而言，本發明可透過非輻射的方式來偵測感測式骨頭固定元件與骨頭之間的鬆緊度的變化量，具有快速且方便檢測以及準確率高的優勢。

【0018】 為讓本發明的上述特徵和優點能更明顯易懂，下文特舉實施例，並配合所附圖式作詳細說明如下。

#### 【圖式簡單說明】

#### 【0019】

圖 1A 繪示為本發明的一實施例的一種感測式骨頭固定元件

鎖固於骨頭內的示意圖。

圖 1B 繪示為圖 1A 的感測式骨頭固定元件的電容結構與線圈的分解示意圖。

圖 1C 繪示為圖 1A 的感測式骨頭固定元件與一感測元件的電路示意圖。

圖 1D 繪示為本發明的另一實施例的一種感測式骨頭固定元件的示意圖。

圖 2 繪示為圖 1A 的感測式骨頭固定元件鬆開骨頭的示意圖。

圖 3 繪示為感測式骨頭固定元件鎖固於骨頭上的鎖固力與共振頻率的曲線示意圖。

圖 4A 繪示為多個感測式骨頭固定元件鎖固於人體的示意圖。

圖 4B 繪示為圖 4A 的線圈所產生的回應射頻訊號的頻率與相位的曲線示意圖。

### 【實施方式】

【0020】 圖 1A 繪示為本發明的一實施例的一種感測式骨頭固定元件鎖固於骨頭內的示意圖。圖 1B 繪示為圖 1A 的感測式骨頭固定元件的電容結構與線圈的分解示意圖。圖 1C 繪示為圖 1A 的感測式骨頭固定元件與一感測元件的電路示意圖。請同時參考圖 1A、圖 1B 與圖 1C，本實施例的感測式骨頭固定元件 100a 包括一固定部 110、一鎖附部 120、一電容結構 130 以及一線圈 140。鎖附部 120 固定於固定部 110 且適於鎖附於一骨頭 10 內。鎖附部 120



貫穿電容結構 130，而電容結構 130 具有一電容值  $C$  且包括一第一導電層 132、一第二導電層 134 以及一彈性介電層 136。第一導電層 132 抵接固定部 110，而第二導電層 134 抵接骨頭 10，且彈性介電層 136 位於第一導電層 132 與第二導電層 134 之間。線圈 140 具有一電感值  $L$ ，且線圈 140 的兩端 142、144 分別連接第一導電層 132 以及第二導電層 134。線圈 140 接收一偵測射頻訊號  $S1$  後，依據電感值  $L$  以及電容值  $C$  的變化而產生一回應射頻訊號  $S2$ 。

【0021】詳細來說，在本實施例中，固定部 110 與鎖固部 120 可定義出一椎弓根螺釘，其中鎖固部 120 適於鎖附於骨頭 10（例如是脊椎骨，但並不以此為限）內。電容結構 130 的材質例如是生物相容性材料，舉例來說，金屬導電材料，如鈦、金、鉑或上述金屬之氧化物；非金屬導電材料，如氧化鋇或石墨；以及非導電材料，如聚二甲基矽氧烷(PDMS)。特別是，由於本實施例的電容結構 130 具有彈性介電層 136，因此第一導電層 132 與第二導電層 134 之間的距離  $D$  並不是一個定值，而是會隨著彈性介電層 136 的形變（如壓縮或伸長）而改變。換言之，本實施例的電容結構 130 的電容值  $C$  為一可變電容值，可隨著第一導電層 132 與第二導電層 134 之間的距離  $D$  而改變。較佳地，電容結構 130 的厚度  $H$  例如是介於 0.1 公釐(mm)至 10 公釐(mm)之間。

【0022】本實施例的線圈 140 的材質例如是生物相容性材料，舉例來說，金屬導電材料，如鈦、金、鉑或上述金屬之氧化物；非

金屬導電材料，如氧化鋇或石墨。此處，線圈 140 的圈數是固定的，因此線圈 140 的電感值  $L$  為一固定電感值。線圈 140 的兩端 142、144 可透過生物相容性材料包覆固定的方式與第一導電層 132 以及第二導電層 134 相連接。如圖 1A 與圖 1B 所示，線圈 140 是位於第一導電層 132 與第二導電層 134 之間，而線圈 140 具有一開口 146，且彈性介電層 136 位於開口 146 內。也就是說，線圈 140 是夾持於電容結構 130 的第一導電層 132 與第二導電層 134 內，但並不以為限。於另一實施例中，請參考圖 1D，感測式骨頭固定元件 100b 的線圈 140b 是位於固定部 110 相對遠離鎖附部 120 的一側上，其中線圈 140b 被二固定件 150a、150b 相夾持並抵靠固定部 110，且透過固定件 150c 而將線圈 140b、固定件 150a、150b 三者固定住。也就是說，固定端 110 是位於線圈 140b 與電容結構 130 之間，換言之，線圈 140b 較接近人體外，可更輕易地接收偵測射頻訊號  $S1$ 。

【0023】 值得一提的是，本發明並不限定第一導電層 132 與第二導電層 134 的大小。如圖 1A 與圖 1B 中的第一導電層 132 與第二導電層 134 的大小實質上相同；或者是，如圖 1D 中的第一導電層 132 的大小(如面積)實質上小於與第二導電層 134 的大小(如面積)；或者是，於其他未繪示的實施例中，第一導電層 132 的大小(如面積)實質上大於與第二導電層 134 的大小(如面積)，以上皆屬於本發明所欲保護的範圍。

【0024】 請再參考圖 1A 與圖 1C，手術時，可將感測式骨頭固定

元件 100a 鎖附於骨頭 10 內。也就是說，固定部 110 會施加一壓力於電容結構 130 上，以使電容結構 130 的第一導電層 132 抵接固定部 110，第二導電層 134 抵接於骨頭 10，而位於第一導電層 132 與第二導電層 134 之間的彈性介電層 136 因為壓力而產生形變(即壓縮)。此時，彈性介電層 136 的厚度定義為鎖緊時的厚度  $T$ ，而第一導電層 132 與第二導電層 134 之間的距離  $D$  定義為一初始距離。請同時參考圖 1A、圖 1C 與圖 2，手術後復健過程中的不適當動作或骨頭 10 本質的鬆動，而使得固定部 110 施加於電容結構 130 上的應力減小時，彈性介電層 136 會產生形變(即伸長)，即彈性介電層 136 的厚度由鎖緊時的厚度  $T$  變成鬆開後的厚度  $T'$ ，即第一導電層 132 與第二導電層 134 之間的距離  $D$  以由原來的初始距離變成距離  $D'$ 。這時，醫療人員可透過一感測元件 20 來發射偵測射頻訊號  $S1$ ，而位於人體內的線圈 140 可以透過無線的方式接收人體外的感測元件 20 的偵測射頻訊號  $S1$ ，且在接收到偵測射頻訊號  $S1$  後，再依據線圈 140 的電感值  $L$  以及電容結構 130 的電容值  $C$  的變化而產生回應射頻訊號  $S2$  至感測元件 20。此時，感測元件 20 內的一感應天線 22 在接收回應射頻訊號  $S2$  後，會經由一頻譜分析儀 24 的分析而可獲得一頻率。將所獲得的頻率與螺絲鬆緊度的量化表進行比對，即可得知感測式骨頭固定元件 100a 與骨頭 10 之間的已呈現鬆動。

**【0025】** 更進一步來說，由於本實施例的線圈 140 的電感值  $L$  為一固定值，因此當電容結構 130 的電容值  $C$  減小時(即彈性介電

層 136 的厚度由鎖緊時的厚度  $T$  變成鬆開後的厚度  $T'$  (即第一導電層 132 與第二導電層 134 之間的距離  $D$  由原來的初始距離變成距離  $D'$ )，回應射頻訊號  $S2$  的頻率因依據  $f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$  的公式而呈現增加的情形，請參考圖 3。換言之，彈性介電層 136 的厚度  $T$  與第一導電層 132 以及第二導電層 134 之間的距離  $D$  呈正相關，而回應射頻訊號  $S2$  的頻率與第一導電層 132 以及第二導電層 134 之間的距離  $D$  呈正相關。由於本實施例的感測式骨頭固定元件 100a 具有電容結構 130 與線圈 140，因此當線圈 140 接收偵測射頻訊號  $S1$  後，可依據線圈 140 的電感值  $L$  以及電容結構 130 的電容值  $C$  的變化而產生回應射頻訊號  $S2$ ，進而可推算出感測式骨頭固定元件 100a 相對於骨頭 10 之間的鬆緊度的變化量。相對於習知透過 X 光照射患部影像來觀察椎弓根螺絲的固定狀況而言，本實施例可透過非輻射且被動的方式來偵測感測式骨頭固定元件 100a 與骨頭 10 之間的鬆緊度的變化量，具有快速且方便檢測且準確性高的優勢。

**【0026】** 圖 4A 繪示為多個圖 1A 的感測式骨頭固定元件鎖固於人體的示意圖。圖 4B 繪示為圖 4A 的線圈所產生的回應射頻訊號的頻率與相位的曲線示意圖。請同時參考圖 4A 與圖 4B，在本實施例中，是將多個感測式骨頭固定元件 100a1、100a2、100a3 鎖固於骨頭 10' 上，其中感測式骨頭固定元件 100a1、100a2、100a3 與圖 1A 的感測式骨頭固定元件 100a 相似，差異之處僅在於感測式

骨頭固定元件 100a1、100a2、100a3 的線圈 140(請參考圖 1A)的電感值與電容結構 130(請參考圖 1A)的電容值。透過改變感測式骨頭固定元件 100a1、100a2、100a3 的線圈 140 的電感值  $L$ (請參考圖 1C)或電容結構 130 的電容值  $C$ (請參考 1C), 而將感測式骨頭固定元件 100a1、100a2、100a3 的頻寬  $\Delta f1$ 、 $\Delta f2$ 、 $\Delta f3$  設計成分開且不重疊, 如此一來, 可同時檢測設置於不同位置的感測式骨頭固定元件 100a1、100a2、100a3 與骨頭 10' 之間的鬆緊度的變化量。

● **【0027】** 綜上所述, 由於本發明的感測式骨頭固定元件具有電容結構與線圈, 因此當線圈接收偵測射頻訊號後, 可依據線圈的電感值以及電容結構的電容值的改變而產生一回應射頻訊號, 進而可推算出感測式骨頭固定元件相對於骨頭之間的鬆緊度的變化量。相對於習知透過 X 光照射患部影像來觀察椎弓根螺絲的固定狀況而言, 本發明可透過非輻射且被動的方式來偵測感測式骨頭固定元件與骨頭之間的鬆緊度的變化量, 具有方便檢測且準確性高的優勢。

● **【0028】** 雖然本發明已以實施例揭露如上, 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, 故本發明的保護範圍當視後附的申請專利範圍所界定者為準。

## **【符號說明】**

**【0029】**

10、10'：骨頭

20：感測元件

22：感應天線

24：頻譜分析儀

100a、100a1、100a2、100a3、100b：感測式骨頭固定元件

110：固定部

120：鎖附部

130：電容結構

132：第一導電層

134：第二導電層

136：彈性介電層

140、140b：線圈

142、144：兩端

146：開口

150a、150b、150c：固定件

C：電容值

D、D'：距離

$\Delta f1$ 、 $\Delta f2$ 、 $\Delta f3$ ：頻寬

L：電感值

H、T、T'：厚度

S1：偵測射頻訊號

S2：回應射頻訊號

## 【發明申請專利範圍】

【第1項】 一種感測式骨頭固定元件，包括：

一固定部；

一鎖附部，固定於該固定部且適於鎖附於一骨頭內；

一電容結構，該鎖附部貫穿該電容結構，且具有一電容值，

該電容結構包括：

一第一導電層，抵接該固定部；

一第二導電層，抵接該骨頭；

一彈性介電層，位於該第一導電層與該第二導電層之

間；以及

一線圈，具有一電感值，且該線圈的兩端分別連接該第一導電層以及該第二導電層，其中該線圈接收一偵測射頻訊號後，依據該電感值以及該電容值的改變而產生一回應射頻訊號。

【第2項】 如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該彈性介電層的一厚度與該第一導電層以及該第二導電層之間的一距離呈正相關。

【第3項】 如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該回應射頻訊號的一頻率與該第一導電層以及該第二導電層之間的一距離呈正相關。

【第4項】 如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中當該固定部施加於該電容結構上的應力減小時，該彈性介電層

產生形變，而使得該第一導電層與該第二導電層之間的一距離增加。

【第5項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該線圈位於該第一導電層與該第二導電層之間，而該線圈具有一開口，且該彈性介電層位於該開口內。

【第6項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該線圈位於該固定部相對遠離該鎖附部的一側上。

【第7項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該線圈以無線方式接收一感測元件的該偵測射頻訊號。

【第8項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該線圈的該電感值為一固定電感值。

【第9項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該固定部與該鎖固部定義出一椎弓根螺釘。

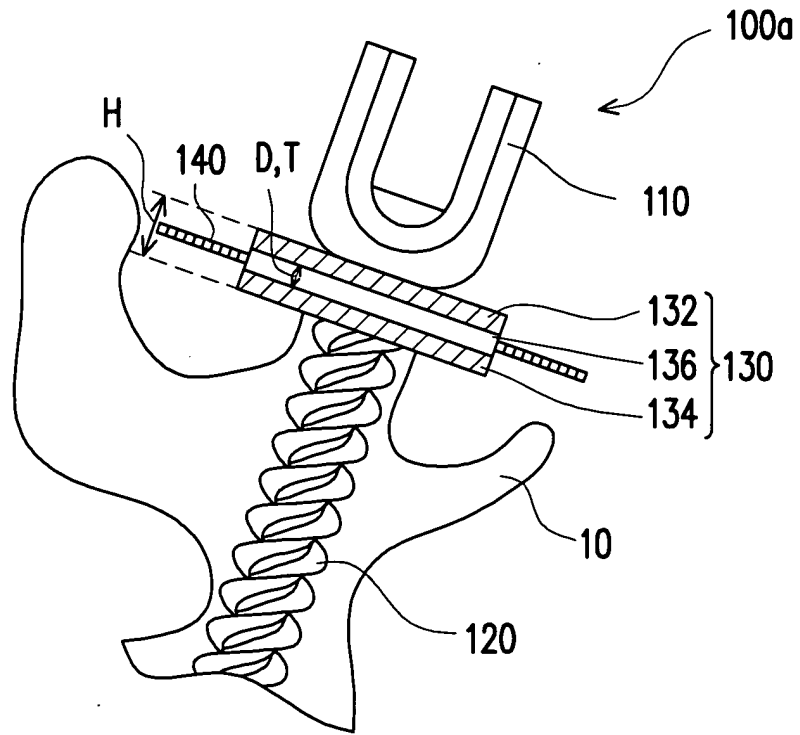
【第10項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該電容結構的材質為生物相容性材料。

【第11項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該線圈的材質為生物相容性材料。

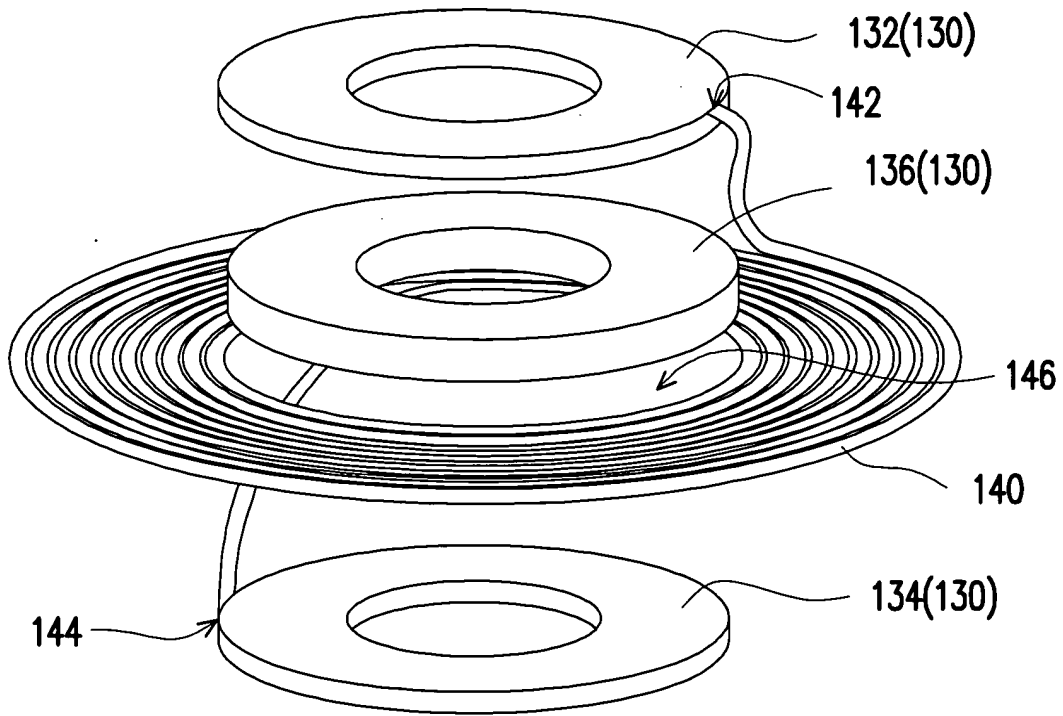
【第12項】如申請專利範圍第1項所述的感測式骨頭固定元件，其中該電容結構的厚度介於0.1公釐至10公釐之間。



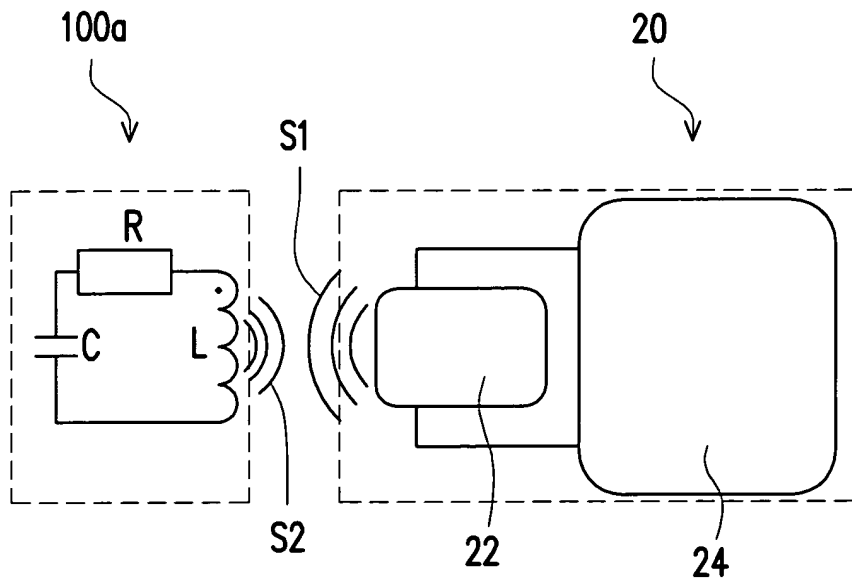
【發明圖式】



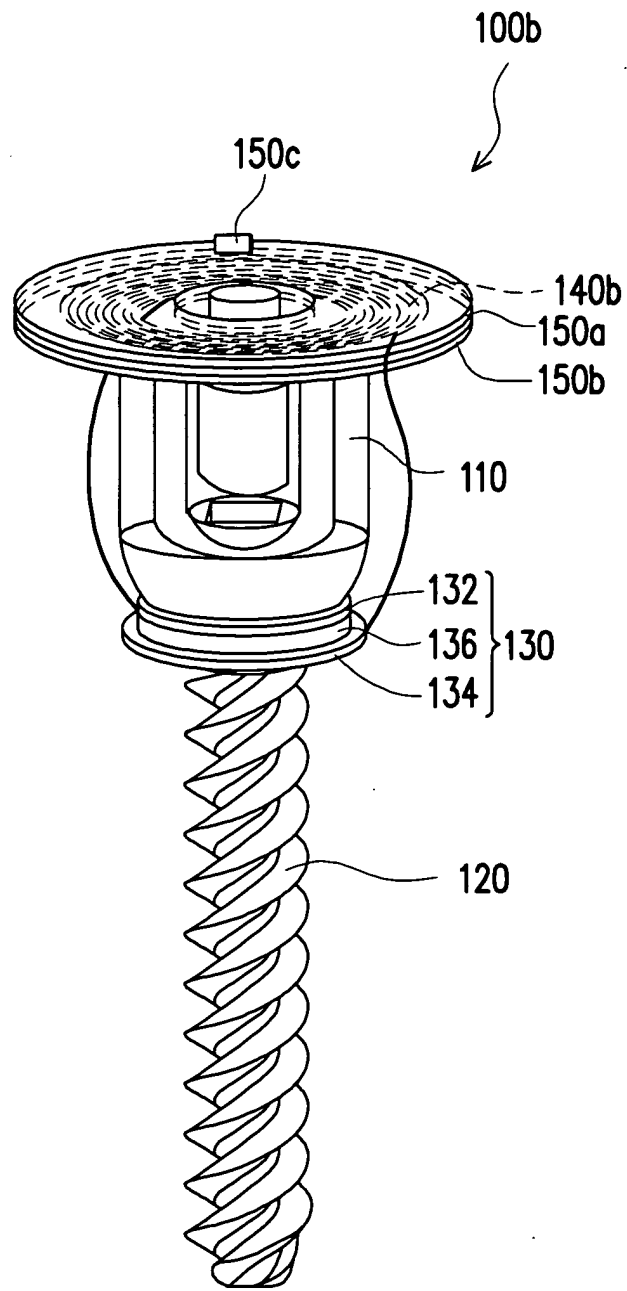
【圖1A】



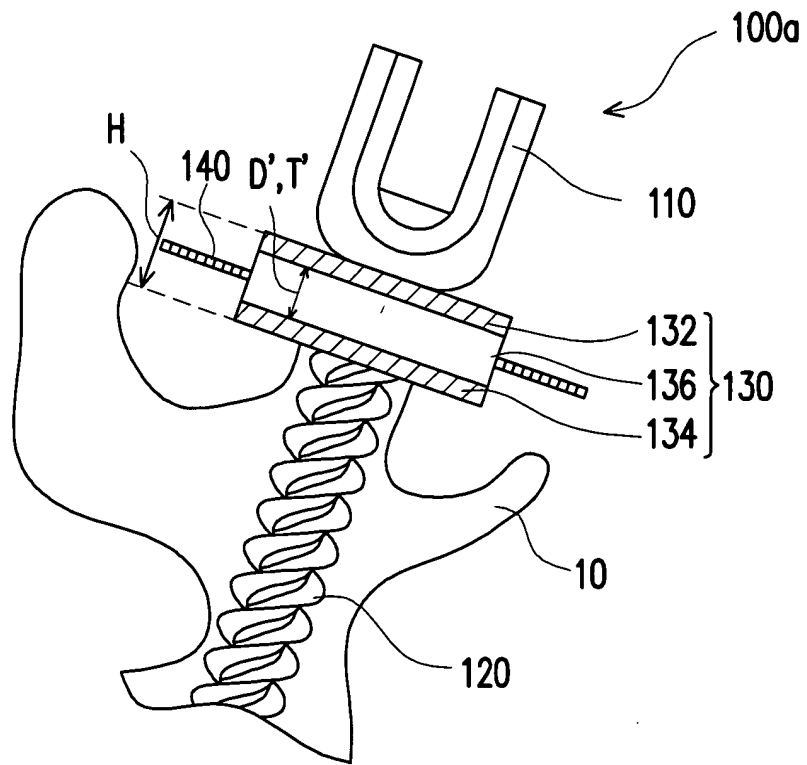
【圖1B】



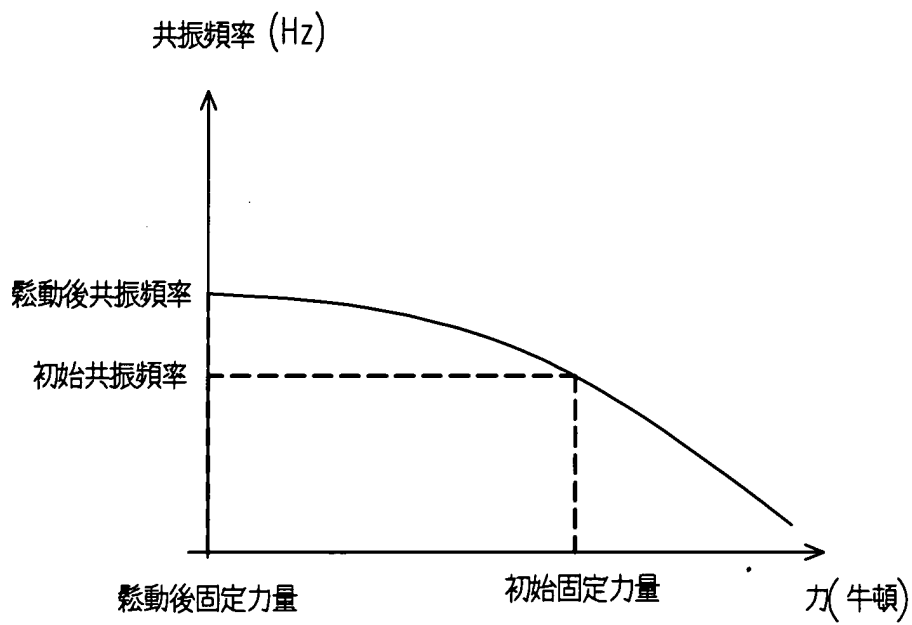
【圖1C】



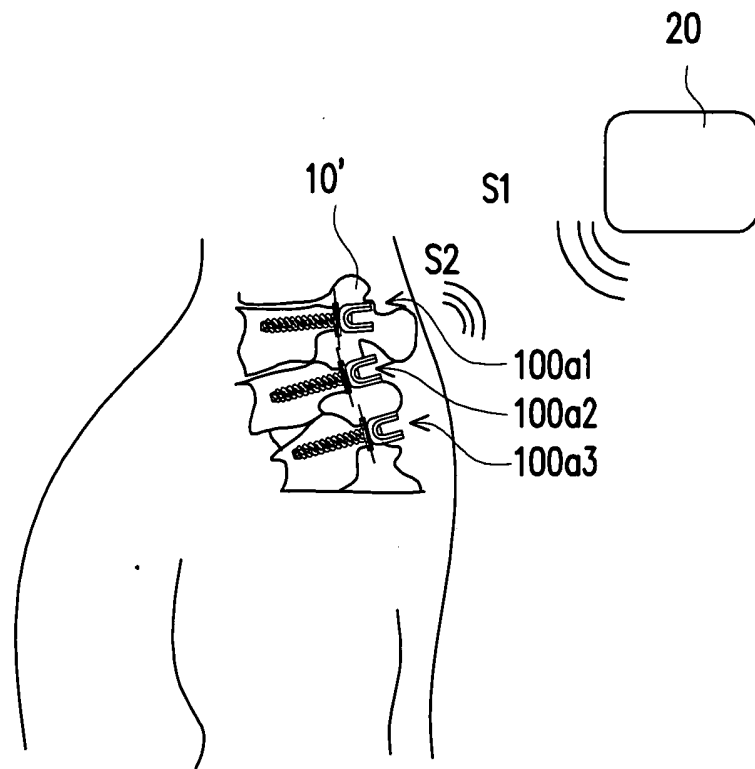
【圖1D】



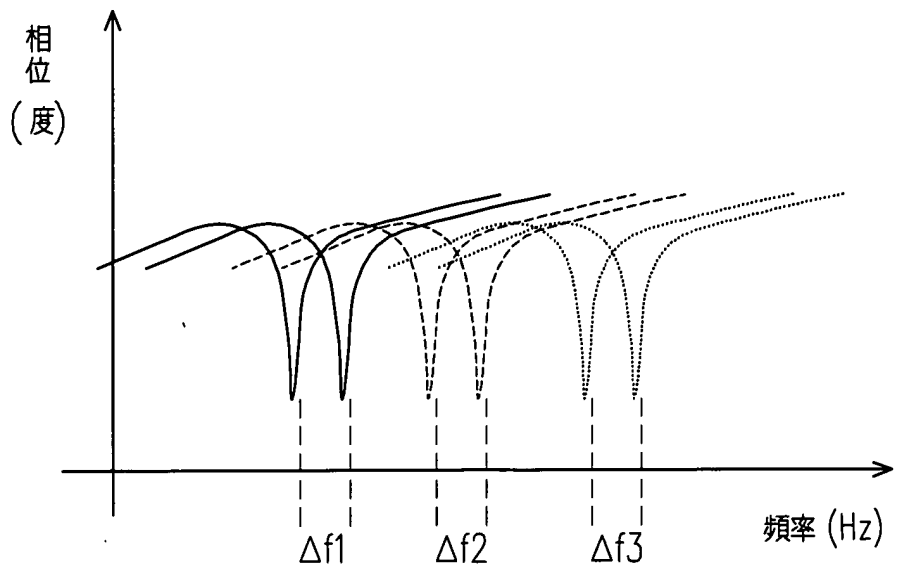
【圖2】



【圖3】



【圖4A】



【圖4B】