

發明專利說明書

公告本

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 96118484

※ 申請日期： 96.5.24

※IPC 分類：A61B 5/04 (2006.01)

A61B 5/02 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

光學生命徵象偵測方法及測量裝置

OPTICAL VITAL SIGN DETECTION METHOD AND
MEASUREMENT DEVICE

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

塔利安雷射科技有限公司 / Tarilian Laser Technologies, Limited

代表人：(中文/英文)

尼塔 夏 / SHAH, NITA

住居所或營業所地址：(中文/英文)

英國 EN5 2NY 赫福夏郡巴尼特市山谷觀 26 號

26 Valley View, Barnet, Hertsfordshire EN5 2NY, United Kingdom

國 籍：(中文/英文)

英國 / U.K.

三、發明人：(共 1 人)

姓 名：(中文/英文)

約翰 波構斯 / BORGOS, JOHN

國 籍：(中文/英文)

美國 / U.S.A.

四、聲明事項：

☐ 主張專利法第二十二條第二項 ☐ 第一款或 ☐ 第二款規定之事實，
其事實發生日期為： 年 月 日。

☒ 申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

☒ 有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1. 美國、2006.05.24、60/802,810

2. 美國、2006.12.13、60/874,665

3. 美國、2007.01.31、60/898,269

☐ 無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

☐ 主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

☐ 主張專利法第三十條生物材料：

☐ 須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

☐ 不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

五、中文發明摘要：

一種生命徵象測量裝置包含一感測器固定裝置、一光感測系統及一輸出單元。該感測器固定裝置係經調適以設置靠在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈。該光感測系統包含一光源、一光折射器及一光偵測器，所有該等裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動。該光感測系統係經相對於該感測器固定裝置所定位，藉以在當該感測器固定裝置被設置靠在該試驗體之解剖位置上時，能夠感測到對應於一動脈脈搏的移動。該光感測系統可自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮而導致該光偵測器所接收之光信號的變化，感測到一動脈脈搏。該輸出單元自該光感測系統接收一表示對應於一動脈脈搏之移動的輸入，並且利用該輸入產生一生命徵象的測量值。

六、英文發明摘要：

A vital sign measurement device includes a sensor fixation device, an optical sensing system, and an output unit. The sensor fixation device is adapted to be placed against an anatomical location of a subject, within which is an artery. The optical sensing system includes an optical source, an optical refractor, and an optical detector, all of which are held by the sensor fixation device and move with movement

of the sensor fixation device. The optical sensing system is positioned with respect to the sensor fixation device to sense movement corresponding to an arterial pulse when the sensor fixation device is placed against the anatomical location of the subject. The optical sensing system can sense anatomical pulse from the movement, bending or compression of at least one portion of the optical sensing system relative to other portions of the other portions of the optical sensing system resulting in a change in an optical signal received by the optical detector. The output unit receives, from the optical sensing system, an input indicative of movement corresponding to an arterial pulse and generates, using the input, a measure of the vital sign.

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (1) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

102 感測器固定裝置

104 光感測系統

106 輸出單元

108 電線

112 試驗體

114 顯示裝置

116 通管

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本專利申請案主張於 2006 年 5 月 24 日所申請之美國臨時專利申請案第 60/802,810 號、於 2006 年 12 月 13 日所申請之美國臨時專利申請案第 60/874,665 號，以及於 2007 年 1 月 31 日所申請之美國臨時專利申請案第 60/898,269 號的權益及優先權，茲以引用方式將上述該等申請案併入。

本發明是有關於偵測生命徵象，並且尤其是有關於一種生命徵象測量裝置。

【先前技術】

血壓是指循環血液對血管之管壁上所施張的力，並且構成許多主要生命徵象的其中一項。心臟收縮壓為動脈內的尖峰值，這是出現在心跳循環開始的附近處。心臟舒張壓為最低壓力，這是在心跳循環的放鬆階段。在整個心跳循環上的平均壓力是被報告為平均動脈壓。而脈搏壓則反映出在所測得之最大與最小壓力間的差值。

可按侵入方式(藉由穿透皮膚並血管內進行測量)或是非侵入方式測量血壓。前者通常限於醫院設置。比起侵入式方法，非侵入聽診及波測方法較為簡易且快速，並且具有較低複雜度，同時對病患而言感到較低不適性及較少痛楚。對於例行性檢查及監視，比較常運用的是非侵入式測量方法。

該聽診方法通常是利用一聽診器及一血壓計。將一可膨脹套圈繞於上臂，而位在與心臟大約相同的垂直高度處，並且以空氣作用連結於一水銀測壓計或氣壓計閥。水銀測壓計是測量一水銀縱柱的高度，提供一絕對套圈壓力的測量值而無需刻度校調，並因此不會受到刻度錯誤及漂移的影響，然這些確影響其他的壓力計閥。藉由擠壓一橡膠球而以手動方式將該套圈吹脹，一直到將肱動脈完整封閉為止。當在該肱動脈末梢上以聽診器傾聽於受壓套圈時，檢查者緩慢地釋放在該套圈內的壓力。當血液晶剛開始流入動脈時，該擾流產生一「嘶音」或擊聲(第一 Korotkoff 音)。在首次聽到此聲音處的壓力為收縮壓。進一步釋放套圈壓力，一直到在舒張血壓處聽不見聲音(第五 Korotkoff 音)為止。

波測方法有時是用於連續監視，而有時則是用以進行單一測量。其設備在功能上類似於聽診方法者，然並不仰賴於使用一聽診器及檢查者的聽覺。相反地，此偵測方法係一經空氣作用連接於該套圈之壓力感測器，並且註記在套圈壓力之內而與該動脈壓力波形同步的(相當微小)震盪。在該套圈壓力內的第一震盪不是出現在收縮壓處，而是在一顯著地高於該收縮壓的套圈壓力處。該套圈首先被吹脹至一超過該收縮壓的壓力。然後逐漸地降低該套圈壓力。可藉由利用一演算法，自出現在各種套圈壓力處的不同震盪振幅，計算出收縮壓及舒張壓的值。用以計算收縮壓及舒張壓的演算法通常是利用實驗所獲係數，目的在於

能夠將波測結果儘可能地良好匹配於藉由利用聽診方法所獲得的結果。

【發明內容】

在一些特點中，一種生命徵象測量裝置，其中含有一感測器固定裝置、一光感測系統及一輸出單元。該感測器固定裝置係經調適以設置靠在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈。該光感測系統包含一光源、一光折射器及一光偵測器，所有該等裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動。該光感測系統係經相對於該感測器固定裝置所定位，藉以在當該感測器固定裝置被設置靠在該試驗體之解剖位置上時，能夠感測到對應於一動脈脈搏的移動。該光感測系統可自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮而導致該光偵測器所接收之光信號的變化，感測到一動脈脈搏。該輸出單元自該光感測系統接收一表示對應於一動脈脈搏之移動的輸入，並且利用該輸入產生一生命徵象的測量值。

在一些實作裡，該感測器固定裝置可為一可膨脹套圈。在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含一壓力感測器，藉以偵測一經施加於該解剖位置的壓力。在一些實作裡，該輸出單元可自一壓力感測器接收經施加於該解剖位置之壓力的壓力輸入表示，並且利用來自該光感測系統的輸入及該壓力輸入以產生一生命徵象。

在一些實作裡，該試驗體的解剖位置可為一上臂，並且該感測器固定裝置可經組態設定而使得能夠定位該光感測系統，藉以感測因一肱動脈之脈搏所造成的移動。在一些實作裡，該試驗體的解剖位置可為一手腕，並且該感測器固定裝置可經組態設定而使得能夠定位該光感測系統，藉以感測因一橈動脈之脈搏所造成的移動。在一些實作裡，該試驗體之解剖位置可為一足踝，並且該感測器固定裝置可經組態設定而使得能夠定位該光感測系統，藉以感測因該足踝內一或更多動脈之脈搏所造成的移動。

在一些實作裡，該光折射器可為一可壓縮波導及/或彈性波導。在一些實作裡，該光折射器可為一散光器。

在一些實作裡，該光源及該光折射器可經組態設定以產生一斑紋樣式輸出。該光偵測器可經設置以偵測該斑紋樣式輸出之一部分，並且自此產生一表示在該斑紋樣式輸出受偵測部分內所收到之光能量的信號。在一些實作裡，該光感測器可包含一空間光封閉器元件，其可防止該光偵測器接收到該斑紋樣式輸出的部分。在一些實作裡，該光偵測器可具有一光能量接收部分，其具有一比起該斑紋樣式輸出而為較小的表面積。例如，該光能量接收部分的表面積可為小於一平均斑紋大小的 100 倍。

在一些實作裡，該光源可為一相干性光源(即如一雷射)。

在一些實作裡，該生命徵象可為一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈

搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

在一些實作裡，該輸出單元可利用一表示由該光偵測器所收到之光信號的信號以產生該生命徵象的測量值。

在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含顯示器，藉以描繪由該輸出單元所產生的生命徵象測量值。在一些實作裡，該生命徵象測量裝置包含一警示系統，藉此在當一由該輸出單元所產生之生命徵象測量值符合一預設關鍵標準時產生一人類可感知信號。

在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含一彈簧，其係經接附於該光感測系統之至少一部分，藉以反抗一來自該動脈脈搏的力，並且在該動脈脈搏之後將該光感測系統送返至一初始狀態。

在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含一壓力傳授裝置，其係經調適以設置靠在一試驗體之第二解剖位置上，此位置係鄰近於該感測器固定裝置的解剖位置，以供由該光感測系統在一位於該壓力傳授裝置之末梢並與其分離的位置處進行動脈脈搏偵測。

在一些實作裡，該光感測系統及該輸出單元可經調適以自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，而這可造成該光偵測器所收到之光信號的變化，感測出動脈脈搏的脈搏振幅。在一些實作裡，該光感測系統可經組態設定以偵測代表一系列動脈脈搏的光信號，並且該輸出單元可經調適以決定各個動脈脈搏的脈搏波形。

在一些實作裡，一種測量一試驗體之生命徵象的方法包含將一感測器固定裝置設置靠在一試驗體之解剖位置上，其內係一動脈、感測對應於一動脈脈搏的移動，以及產生該生命徵象的測量值。該感測器固定裝置固持一光感測系統，此系統包含一光源、一光折射器及一光偵測器，所有該等裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動。一動脈脈搏造成該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，而這可導致該光偵測器所接收之光信號的變化。利用一表示在該光偵測器所收光能量量值上之變化的輸入，藉以產生生命徵象。

在一些實作裡，該方法可包含藉該感測器固定裝置將一壓力施加於該試驗體的解剖位置。例如，該方法可包含在一時段上減少藉該感測器固定裝置所施加於該解剖位置的壓力，並且從該光偵測器所收到之光信號在該時段上的變化，決定動脈脈搏在該時段過程中的一系列脈搏特徵。而所產生的生命徵象測量值可依據在該時段過程之中的一系列脈搏特徵。

在一些實作裡，該方法可包含獲得一所測得血壓測量值、一初始脈搏特徵及一後續脈搏特徵，並且依據該等所測得血壓測量值、初始脈搏特徵及後續脈搏特徵產生一生命徵象。可在一初始時間獲得該初始脈搏特徵，並且可利用一表示自該光感測系統所感測之移動的輸入而在一後續時間獲得該後續脈搏特徵。可在一較靠近該初始時間而較

遠離於該後續時間之測量時間獲得所測得的血壓測量值。

在一些實作裡，該光源及該光折射器係經組態設定以產生一斑紋樣式輸出，其可回應於該光源及該光折射器的相對移動而改變。

在一些實作裡，該生命徵象可為一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

在一些實作裡，產生該生命徵象的測量值可包含自該光偵測器所收到之光能量的量值變化決定一脈搏振幅。

在一些特點中，一生命徵象測量裝置含有一感測器固定裝置、一光感測系統及一輸出單元。該感測器固定裝置係經調適以設置在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈。該光感測系統包含一光源裝置及一光偵測器，兩者裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動。該光源裝置係經組態設定以產生一斑紋樣式，並且該光感測系統係經定位以偵測該斑紋樣式輸出之至少一部分，並自此產生該斑紋樣式輸出的所偵測部分。該光感測系統可自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮而導致在該斑紋樣式輸出之所偵測部分內所接收的光信號內之變化，感測到一動脈脈搏。該輸出單元利用一表示在該斑紋樣式所偵測部分內收到之光信號的信號，產生一生命徵象的測量值。

在一些實作裡，該感測器固定裝置可為一可膨脹套圈。

在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含壓力感測器，以偵測一經施加於該解剖位置的壓力。在一些實作裡，該輸出單元可自一壓力感測器接收一表示該經施加於該解剖位置之壓力的壓力輸入，並且利用來自該光感測系統之輸入以及該壓力輸入產生一生命徵象。

在一些實作裡，該試驗體的解剖位置係一上臂，並且該感測器固定裝置係經組態設定而可將該光感測系統定位，藉以感測因一肱動脈之脈搏而產生的移動。

在一些實作裡，該光源裝置可包含一光源及一散光器，此散光器可將一由該光源所產生之光信號予以擴散柔化，俾產生該斑紋樣式輸出。例如，該散光器可含有聚甲醛、一白色氟聚合物、一聚酰胺或該等之組合。在一些實作裡，該光信號可行進經過該散光器之內一具有 0.2 mm 到 1.0 mm 厚度的部分。

在一些實作裡，該光源裝置可包含一光源及一映鏡，此映鏡具有一表面不完美性，可將一由該光源產生的光信號加以折射而藉此產生該斑紋樣式。

在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含一空間光封閉器，其係經調適以防止該光偵測器接收到該斑紋樣式輸出的部分。例如該空間光封閉器可為一阻擋結構，而於其內經構成有一光孔徑。

在一些實作裡，該光偵測器可具有一光能量接收部分，具有一比起該斑紋樣式輸出之區域為較小的表面區域。例如該斑紋樣式的所偵測部分可為小於該斑紋樣式之平均斑

紋區域的 100 倍。在一些實作裡，該斑紋樣式的所偵測部分可為該斑紋樣式輸出之平均斑紋區域的 1 到 25 倍之間。

在一些實作裡，光源包含一相干性光源。

在一些實作裡，該光偵測器可包含複數個光偵測區域，各個光偵測區域係經調適以從來自於該斑紋樣式輸出之複數個所偵測區域的斑紋樣式接收光能量。在一些實作裡，該光偵測器可為一 CCD 或 CMOS 偵測器。

在一些實作裡，該生命徵象可為一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含一彈簧，其係經接附於該光感測系統之至少一部分，藉以反抗一來自該動脈脈搏的力，並且在該動脈脈搏之後將該光感測系統送返至一初始狀態。在一些實作裡，該生命徵象測量裝置可包含一感測器平板，其是由該感測器固定裝置所固持而鄰近於該解剖位置處。該感測器平板的調變可導致該光源之部分的相對移動、壓縮或彎折，而產生該斑紋樣式輸出的調變。

在一些實作裡，該光感測系統係經調適以自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，而這可造成在該斑紋樣式輸出之所偵測部分內的一系列變化，感測該動脈脈搏的脈搏振幅。在一些實作裡，該光感測系統可經組態設定以偵測表示一系列動脈脈搏的光信號，並且該輸出單元可經調適以決定該系

列之動脈脈搏各者的脈搏波形。

在一些特點裡，一種測量在一試驗體內之一生命徵象的方法可包含將一感測器固定裝置設置靠在一試驗體之解剖位置上；利用一由該感測器固定裝置所固持的光源裝置產生一斑紋樣式；利用一由該感測器固定裝置所固持的光偵測器偵測該斑紋樣式輸出之一部分，並且自此產生一表示在該斑紋樣式所偵測部分處收到之光能量的信號，該斑紋樣式之所偵測部分係回應於一動脈脈搏而改變；以及利用表示在該斑紋樣式所偵測部分處收到之光能量的所產生信號，產生該生命徵象的測量值。

在一些實作裡，該生命徵象可為一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性的至少一者。

在一些實作裡，該生命徵象偵測作業可為偵測在一動脈脈搏過程中由該光偵測器收到之光能量內的數個震盪。在一些實作裡，利用表示該所感測移動之輸入的生命徵象測量作業包含採取表示該所感測移動之輸入的時間導數。

在一些特點裡，一生命徵象測量裝置包含一感測器固定裝置、一光感測系統及一輸出單元。該感測器固定裝置係經調適以設置在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈。該光感測系統包含一光源、一散光及一光偵測器。該等光源、散光及光偵測器其中至少一者是由該感測器固定裝置所固持，並經調適以回應於一動脈脈搏而相對於該光感測系統之其他元件其中至少一者移動。該光源及該散光

器係經組態設定以產生一斑紋樣式。該光偵測係經定位以偵測該斑紋樣式輸出之一部分，並且自此產生一表示在該斑紋樣式所偵測部分內收到之光能量的信號。該輸出單元利用表示在該斑紋樣式輸出所偵測部分內收到之光能量的所產生信號，產生該生命徵象的測量值。

圖式及後文說明係陳述本發明之一或更多具體實施例的細節。將可藉由該等說明、圖式及申請專利範圍清楚地瞭解本發明之其他特性、目的與優點。

【實施方式】

即如圖 1 所示，一生命徵象測量裝置可包含一感測器固定裝置 102、一光感測系統 104 及一輸出單元 106。一來自該光感測系統 104 之輸出可用來決定一生命徵象的測量值。可將該感測器固定裝置 102 設置靠在一試驗體 112 之解剖位置上，在其內為一動脈 118。在當將該感測器固定裝置 102 設置在該試驗體 112 之解剖位置上時，該光感測系統 104 可經定位以感測對應於一動脈脈搏的移動。該光感測系統 104 可含有一光源 202、一光折射器 212、214 或 216，以及一光偵測器 240，所有該等皆由該感測器固定裝置 102 所固持，並且隨著該感測器固定裝置 102 而移動。一輸出單元 106 可接收來自該光感測系統 104 的輸入，其表示對應於一動脈脈搏的移動，並可產生一生命徵象的測量值。該光感測系統 104 可自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，

這會造成該光偵測器所收到之光信號的變化，而感測到一動脈脈搏。

例如，一生命徵象可包含一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及/或一動脈順符性。在一些實作裡，可自動脈脈搏計時、動脈脈搏之振幅及/或規模，或者自動脈脈搏波形，決定該等生命徵象。在一些實作裡，可從單獨自該光感測系統 104 所接收之輸出，或是連同於其他資料(即如關於在一充氣套圈內之壓力的資料)，決定該等生命徵象。例如，在一些實作裡，可單獨從接收自該光感測系統 104 之輸出決定心跳率。

感測器固定裝置

該感測器固定裝置 102 可為任何結構，其係經調適以將一光感測系統 104 或其一部分固持並定位在鄰近於一試驗體 112 之解剖位置，使得該光感測系統 104 能夠偵測一動脈脈搏。該感測器固定裝置 102 可固持該光感測系統 104 鄰近於一試驗體 112 之一解剖位置，而按一預設感測器固定壓力或按一可調整感測器固定壓力。例如，該感測器固定裝置 102 可為一黏著條帶或一套圈(即如一彈性套圈或一可膨脹套圈)。在一些實作裡，該感測器固定裝置 102 可為一具有一可膨脹空氣袋 122 的可膨脹套圈 120。該空氣袋 122 可為透過一通管 116 而經空氣作用連結於一幫浦 124。在一些實作裡，該感測器固定裝置 102 可施加一壓力於一

試驗體 112 之解剖位置。例如，可(即如藉由一幫浦 124)吹脹並釋洩(即如透過一氣閥 126)一可氣脹套圈，藉以調整經施加於一試驗體 112 之一部分的壓力。在一些實作裡，該裝置可含有一壓力傳授裝置(即如一可膨脹套圈)，其係經調適以設置在該感測器固定裝置 102 之設置所在的鄰近處，而可供以固持該光感測系統 104。

可將該感測器固定裝置 102 施用於一試驗體之本體的任何部分處。在一些實作裡，該感測器固定裝置 102 的大小係經調整且排置以供設置在一試驗體之本體的解剖位置處，而鄰近於該試驗體之一預設動脈 118。即如圖 2A、2B 及 2C 所示，可將該感測器固定裝置 102 設置在一上臂(高於一試驗體的手肘)，因此該光感測系統 104 可感測到對應於在該肱動脈 118 內之一動脈脈搏的移動。該感測器固定裝置 102 亦可經調適以設置在手腕上，因此該光感測系統 104 可感測到對應於在該橈動脈內之一動脈脈搏的移動。該感測器固定裝置 102 亦可經設置在腿部(即如該足踝，以偵測一動脈內的脈搏)、頸部或是身體任何其他可偵測的動脈脈搏的部份上。

即如圖 2A、2B 及 2C 所示，可將該光感測系統 104 設置在鄰近於該感測器固定裝置 102 的中點處(即如圖 2A 中所示)，位於該感測器固定裝置 102 中點處(即如圖 2B 及 2C 中所示)，或者是該感測器固定裝置 102 之中點的末梢處。該光感測系統 104 在該感測器固定裝置 102 內的設置方式會影響到所獲得的資料。在一些實作裡，一經施加於一位

在一解剖位置表面下方處之動脈的壓力可為非均勻性。例如，一身體安置裝置 102 雖可施加一均勻壓力，然經由多個組織層所傳導之壓力可能會在一位於該表面下方某一距離處的動脈上產生非均勻壓力。在一些實作裡，由一可膨脹套圈施加於一位在皮膚下方某一距離之動脈的壓力可在套圈中線處為最大，而在套圈邊緣處則較小。該光感測系統 104 相對於該感測器固定裝置 102 的位置可為固定，藉此將對該動脈脈搏之選定特性的敏感度最佳化。在一些實作裡，該光感測系統 104 可位在該套圈的中線處，使得在當該套圈壓力超過收縮壓時，該者不會對位在該套圈之鄰近部份下方的動脈節段之脈動性放大產生回應，藉此在當打開該動脈節段之中段時，可供以精確地決定該收縮壓。

在其他的實作裡，該光感測系統 104 可為位在靠近該套圈的末梢邊緣處，使得其為特定地回應於在該位置處的脈搏性動脈維度變化。從而，可識別出在一末梢位置處位於舒張壓之動脈脈搏波形的唯一性特性，並且可偵測到在更末梢動脈之內的動脈順符性效應。當該套圈壓力低於收縮壓時，在心臟收縮過程中出現在該套圈中線處，以及對中線之末梢，的皮膚朝外彎撓。而在超過該收縮壓的套圈壓力處，動脈震盪是如前述般受限於該套圈的鄰近區域。在一些實作裡，該光感測系統 104 可為位在一分離於一壓力傳授裝置之身體固定裝置 102 上，其係經調適以經設置在一試驗體之第二解剖位置上，而鄰近於該感測器固定裝置 102 的解剖位置，以供由該光感測系統在一末端於，且

分離於，該壓力傳授裝置之位置處進行動脈脈搏偵測。例如，該壓力傳授裝置可為一可膨脹套圈。在一些實作裡，該壓力傳授裝置及該感測器固定裝置 102 兩者皆可為可膨脹套圈。

圖 2A 描繪一感測器固定裝置 102，其在臂部上傳授一超過該肱動脈之動脈收縮壓的壓力，而足可於心臟收縮時在該感測器固定裝置 102 之前緣邊緣的下方獲致一最小動脈開放。因為在一動脈脈搏之過程中於該前緣邊緣處的動脈擴張之故，從而該感測器固定裝置 102 上所經傳授的壓力量將會略具脈動性。在該光感測系統 104 的位置並不會出現動脈開放，因此該光感測系統 104 不會產生一脈動性信號。然而，相較於若是將該光感測系統 104 設置在該感測器固定裝置 102 的中點處，假使是將該光感測系統 104 設置在一鄰近於該感測器固定裝置 102 之中點的位置處，則會在較高壓力處出現脈動性信號。

圖 2B 描繪一感測器固定裝置 102，其傳授一略為超過動脈收縮壓之壓力，使得在收縮時該動脈開放 118 會延伸接近於該感測器固定裝置 102 的中點。在一動脈脈搏壓力過程中於該感測器固定裝置 102 上所傳授之壓力內的震盪會遠大於圖 2A 中的情況，因為位在該感測器固定裝置之內幾乎一半的節段上出現動脈擴張。然而，在該感測器固定裝置 102 中點處並未出現動脈開放，因此該光感測系統 104 不會產生脈動性信號。

圖 2C 描繪一傳授一低於該動脈收縮壓之壓力，使得

整個動脈節段 118 在心臟收縮時會瞬時性地開放的感測器固定裝置 102。在一動脈脈搏過程中於該感測器固定裝置 102 上所傳授壓力內的震盪將會甚至大於振幅。在該光感測系統下方位置處的動脈開放會令該光感測系統註記一脈動性信號。

圖 3 描繪一感測器固定裝置 102 的實作。該感測器固定裝置可為一可膨脹套圈 120，其具有一可膨脹空氣袋 122。該可膨脹套圈 120 可經調適以裹繞於一試驗體之上臂處，藉此讓該光感測系統 104 能夠自肱動脈偵測出動脈脈搏。可將該光感測系統 104 的元件封裝於一位在該套圈 120 之中點 134 處的光感測器外殼 200 內。該套圈 120 可包含鉤圈繫合器 132 (即如 Velcro®)或其他繫合裝置，其可用以將該套圈 120 固定而環繞於一試驗體的肢體。該套圈 120 可經裹繞於一試驗體的肢體，並且充氣膨脹該空氣袋 122 以將一壓力傳授於該肢體上。該空氣袋 122 可藉由一通管 116 而連接於一幫浦 124。該空氣袋 122 亦可經接附於一氣閥 126，其可控制該空氣袋 122 的釋洩動作。可藉由一壓力傳導器 128 來測量該空氣袋 122 內的壓力。該壓力傳導器 128 可如圖示般位在該空氣袋內，或者可經(即如透過該通管 116)空氣作用連接於該空氣袋 122。

圖 4 的上部描繪當由該感測器固定裝置 102 所傳授之壓力自一超過一主體者之收縮壓的壓力降低至一低於該主體者之舒張壓的壓力時，在一感測器固定裝置 102 中所感測到由該系列之動脈脈搏所傳授的壓力脈搏。圖 4 底部則

描繪，當由一感測器固定裝置 102 所傳授之壓力自一超過一主體者之收縮壓的壓力降低至一低於該主體者之舒張壓的壓力時，在該感測器固定裝置 102 之中點處自該光感測系統 104 所決定的脈搏。即如圖示，直到該所傳授壓力位在或低於收縮壓力，該光感測系統 104 方才偵測到脈搏。在一些實作裡，這可供精確地決定收縮壓。

輸出單元

可透過電線 108 將自該光感測系統 104 所偵得的移動傳送至一顯示裝置 114。在一些實作裡，即如圖 3 中所示，該等電線 108 可將一壓力傳導器 128 連接至一顯示裝置 114。一輸出單元 106(圖 3 中未予顯示)可為該顯示裝置 114 的一部份、可位在該光感測器外殼 200 內、可為該套圈組裝之另一部分，或者可位在遠端處並透過無線傳輸以與該光感測系統 104 相通訊。在一些實作裡，該輸出單元 106 可透過無線傳輸傳送生命徵象測量值。在一些實作裡，該光感測系統 104 可將有關於一光偵測器之所收光量的資料透過無線傳輸而傳送至一輸出單元 106。該輸出單元 106 可包含一處理器，藉此由來自於該光感測系統 104 的信號，並連同或無需其他資料，決定該生命徵象。在一些實作裡，即如圖 1 所示，該輸出單元可包含一顯示器以描繪該生命徵象。在一些實作裡，該輸出單元可包含一警示系統，藉此在當一由該輸出單元所產生之生命徵象測量值符合一預設關鍵標準時產生一人類可感知信號。例如，該輸出單元

可經調適以產生一視覺或聽覺警示，以告知使用者一所偵得生命徵象位在一預設範圍之外。該輸出單元 106 可執行多項資料處理步驟、計算作業或估計功能，後文裡將對部份項目進行討論。

光感測系統

該光感測系統 104 可包含一光源 202、一光折射器 212、214 或 216 以及一光偵測器 240，所有該等皆由該感測器固定裝置 102 所固持，並且隨著該感測器固定裝置 102 的動作而移動。在一些實作裡，該光感測系統 104 可作為一監視感測系統(即如一移動感測系統，其係經調適以偵測與一動脈脈搏相關的部分移動)。而當將該感測器固定裝置設置在該主體者的解剖位置上時，該光感測系統 104 可偵測對應於一動脈脈搏的動作。即如圖 5A、5B、5C、6A、6B 及 6C 中所示，可將一光感測系統 104 納入在該光感測器外殼 200 之內。

在一些實作裡，該光感測系統 104 可包含一光源 202，其係經光學耦接於一光折射器 212、214 或 216 內。該光源 202 可為相干性光源，例如一雷射。在一些實作裡，可利用一 LED 作為該光源 202。

在一些實作裡，該光折射器可為一光波導 212、一散光器 214、一具有表面不完美性之映鏡 216 或是另一折射材料。該等光折射器 212、214 或 216 的移動、彎折或壓縮可改變行進經過該光波導 212、經過該散光器 214 或折

射離出該映鏡 216 之光波 218 所採行的路徑，從而造成該光偵測器 240 或 242 所收到之光能量(即如光線)的量值改變。同樣地，該光源 202 或者該光偵測器 240 或 242 的移動可造成該光偵測器 240 或 242 所收到之光能量(即如光線)量值的變化。藉由監視所收光能量之量值上的變化，即可將一動脈脈搏特徵化而用以決定一生命徵象。例如，可決定該脈搏的振幅，或者可決定該脈搏的波形形狀。

在一些實作裡，該光偵測器 240 或 242 可為一 PIN 二極體光偵測器、一 CCD (電荷耦接裝置)偵測器或是一 CMOS (互補性氧化金屬半導體)偵測器。在一些實作裡，該光感測系統 104 可含有一或更多個光偵測器 240 或 242。例如，在一些實作裡，一系列的光偵測器各者可接收由該光折射器 212、214 或 216 所折射的光能量。在一些實作裡，一光偵測器 242 可含有複數個光偵測區域。例如該等 CCD 及 CMOS 偵測器可經組態設定以偵測由複數個離散偵測區域所收到的光能量量值，或可經組態設定以輸出一表示由該 CCD 及 CMOS 偵測器所收到之光能量的總量之信號。

在一些實作裡，像是如後所討論者，該光源 202 及該光折射器 212、214 或 216 係經配置以產生一斑紋樣式。在一些實作裡，一可壓縮或彈性光波導的壓縮及/或彎折可造成在離開該光波導之光線總量的變化，或是在斑紋樣式上的變化。

圖 5A、5B、5C、6A、6B 及 6C 顯示光感測器外殼微型化的範例，可將該等設置在一試驗體之皮膚上，藉以感

測動脈脈搏。該光感測器外殼 200 即如圖示包含一感測器平板 232；一經接附於該感測器平板 232 之彈簧 234；一光源 202；一光折射器 212、214 或 216；一光偵測器 240 或 242；以及一來自該光偵測器 240 的接線 108。在一些實作裡，該光感測器外殼 200 亦可包含額外構件，像是一空間感測器封閉器 222（即如一針孔孔徑），其位於該光折射器 212、214 或 216 與該光偵測器 240 或 242 之間，即如圖 5C 中所描繪者。在一些實作裡，該光感測器外殼 200 可具有一於 0.7 與 1.3 英吋之間（即如約 1 英吋）的寬度，一於 1.5 與 2.2 英吋之間（即如約 1.7 英吋）的長度，以及一於 0.3 與 0.9 英吋之間（即如約 0.6 英吋）的厚度。

即如圖 5A、5B、5C、6A、6B 及 6C 中所顯示者，可將一經調適以設置靠在一試驗體之解剖位置上的感測器平板 232 接附於一彈簧 234。該感測器平板 232 當在一鬆弛狀態下時可延伸出該光感測器外殼 200。例如，該感測器平板 232 可延伸出該光感測器外殼 200 至少 0.1 英吋（即如在 0.1 與 0.3 英吋之間）。即如圖示，該感測器平板 232 自該光感測器外殼 200 延伸出 0.161 英吋。該感測器平板 232 可具有任意形狀。該感測器平板 232 可具有一至少 0.3 英吋的直徑，例如於 0.3 與 0.8 英吋之間（即如約 0.6 英吋）。在一些實作裡，例如圖 6C 中所示者，該感測器平板 232 可藉由一絞鏈 236 而經接附於該彈簧 234，而供該感測器平板 232 往返移動。在一些實作裡，即如圖 6C 所示，該感測器平板 232 可具有一傾斜上部表面。

可接附，或另予設置，該感測器平板 232 藉以造成該光源 202、該光折射器 212、214 或 216、任何空間光封閉器 222，若確有使用、該光偵測器 240 或是該等之組合的相對移動。即如圖 6C 所示，該感測器平板 232 可包含一壓按部分 238，其係經調適以造成一光波導 212 的彎折、壓縮或移動。在一些實作裡，即如圖 5C 所示，可將該彈簧 234 接附於一光源 202，而使得該彈簧 234 的調變會產生該光源 202 的移動，而同時該光折射器 214 則維持靜止。該彈簧 234 可具有一至少 6 英吋的長度，例如於 0.6 英吋與 1.8 英吋之間(即如 1.1 英吋)。而各種其他組態可用以調變該彈簧 234，藉此獲致該光源 202 與該光折射器 212、214 或 216 的相對移動。

該感測器平板 232 亦可經設置在一切斷部 252 內。於該切斷部 252 與該感測器平板 232 之間的間隔可影響到因動脈脈搏而由該光感測器外殼 200 所提供的感測器平板 232 移動量。該切斷部 252 與該感測器平板 232 之間的間隔可約為 0.1 英吋。

線路 108 可如前述般將資料自該光偵測器 240 或 242 傳送至一輸出單元 106。在一些實作裡，該輸出單元可經納入在該光感測器外殼 200 內，並且該等接線 108 可將生命徵象資料傳送至該外殼 200 之外部的裝置。在一些實作裡(未以圖示)，該光感測系統 104 可藉由無線傳輸而自一外殼 200 傳送資料。

斑紋樣式

圖 7A、7B、8A 及 8B 描繪斑紋樣式調變的基本原理。一光源 202 可經選擇性地耦接於一光折射器 212、214 或 216，使得光波 218 自該光源 202 行進至該光折射器 212、214 或 216。該光源 202 可提供相干性光線。可利用像是一雷射之光源 202 以照射該光折射器 212、214 或 216，藉此產生一「斑紋樣式」260，而如此稱呼的原因為在遠域照射下會出現斑紋 262 的光效應。例如，該光折射器可為一光波導 212、一散光器 214、一具表面不完美性之映鏡 216 (即如圖 9C 及 10C 中所示)，或另一能夠構成一斑紋樣式 260 的折射材料。該折射性可造成所傳光波 218 之內的空間變異性，這在一光亮背景下會出現如暗黑範圍。這些暗黑範圍，或斑紋 262，可具有由該光折射器 212、214 或 216 之折射特徵所決定的特徵形狀或大小，然屬隨機性質。照射該光折射器 212、214 或 216 的光波 218 (圖中僅說明其中少數者)可建構性地干涉以構成具一系列斑紋 262 的斑紋樣式 260。該光折射器 212、214 或 216 相對於該光源 202 的相對移動、彎折或壓縮可改變行進經過該光折射器 212 或 210 或是折射離於該折射器 310 之光波 218 所採取的路徑，從而造成該斑紋樣式 260 產生變化。例如，當一光折射器 212、214 或 216 相對於該光源 202 而移動時，該斑紋樣式 260 可看似閃爍或，在一些情況下，可看似旋轉。行進經過該光折射器 212 或 210 或是折射離於該映鏡 216 的總光線雖可維持為相當地固定，然藉由監視該斑紋樣式之一選

定偵測部分，即如 264，確可觀察到在該斑紋樣式 260 之偵測部分 264 內的光能量(即如光線)量值變化。藉由監視在該偵測部分，即如 264，之內的光線量值變化，即可決定出相對移動、彎折或壓縮的量值及/或速度。

可藉由限界可供由該光偵測器 240 或 242 接收之所構成斑紋樣式 260 的部分來限制該偵測部分，即如 264。可按多種方式達到限界由一光偵測器 240 所接收之斑紋樣式 260 的部分。例如，即如圖 9A、9B 及 9C 所示，可將一空間光封閉器 222，像是一具有經構成於其內之光孔徑(即如一針孔孔徑)的阻擋結構，設置在該光折射器 212、214 或 216 與一光偵測器 240 之間。在一些實作裡，可藉由利用一具有相較於所產生斑紋樣式 260 面積為小之光能量接收面積的光偵測器 240，以限界該斑紋樣式 260 的偵測部分 264。可將該光偵測器 240 或 242，以及所使用的任何中介空間光封閉器 222，設置在鄰近於該光折射器 212 或 214 處，藉以確保該光偵測器 240 或 242 僅接收來自一預設偵測部分，即如 264，內之斑紋的光線。而當利用一具有表面不完美性之映鏡 216 作為該光折射器時，該光偵測器 240 與所使用之任何中介空間光封閉器的間隔將決定該所偵測部分 264 以及所產生斑紋樣式 260 的大小。

該光源 202 可為一相干性光源，例如一雷射。

該光折射器可為一波導 212、一散光器 214 或一具有非完美表面的映鏡 216，或另一能夠構成一斑紋樣式 260 的折射材料。在一些實作裡，一裝置可利用一多個及/或不

同光學構件之組合。例如，可利用一光波導 212 以將光波 218 導引至一散光器 214。

一光波導 212 可為一光纖，或是任何可藉由內反射或折射傳送光波的液體、膠劑或固體。在一些實作裡，該光波導 212 可藉由提供幾乎全部的內折射以傳送幾乎 100% 的光線。例如，一光波導 212 可包含一具有相當高折射指數(n_h)的光材料，而週圍則環繞以一具有較低折射指數(n_l)的光材料。在此光波導 212 裡，僅在當該光波按一小於關鍵角(θ_c)的角度抵達這兩種材料之間的介面時才會漏失光線。可藉由下式計算該關鍵角(θ_c)。

$$\theta_c = \arcsin(n_l/n_h)$$

在一些實作裡，該具有較低折射指數之環繞材料可為空氣。在一些實作裡，波導亦可為按一空管而具有一高度折射內部表面的形式。該等內部表面可為經拋光金屬。

在一些實作裡，像是圖 7A 及 7B 中所示者，一光波導 212 在該光波導 212 之核芯內產生光波 218 的內反射。當將該光波導 212 移動或是彎折時，各個光波 115 的路徑即改變，導致所獲斑紋樣式的變化。在一些實作裡，該光波導 212 可為一彈性波導。在一些實作裡，該光波導 212 可為一可壓縮波導。

一散光器 214 可為任何含有按某種方式將光線擴散、展開或散射之折射材料的裝置，此材料可為像是任何半透

明液體、膠劑或固體；氣載粒子；及/或皮膚或其他組織。例如，一散光器 214 可包含聚甲醛(POM) (即如 Delrin®縮甲醛樹脂)、白氟聚合物(即如 Teflon®氟聚合物)、聚酰胺(PA) (Nylon®)，或是地性或灰化玻璃。在一些實作裡，該散光器材料在雷射波長處可具有低度的光吸收性，並且具有可在一簡短路徑長度上產生足夠光散射的折射性質，藉以確保在一面對該雷射之表面上產生一斑紋樣式，而具適當的斑紋大小與均勻性。例如，該散光器可包含一聚甲醛(Delrin®縮甲醛樹脂)片段，其具有一 0.2 mm 及 1 mm 之間(即如 0.4 及 0.6 mm 之間)的厚度，使得該光強度在離出側處不致於過度地消散，然足夠地厚以進行為產生該斑紋樣式 260 所需的必要光散射處理。

在一些實作裡，像是圖 8A 及 8B 所示者，一散光器 214 令該散光器 214 本體之內的光波產生折射。可藉由令該散光器 214 內之折射指數改變以產生該散光器內的光波折射，而這會造成隨機的光子散射。當該散光器 214 移動時，在該散光器裡產生光波折射的區域也會移動，造成光波 218 在該散光器 214 內會按不同方式所折射，導致所獲斑紋樣式 260 的變化。

在一些實作裡，像是圖 9C 及 10C 所示者，該光學構件亦可為一具有表面不完美性的映鏡 216。在該映鏡內的不完美性可讓撞擊到該表面的光波按不同角度反射。離出該具有不完美性之映鏡 216 的光線反射亦可獲致一光樣式 260。該映鏡 216 相對於該光源 202 的相對移動可類似地

造成對該光樣式 260 的變化。

在一些實作裡，可對個別斑紋 262 的特徵大小及數量加以控制。例如，可藉由一具有對於所欲斑紋 125 特性之最佳直徑及折射特徵的光波導 212 來控制個別斑紋 262 的特徵大小及數量。圖 11A 及 11B 中所述者為來自一雷射 202 之斑紋樣式 260，而該雷射的光束穿過不同光纖。在圖 11A 中顯示出一具有相對少數而較為龐大之斑紋 262 的斑紋樣式，其是由一具有一微小直徑與微小折射指數梯度的光波導 212 所構成。相對地，圖 11B 中所顯示具有相對眾多、微小斑紋 262 的斑紋樣式 260 是藉由一可供更多光干涉的光波導 212 所構成，原因在於其較大直徑及較大折射指數梯度，從而獲致具有相對眾多、微小斑紋 262 的斑紋樣式 260。

類似地，圖 11C 係一由穿過一散光器 214 之相干光線所構成的斑紋樣式 260 放大圖式。在該圖右上側處之橫棒表示放大的大小。

在一些實作裡，一斑紋樣式 260 之取樣部分的平均斑紋大小可為至少 10 微米(例如在 25 與 100 微米之間)。

可藉由適當地調整該偵測部分 264 的大小，並且固定該光折射器 212、214 或 216、該光偵測器 240 及任何干預性空間光封閉器 222，若確使用，的分離性，以將該光源及該光折射器 212、214 或 216 對於相對移動、彎折或壓縮的敏感度最佳化。可關連於該平均斑紋大小來調整該偵測部分 264 的大小，藉此將該光偵測器 240 之電子輸出內

的波動振幅，其對應於該斑紋樣式 260 的調變，予以最佳化，而該調變是由該光折射器 212、214 或 216、該光源 202 或者該光偵測器 240 或 242 的相對移動、彎折或壓縮所造成。例如，藉由調整一空間光封閉器 222 之孔徑大小以僅收集微少數量的斑紋，像是少於該斑紋樣式 260 面積的百分之一，並且對於具有時變性的光偵測器輸出運用適當的信號處理，即可測量該脈搏信號的時間導數以供計算出一生命徵象。在一些實作裡，該光偵測器 240 的光能量接收部分亦可具有一比起該所產生之斑紋樣式 260 區域為較小的區域。

在一些實作裡，該斑紋樣式 260 的偵測部分 264 可為小於平均斑紋大小的 100 倍，例如該平均斑紋大小的 1 到 25 倍。在一些實作裡，該光偵測器 240 可接收達平均 50 個斑紋，例如在 1 到 5 個斑紋。例如可利用一具有一 125 微米直徑的針孔孔徑以限界由該光偵測器 240 或 242 所接收之斑紋樣式 260 偵測部分 264。

解析方法

一光感測系統 104 的光偵測器 240 或 242 可產生一表示該所收光線之量值的電信號 420。該電信號 420 可為時間的函數。該電子光偵測器信號 420 係經分析以決定該斑紋樣式 260 的調變率。例如，圖 12 描繪一種可能的電信號 420，此信號表示該光偵測器 240 或 242 所收到之光能量量值的調變。即如圖 12 中所示，該光偵測器 240 所收

到之光線量值可出現震盪。該光偵測器 240 或 242 所收到之光能量的震盪頻率通常可被瞭解為，其中在由該光偵測器 240 或 242 所接收之預定偵測部分(如 264)內的數個斑紋亮區裡，出現一特徵變化之時間量的倒數。一出現在數個斑紋亮區內的特徵變化可概經比例調整，藉以表示該光源及該光折射器的特徵相對移動、彎折或壓縮。而藉由監視該光偵測器 240 所收之光線量值的震盪率，即可決定一動脈脈搏的振幅及/或規模。

在一些實作裡，該光偵測器 240 所收光線之平均量值可回應於該光源相對於該光折射器 212、214 或 216 之定位而在時間上改變，並且該光偵測器 240 所收光線之量值可因該光源及該光折射器的相對移動而在該所收光線之平均量值附近震盪。

在一些實作裡，可自所收信號中濾除此一在所收光線量值內的低頻率變異性。在一些實作裡，亦可濾除高頻率「雜訊」。在一些實作裡，可在從資料決定一生命徵象之前，先從來自該光偵測器 240 或 242 之信號裡濾除由一光偵測器所收之光線量值的高及/或低頻率變異性。在一些實作裡，可由一光波形前濾波器 432 來執行該信號過濾處理。

該輸出單元 106 可決定各個動脈脈搏之振幅及/或規模，藉此決定一或更多個生命徵象。在一些實作裡，可決定對於一系列之動脈脈搏的振幅及/或規模，藉以決定一或更多個生命徵象。例如，自該光偵測器 240 所收之光線量值的震盪決定一動脈脈搏的振幅及/或規模，可將一微分電

路施用於一光偵測器 240 輸出，藉以產生一正比於其時間導數 dE/dt 的信號。此時間導數信號可與該光偵測器電信號的頻率內容成比例地增加，而其則是正比於該斑紋樣式的調變率。各個動脈脈搏(對應於一心跳循環)可例如自特徵上展現為一壓力增加，隨後是壓力減少，接著則是一在次一脈搏開始之前的寂靜時段。該壓力增加可造成該光源 202 移動或是該光折射器 212、214 或 216 移動、彎折或壓縮並使得該斑紋樣式 260 調變，而該調變率將會在該脈搏的開始處增加，並於最大脈搏壓力之刻(亦即在此時該脈搏波形停止上升，並且將要開始下降)減少至零。當該壓力減少時會開始該波導的相反移動，而再度地調變該斑紋樣式，使得在最大脈搏壓力之後其調變率增加，並且當該動脈脈搏結束時降低至零。圖 12 描繪一由一動脈脈搏所產生之光偵測器電信號的範例。因此該信號 dE/dt 將從零開始，然後增加至一最大值，接著減少至零，然後再度地增加，並且最終減少至零，所有這些皆於一個動脈脈搏的過程中進行。作為一第一近似值，該脈搏振幅可為正比於該最大斑紋樣式調變率，而其又可依據一正弦函數與其導數之間的關係式而自該 dE/dt 的最大值所計算出：

$$dE/dt = d/dt [\sin(\omega t)] = \omega \cdot \cos(\omega t),$$

其最大振幅係正比於在該動脈脈搏循環之過程中的最大調變率，或 $\omega_{\max}$ 。

可藉由一像是數位信號處理器(DSP)之即時頻譜分析器來分析該信號 dE/dt ，藉以決定在該動脈脈搏循環的過程中的最大頻率。該最大頻率 $\omega_{\max}$ 出現在 dE/dt 的最大值處，並且按相同方式調整與該脈搏振幅比例。可利用該最高主導頻率 $\omega_{\max}$ 以進行分析，或者，若出現有某一範圍之頻率，則可利用該頻譜的第一、第二或其他時刻。

該光偵測器 240 輸出亦可為 AC 耦接且饋送至一零交叉偵測器，其可提供在每單位時間裡零交叉事件數量的計數值(亦即「零交叉率」)，以及在一個動脈脈搏過程中出現零交叉事件的總計數值(亦即「零交叉計數值」)。藉由適當地限制該偵測部分 264 的大小，可簡易地顯示出該瞬時性零交叉率係正比於該斑紋樣式 260 的調變率。可施用一演算法以偵測高於零的零交叉上升，然後計算零交叉的數量，一直到零交叉率返回到零為止。可利用一略高於零的門檻值，而非真實的零交叉率，來處理系統「雜訊」。或另者，可從一來自於該光偵測器 240 或 242 之信號中濾除高頻率雜訊。可在該零交叉率再度地上升高於零之後重複該計算，直到其回返至零為止。可採取此一含有兩個零交叉計算的循環以對應於一個動脈脈搏。兩次計算經合一平均之後可為正比於與該動脈脈搏相關聯之波導震盪移動的振幅，並因此亦為正比於該動脈脈搏振幅。可將一演算法施用於該零交叉率，此演算法測量該率值在非零片段之間維持為零的時間。在一動脈脈搏的序列裡，一相對較長的時間可出現在一動脈脈搏的結束與次一者的啟始之間。

一相對較短時間可出現在該最大脈搏壓力處，在此該壓力停止上升並且開始降低，其中該零交叉率可瞬時地為零。

在一些實作裡，該信號 dE/dt 可通過一積分電路，並且自其上升高於零處而在時間上積分，一直到其回返至零為止。此時間對應於該動脈脈搏的一半循環，這可藉由分別地測量 dE/dt 之時間均化值所決定，俾決定該者何時離開及回返至零值。所獲的積分結果可為正比於該波導震盪移動的振幅，並因此亦可為正比於該動脈脈搏振幅。一試驗體位置之第一導數在一標定時段上的積分可獲得一與在該標定時段過程中於位置上之變化成正比的結果。

在一些實作裡，即如圖 10A、10B 及 10C 所示，可利用複數個光偵測區域 244。這些光偵測區域 244 可為一含有數個離散光偵測區域 244 之光偵測器 242 的一部份。例如，該光偵測器 242 可為一 CCD (電荷耦接裝置) 或 CMOS (互補性氧化金屬半導體) 偵測器。各個光偵測區域 244 可經組態設定以僅接收一斑紋樣式 260 之限界部分，例如圖 10A、10B 及 10C 中所示者。利用複數個光偵測區域 244，可獲得更可靠地代表一系列脈搏壓力波形之相對振幅的資料。在一些實作裡，來自複數個光偵測區域 244 的輸出可各者經 AC 耦接且饋送至一零交叉偵測器。對應於該等不同光偵測區域 244 之電信號 420，即如圖示，例如在圖 13 裡，可在各次動脈脈搏的結束處或是在各次血壓測量循環的結束處加以比較，俾決定何者具有最高信號品質。亦可藉由偵測對於各個信號的零交叉計數值，以決定出一電信

號 420 的品質。例如，可將具有最高計數值的電信號 420 視為是具有最高的信號品質。亦可針對各動脈脈搏將各個不同偵測器(或是一不同偵測器的子集合)之不同零交叉計數值加以平均化，俾產生一更可靠的脈搏振幅估計值。

在一些實作裡，來自複數個光偵測器的輸出各者可經耦接於該微分電路以測量 dE/dt 。可在各次動脈搏之結束處或是在各次血壓測量循環的結束處比較對應於不同偵測器的不同 dE/dt 數值，以決定何者具有最高的信號品質。例如，可將具有最高數值的 $dE/dt_{\max}$ 者視為是具有最高的信號品質。亦可針對各動脈脈搏將對應於不同偵測器(或是一不同偵測器的子集合)之複數個不同 dE/dt 數值加以平均化，俾產生一更可靠的脈搏振幅估計值。

在一些實作裡，可利用一 CCD (電荷耦接裝置)或 CMOS (互補性氧化金屬半導體)偵測器作為一單一光偵測器 240 或是作為複數個光偵測區域 244。一典型的 CCD 或 CMOS 偵測器可具有超過 1 百萬像素，並且在消費性等級數位相機裡於一 1 - 2 公分的長方形感測器之內可具有達 8 百萬以上個像素。各個像素，或可分別定址之感測範圍，可運作如一個別光偵測區域 244。亦可藉由合併 $N \times M$ 之像素群組(即如 2×2 、 2×3 、 3×3 等等)的輸出，利用「分箱化(Binning)」處理以有效地放大偵測感測區域。在一些實作裡，可藉由「分箱化」處理動態地調整各個光偵測區域 244 之偵測部分 264 的大小。例如，在一感測器的壽命過程中，該光折射器 212、214 或 216 的光學特徵可能會改變，並

且可在該光感測系統 104 之壽命過程中動態地調整「分箱化」像素群組的大小，藉此將該偵測部分 264 的大小重新最佳化。在一些實作裡，各個作為一光偵測區域 244 的像素群組可具有相同或不同的大小，這可為依據由該像素群組收到之斑紋樣式 260 的部分所最佳化。利用一 CCD 或 CMOS 光偵測器 240 或 242 可提供一裝置而無須將一光孔徑設置在該光學構件與該 CCD 或 CMOS 光偵測器之間，這是因為 CCD 或 CMOS 像素的微小尺寸(通常橫跨為 2 - 5 微米)即可產生該斑紋樣式 260 之偵測部分 264 區域的自動限界。

在一些實作裡，複數個 CCD 或 CMOS 光偵測器可位在一 $1 \times N$ 之個別像素或分箱化像素組合的陣列內。例如，圖 10A、10B 及 10C 描繪一 1×8 陣列，而圖 13 描繪一 1×4 陣列。此外，即如圖 13 所示，可對該等 N 個個別數位輸出 420 各者進行數位信號處理。各個數位輸出 420 可包含關於在該斑紋樣式 260 之不同偵測部分 264 裡，由各個光偵測區域 244 所觀察到的光樣式調變之資訊。各個數位信號處理分析可供以對在該等偵測區域其一者內之調變率(類似於 dE/dt)進行即時性評估，並且可用以決定在各動脈脈搏過程中的最大調變率。可對於各次動脈脈搏將該等 N 個測量值平均化，俾產生更可靠的脈搏振幅以及該脈搏振幅封緣的估計值。

在一些利用一 CCD 或 CMOS 光偵測器 240 或 242 (作為一單一光偵測器或作為複數個偵測器)的實作裡，可將一

平均光偵測器輸出位準設定並定義為一「門檻值」。可足夠頻繁地(通常是每秒 100 - 2000 次)測量個別的偵測器信號，藉以解析該斑紋樣式調變。實際的資料率可依據相對於該(等)偵測器面積之特徵斑紋大小以及該光學構件相對於該光源的移動率而定。各門檻值交叉係經定義為一偵測器輸出測量值與該門檻值間之差異在極性上是和後續的偵測器測量值與該門檻值者相反之出現處，而此交叉可對應於一「零交叉」。可依照一等同於前述之零交叉計數的方式來計數並分析該門檻值交叉。

在一些實作裡，可利用一數位信號處理器(DSP)以分析來自一或更多光偵測器 240 或 244 的輸出。可施用各種數位信號處理分析方法以決定該調變率，包含，然不限於此，該數位 CCD 或 CMOS 輸出的「快速傅黎葉轉換(FFT)」、自相關以及門檻值交叉。

在 FFT 分析裡，可藉由下列演算法分析一信號以決定一平均頻率：

$$\langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega,$$

其中 ω 為角頻率， $G(\omega)$ 為功率頻譜，而 $\int (\omega) d\omega$ 為正規化為 1 值。

$G(\omega)$ 可藉由眾知之迴旋式所決定：

$$G(\omega) = [\int g(t) \cdot \exp(-j\omega t) dt]^2,$$

其中 $g(t)$ 為時變信號，或在本例中為光偵測器輸出 E 。而在各次動脈脈搏的過程中，該 $\langle \omega \rangle$ 值可與稍早所述之信號 dE/dt 成比例地上升並下降。因此該 $\langle \omega \rangle_{\max}$ 值可表示在一給定脈搏循環內的最大調變率，並且可予調整比例且用以產生一脈搏振幅封緣，俾運用於決定該收縮、舒張及平均動脈壓力。

在一些實作裡，可利用一自相關方法以決定該脈搏振幅及脈搏振幅封緣。在自相關方法裡，該信號可根據如下關係式而為自相關：

$$\langle G(\tau) \rangle = \int g(t) \cdot g(t-\tau) dt,$$

其中 $G(\tau)$ 為按時間延遲 $= \tau$ 的自相關函數， $g(t)$ 為一時變信號。 $G(0)$ 的值等於該信號振幅的均方。而頻譜即為該自相關函數的迴旋式，使得：

$$G(\omega) = (1/2\pi) \cdot \int G(\tau) \cdot \exp(-j\omega\tau) d\tau.$$

如前已描述一種利用一自相關方法之時變信號的平均頻率決定作業，並且在此不予進一步解釋。可根據與在 FFT 分析中的相同公式，利用此一 $G(\omega)$ 計算作業以計算該平均頻率：

$$\langle \omega \rangle = \int \omega \cdot G(\omega) d\omega.$$

在一些實作裡，可在當該血壓套圈內的壓力從一高於收縮壓之位準，在此並無動脈脈搏，穩定地遞減時，於一時間區間的過程裡，對於各次動脈脈搏計算該 dE/dt 的最大值。可藉由測量並記錄 dE/dt 的週期性增加以在該時間區間的過程中偵測出各次脈搏的啟始。對於各次脈搏，可將該 dE/dt 的最大值 ($dE/dt_{\max}$) 記錄為一無維度數值，並亦可記錄下該套圈壓力，藉此供以產生一脈搏振幅的封緣，其中該圖表的縱座標為 $dE/dt_{\max}$ ，而不是以 mmHg 表示的震盪振幅。可對此封緣施用一演算法，藉以決定該收縮、舒張、脈搏及/或平均動脈壓力。

在一些實作裡，可在當一可膨脹套圈 120 內的壓力自一高於收縮壓之位準，在此並無動脈脈搏，穩定地降低時，於一時間區間過程中針對各次動脈脈搏標錄下該 AC 耦接之光偵測器的零交叉計數。可在該時間區間的過程中偵測到一系列的動脈脈搏，並且可對於各脈搏測量並記錄零交叉計數值。可針對各次脈搏記錄該計數值(或兩個對應於該動脈搏脈搏之上升與下降的計數值之平均值)，並亦可記錄該套圈壓力，藉此供以產生一脈搏振幅封緣，其中該圖表的縱座標為零交叉計數值，而不是以 mmHg 表示的震盪振幅。可對此封緣施用一演算法，藉以決定該收縮、舒張、脈搏及/或平均動脈壓力。

在一些實作裡，可在一系列所偵測動脈脈搏之過程中

測量各個脈搏間的時間區間，並且用以決定心跳率。

在一些實作裡，當該套圈壓力降低時，可將該收縮壓決定為在出現該斑紋樣式之第一證據(亦即高於零的零交叉率上升，或是 dE/dt 首次出現一非零值)處的可膨脹套圈 120 壓力。而在一些實作裡，可將該舒張壓決定為在出現一預定之斑紋樣式調變特徵處的可膨脹套圈 120 壓力。例如，可將最後偵得的動脈脈搏，在此該零交叉率最後具有一非零值，或是在此最後出現 dE/dt 的非零值，而於此之後 dE/dt 維持為零且該套圈壓力進一步降低，視為是該舒張壓。或者，在一序列的下降動脈脈搏內，而其中該 $dE/dt_{\max}$ 值為 $dE/dt_{\max}$ 之最大值(亦即脈搏振幅之封緣的最高點)的 50%，出現該第一動脈脈搏。在一些實作裡，可將該平均動脈壓力決定為一對應於出現該最大零交叉計數值或是 $dE/dt_{\max}$ 最大值之動脈脈搏事件的可膨脹套圈 120 壓力。

在一些實作裡，可將收縮壓計算為低於該套圈壓力的某壓力處，而在套圈釋洩過程中會於該處出現該第一斑紋樣式調變證據，此計算作業係基於一按實驗方式決定之演算法，而該演算法可連同與電子雜訊並與斑紋樣式調變相關的其他加工項，計算出在作用於該光感測系統 104 上之動脈脈搏裡某一加工項數量的貢獻。

在一些實作裡，可將舒張壓計算為高於該套圈壓力的某壓力處，在此出現該斑紋樣式之一預設調變特徵，此係基於一計算來自作用於該光感測系統 104 上之加工脈搏與其他加工項的加工項貢獻之相對應演算法。

在一些實作裡，可決定一血壓測量的基線測量值(該「基線」)，並依據對生命徵象之連續性監視處理來估計出後續的血壓測量值。例如，可利用藉由前述 $dE/dt_{\max}$ 或零交叉計數值測量作業所獲之一系列脈搏的相對脈搏振幅，並且利用一光偵測器 240、複數個光偵測區域 244、一 CCD 感測器陣列或一 CMOS 感測器陣列之任一者，以獲得該基線血壓讀數。然後，可將該感測器固定裝置 102 調整至一具有一已知(藉由既已執行的血壓測量作業)脈搏振幅(即該「參考振幅」)的壓力位準，並可連續地測量該動脈脈搏振幅，且與該參考振幅相比較。可藉一適當的演算法，利用任何與該參考振幅相異的後續脈搏振幅測量值，藉此依量化方式測量出相對於該基線的血壓變化。在此具體實施例裡，該方法之主要目的是在於連續或週期性地監視相對於一「基線」值的血壓變化。在一些實作裡，可藉由其他像是聽診方法的標準方法來決定該「基線」血壓測量值。

在一些實作裡，可藉由測量該 dE/dt 的時變數值以決定一脈搏波形形態性。可由在一動脈脈搏過程中之 dE/dt 相對於時間的曲線來表示該脈搏波形的形態性。或另者，可利用時變零交叉率，或是在一 CCD 或 CMOS 偵測系統中利用門檻值交叉率。

在一些實作裡，像是圖 14A、14B 及 14C 所示者，該輸出單元 106 可藉由一或更多的前述技術決定一生命徵象。例如，該輸出單元 106 可在一波形產生器 436 決定一或更多動脈脈搏的振幅、規模及/或波形。在一些實作裡，

該輸出單元 106 可含有一收縮壓波形偵測器，以依據一所決定振幅、規模及/或波形，以及一經施加於該試驗體而可偵得之壓力(即如在一可膨脹套圈內由一壓力感測器所偵得的壓力)，來決定一試驗體的收縮壓。在一些實作裡，該輸出單元 106 可含有一舒張壓計算器，藉以依據一所決定之振幅、規模及/或波形，以及一經施加於該試驗體而可偵得之壓力(即如在一可膨脹套圈內由一壓力感測器 128 所偵得的壓力)，來決定一試驗體的舒張壓。在一些實作裡，一心跳率計算器 446 可從一來自該光信號之所決定動脈脈搏波形，或是從在一可膨脹套圈內由一壓力感測器 128 所偵得的壓力，決定出一心跳率。在一些實作裡，該輸出單元 106 可含有一脈搏波形計時偵測器 434，其可確保由該光感測系統 104 所偵測到的各次動脈脈搏確對應於一由一可膨脹套圈壓力感測器 128 所偵測到的脈搏。在一些實作裡，該脈搏波形計時偵測器 434 將資料提供給該波形產生器 436，藉此保證各個波形產生器 436 決定與由一可膨脹套圈壓力感測器 128 所偵得之脈搏相互一致的波形。

在一些實作裡，像是圖 14C 中所示者，該輸出單元 106 可對在一系列波形產生器 436 裡的各光偵測區域 244 決定一或更多動脈脈搏的振幅、規模及/或波形。在一些實作裡，該輸出單元 106 可含有一波形比較器 438 以比較複數個振幅、規模及/或波形。該波形比較器 438 可依據來自於複數個光偵測區域 244 的資料，選擇較佳的光偵測區域 244，將來自於兩個以上光偵測區域的信號平均化，或是另為計

算出一單一振幅、規模及/或波形。在一些實作裡，一心跳率計算器 446 可從一來自於該波形比較器 438 之單一波形、來自於該光信號，或是來自於在一可膨脹套圈之內而由一壓力感測器 128 所偵得的壓力，決定出一心跳率。

前文已說明多項實作。然應瞭解，於不背離本發明之精神與範圍前提下，可進行各式修改。因此，其他實作亦落於申請專利範圍內。

【圖式簡單說明】

圖 1 描繪一生命徵象測量裝置的實作。

圖 2A、2B 及 2C 描繪生命徵象測量裝置的各式實作，其係定位於一上臂上，並且顯示相對於動脈收縮壓之三種不同層次的套圈壓力。

圖 3 描繪一生命徵象測量裝置的實作，其具備一具一可膨脹空氣袋之感測器固定裝置。

圖 4 描繪，相較於由被一感測器固定裝置所固持之光感測系統所偵得的同時獲得脈搏，在一套圈釋洩之過程中由一經空氣作用耦接於該套圈之壓力感測器所偵測的一系列脈搏。

圖 5A、5B 及 5C 描繪一含有一光感測系統之元件的光感測器外殼實作。

圖 6A、6B 及 6C 描繪一含有一光感測系統之元件的光感測器外殼實作。

圖 7A 及 7B 描繪一由一含有一光源及一波導之光源裝

置所產生的斑紋樣式。

圖 8A 及 8B 描繪一由一含有一光源及一散光器之光源裝置所產生的斑紋樣式。

圖 9A、9B 及 9C 描繪一含有一空間光封閉器之光感測系統的實作。

圖 10A、10B 及 10C 描繪一含有一具有複數個光偵測區域之光偵測器的光感測系統之實作。

圖 11A、11B 及 11C 描繪一由各種生命徵象測量裝置之實作所產生的斑紋樣式。

圖 12 描繪一由一光偵測器所產生之電信號，此偵測器接收一由一動脈脈搏所調變之斑紋樣式的部分。

圖 13 描繪一具有複數個光偵測區域之光偵測器的實作，其中每個偵測區域係產生電信號。

圖 14A、14B 及 14C 描繪由該輸出單元用以決定一或更多生命徵象之不同解析方法的實作。

在各圖式中的相同元件符號表示相同構件。

【主要元件符號說明】

102 感測器固定裝置

104 光感測系統

106 輸出單元

108 電線

112 試驗體

114 顯示裝置

- 116 通 管
- 118 動 脈
- 120 可 膨 脹 套 圈
- 122 可 膨 脹 空 氣 袋
- 124 幫 浦
- 126 氣 閥
- 128 壓 力 傳 導 器
- 132 鉤 圈 繫 合 器
- 134 套 圈 中 點
- 200 光 感 測 器 外 殼
- 202 光 源
- 212 光 折 射 器
- 214 光 折 射 器
- 216 光 折 射 器
- 218 光 波
- 222 空 間 感 測 器 封 閉 器
- 232 感 測 器 平 板
- 234 彈 簧
- 236 絞 鏈
- 238 壓 按 部 分
- 240 光 偵 測 器
- 242 光 偵 測 器
- 244 光 偵 測 區 域
- 252 切 斷 部

- 260 斑紋樣式
- 262 斑紋
- 264 選定偵測部分
- 420 電信號
- 432 光波形前濾波器
- 434 脈搏波形計時偵測器
- 436 波形產生器
- 438 波形比較器
- 442 收縮壓波形偵測器
- 444 舒張壓計算器
- 446 心跳率計算器

十、申請專利範圍：

1. 一種生命徵象測量裝置，其中包含：

一感測器固定裝置，其係經調適以設置靠在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈；

一光感測系統，其含有一光源、一光折射器及一光偵測器，所有該等裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動，該光感測系統係相對於該感測器固定裝置而定位，藉以在當該感測器固定裝置被設置在該試驗體之解剖位置上時，能夠感測到對應於一動脈脈搏的移動，該光感測系統可自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮而導致該光偵測器所接收之光信號的變化，感測到一動脈脈搏；

一輸出單元，其可自該光感測系統接收一表示對應於一動脈脈搏之移動的輸入，並且利用該輸入產生一生命徵象的測量值；以及

一感測器平板，其由該感測器固定裝置所固持，使得當該感測器固定裝置被設置在該解剖位置上時，該感測器平板被設置在該解剖位置上，

其中，該感測器平板被附接或按壓至該光感測系統的至少一部分以造成該移動、彎折或壓縮，該移動、彎折或壓縮係由該光感測系統所偵測。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該感測器固定裝置係一可膨脹套圈。

3.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一壓力感測器，藉此偵測一經施加於該解剖位置的壓力，其中該輸出單元可自該壓力感測器接收經施加於該解剖位置之壓力的壓力輸入表示，其中該輸出單元可利用來自該光感測系統的輸入及該壓力輸入以產生該生命徵象。

4.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該試驗體的解剖位置係一上臂，並且該感測器固定裝置可經組態設定而使得能夠定位該光感測系統，藉以感測因一肱動脈之脈搏所造成的移動。

5.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該試驗體的解剖位置係一手腕，並且該感測器固定裝置可經組態設定而使得能夠定位該光感測系統，藉以感測因一橈動脈之脈搏所造成的移動。

6.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該試驗體之解剖位置係一足踝，並且該感測器固定裝置可經組態設定而使得能夠定位該光感測系統，藉以感測因該足踝內一或更多動脈之脈搏所造成的移動。

7.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光折射器係一可壓縮波導。

8.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光折射器係一彈性波導。

9.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光折射器係一散光器。

10.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光源及該光折射器係經組態設定以產生一斑紋樣式輸出。

11.如申請專利範圍第 10 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光偵測器係經設置以偵測該斑紋樣式輸出之一部分，並且自此產生一表示在該斑紋樣式輸出受偵測部分內所收到之光能量的信號。

12.如申請專利範圍第 11 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光感測器進一步包含一空間光封閉器元件，其可防止該光偵測器接收到該斑紋樣式輸出的部分。

13.如申請專利範圍第 11 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光偵測器可具有一光能量接收部分，其具有一比起該斑紋樣式輸出而為較小的表面積。

14.如申請專利範圍第 13 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光能量接收部分的表面積可為小於一平均斑紋大小的 100 倍。

15.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光源係一相干性光源。

16.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該生命徵象係一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

17.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該輸出單元利用一表示由該光偵測器所收到之光信號

的信號以產生該生命徵象的測量值。

18.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一顯示器，藉以描繪由該輸出單元所產生的生命徵象測量值。

19.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一警示系統，藉此在當一由該輸出單元所產生之生命徵象測量值符合一預設關鍵標準時，產生一人類可感知信號。

20.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一彈簧，其係接附於該光感測系統之至少一部分，藉以反抗一來自該動脈脈搏的力，並且在該動脈脈搏之後將該光感測系統送返至一初始狀態。

21.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一壓力傳授裝置，其係經調適以設置靠在一試驗體之第二解剖位置上，此位置係鄰近於該感測器固定裝置的解剖位置，以供由該光感測系統在一位於該壓力傳授裝置之末梢並與其分離的位置處進行動脈脈搏偵測。

22.如申請專利範圍第 1 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光感測系統及該輸出單元係經調適以自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，而這可造成該光偵測器所收到之光信號的變化，感測出動脈脈搏的脈搏振幅。

23.如申請專利範圍第 22 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光感測系統係經組態設定以偵測代表一系列動

脈脈搏的光信號，並且該輸出單元可經調適以決定各個動脈脈搏的脈搏波形。

24.一種測量試驗體之生命徵象的方法，其中包含：

將一感測器固定裝置設置靠在一試驗體之解剖位置上，其內為一動脈，該感測器固定裝置固持一光感測系統，此系統包含一光源、一光折射器及一光偵測器，所有該等裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動；

藉由操作該光感測系統以感測對應於一動脈脈搏的移動，該動脈脈搏造成該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，這可導致該光偵測器所接收之光信號的變化；以及

產生該生命徵象的測量值，利用一表示在該光偵測器所收光能量量值上之變化的輸入以產生生命徵象測量值。

25.如申請專利範圍第 24 項所述之方法，進一步包含：

藉該感測器固定裝置將一壓力施加於該試驗體的解剖位置。

26.如申請專利範圍第 25 項所述之方法，進一步包含：

在一時段上減少藉該感測器固定裝置所施加於該解剖位置的壓力；

從該光偵測器所收到之光信號在該時段上的變化，決定動脈脈搏在該時段過程中的一系列脈搏特徵，而其中所產生之生命徵象測量值可依據在該時段過程之中的一系列脈搏特徵。

27.如申請專利範圍第 25 項所述之方法，進一步包含：

獲得一所測得血壓測量值；

在一初始時間獲得一初始脈搏特徵，並且可利用一表示自該光感測系統所感測之移動的輸入而在一後續時間處獲得一後續脈搏特徵，其中在一較靠近該初始時間而較遠離於該後續時間之測量時間獲得該所測得血壓測量值，其中該生命徵象之所產生測量值係基於該所測得血壓測量值、該初始脈搏特徵及該後續脈搏特徵。

28.如申請專利範圍第 24 項所述之方法，其中該光源及該光折射器係經組態設定以產生一斑紋樣式輸出，其可回應於該光源及該光折射器的相對移動而改變。

29.如申請專利範圍第 24 項所述之方法，其中該生命徵象係一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

30.如申請專利範圍第 24 項所述之方法，其中利用表示該所感測移動之輸入以產生該生命徵象的測量值包含自該光偵測器所收到之光能量的量值變化決定一脈搏振幅。

31.一種生命徵象測量裝置，其中包含：

一感測器固定裝置，其係經調適以設置靠在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈；

一光感測系統，其包含一光源裝置及一光偵測器，兩者裝置皆由該感測器固定裝置所固持，並且隨著該感測器固定裝置而移動，該光源裝置係經組態設定以產生一斑紋

樣式，並且該光感測系統係經定位以偵測該斑紋樣式輸出之至少一部分，並自此產生該斑紋樣式輸出的所偵測部分，該光感測系統可自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮而導致在該斑紋樣式輸出之所偵測部分內所接收的光信號內之變化，感測到一動脈脈搏；以及

一輸出單元，其利用一表示在該斑紋樣式所偵測部分內收到之光信號的信號，產生一生命徵象的測量值。

32.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該感測器固定裝置係一可膨脹套圈。

33.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一壓力感測器，以偵測一經施加於該解剖位置的壓力，其中該輸出單元自一壓力感測器接收一表示該經施加於該解剖位置之壓力的壓力輸入，其中該輸出單元利用來自該光感測系統之輸入以及該壓力輸入產生該生命徵象。

34.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該試驗體的解剖位置係一上臂，並且該感測器固定裝置係經組態設定而可將該光感測系統定位，藉以感測因一肱動脈之脈搏而產生的移動。

35.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光源裝置包含一光源及一散光器，該散光器可將一由該光源所產生之光信號予以擴散柔化，俾產生該斑紋樣式輸出。

36.如申請專利範圍第 35 項所述之生命徵象測量裝置，其中該散光器含有聚甲醛、一白色氟聚合物、一聚酰胺或該等之組合。

37.如申請專利範圍第 35 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光信號行進經過該散光器之內一具有 0.2 mm 到 1.0 mm 厚度的部分。

38.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光源裝置包含一光源及一映鏡，該映鏡具有一表面不完美性，可將一由該光源產生的光信號加以折射而藉此產生該斑紋樣式。

39.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含：

一空間光封閉器，其係經調適以防止該光偵測器接收到該斑紋樣式輸出的部分。

40.如申請專利範圍第 39 項所述之生命徵象測量裝置，其中該空間光封閉器可為一阻擋結構，而於其內經構成有一光孔徑。

41.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光偵測器具有一光能量接收部分，而其具有一比起該斑紋樣式輸出之區域為較小的表面區域。

42.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該斑紋樣式的所偵測部分係小於該斑紋樣式之平均斑紋區域的 100 倍。

43.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置

置，其中該斑紋樣式的所偵測部分係該斑紋樣式輸出之平均斑紋區域的 1 到 25 倍之間。

44.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光源包含一相干性光源。

45.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光偵測器包含複數個光偵測區域，各個光偵測區域係經調適以從來自於該斑紋樣式輸出之複數個所偵測區域的斑紋樣式接收光能量。

46.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光偵測器係一 CCD 或 CMOS 偵測器。

47.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，其中該生命徵象係一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

48.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一彈簧，其係經接附於該光感測系統之至少一部分，藉以反抗一來自該動脈脈搏的力，並且在該動脈脈搏之後將該光感測系統送返至一初始狀態。

49.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝置，進一步包含一感測器平板，其是由該感測器固定裝置所固持而鄰近於該解剖位置處，其中該感測器平板的調變可導致該光源之部分的相對移動、壓縮或彎折，而產生該斑紋樣式輸出的調變。

50.如申請專利範圍第 31 項所述之生命徵象測量裝

置，其中該光感測系統係經調適以自該光感測系統之至少一部分相對於該光感測系統之其他部分的移動、彎折或壓縮，而這可造成在該斑紋樣式輸出之所偵測部分內的一系列變化。

51.如申請專利範圍第 50 項所述之生命徵象測量裝置，其中該光感測系統係經組態設定以偵測表示一系列動脈脈搏的光信號，並且該輸出單元可經調適以決定該系列之動脈脈搏各者的脈搏波形。

52.一種測量在一試驗體內之一生命徵象的方法，該方法包含：

將一感測器固定裝置設置靠在一試驗體之解剖位置上；

利用一由該感測器固定裝置所固持的光源裝置產生一斑紋樣式；

利用一由該感測器固定裝置所固持的光偵測器偵測該斑紋樣式輸出之一部分，並且自此產生一表示在該斑紋樣式所偵測部分收到之光能量的信號，該斑紋樣式之所偵測部分係回應於一動脈脈搏而改變；以及

利用表示在該斑紋樣式所偵測部分收到之光能量的所產生信號，產生該生命徵象的測量值。

53.如申請專利範圍第 52 項所述之方法，其中該生命徵象可為一心跳率、一動脈脈搏波形、一收縮壓、一舒張血壓、一平均動脈血壓、一脈搏壓力及一動脈順符性其中至少一者。

54.如申請專利範圍第 52 項所述之方法，其中利用表示所感測移動之輸入以產生該生命徵象的測量值包含偵測在一動脈脈搏過程中由該光偵測器收到之光能量內的數個震盪。

55.如申請專利範圍第 52 項所述之方法，其中利用表示所感測移動之輸入以產生該生命徵象的測量值包含採取表示該所感測移動之輸入的時間導數。

56.一種生命徵象測量裝置，其中包含：

一感測器固定裝置，其係經調適以設置靠在一試驗體之解剖位置上，而其內係一動脈；

一光感測系統，其中包含一光源、一散光及一光偵測器，該等光源、散光及光偵測器之至少一者是由該感測器固定裝置所固持，並經調適以回應於一動脈脈搏而相對於該光感測系統之其他元件的至少一者移動，該光源及該散光器係經組態設定以產生一斑紋樣式，該光偵測係經定位以偵測該斑紋樣式輸出之一部分，並且自此產生一表示在該斑紋樣式所偵測部分內收到之光能量的信號；

一該輸出單元，其利用表示在該斑紋樣式輸出之所偵測部分內收到的光能量之所產生信號，產生該生命徵象的測量值；以及

一感測器平板，其由該感測器固定裝置所固持，使得當該感測器固定裝置被設置在該解剖位置上時，該感測器平板被設置在該解剖位置上，

其中，該感測器平板被附接或按壓至該光感測系統的

至少一部分以造成該移動、彎折或壓縮，該移動、彎折或壓縮係由該光感測系統所偵測。

十一、圖式：

如次頁

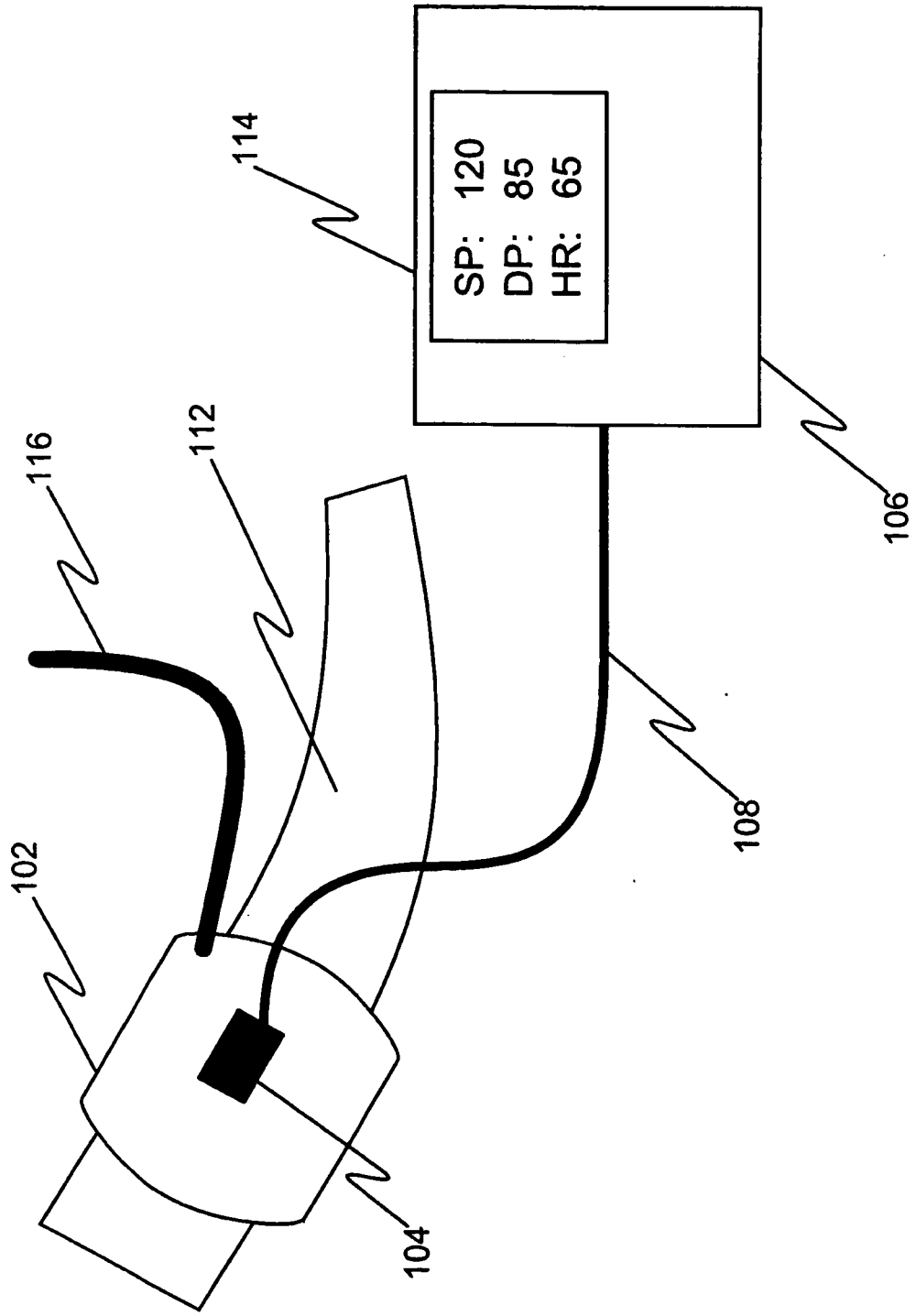


圖1

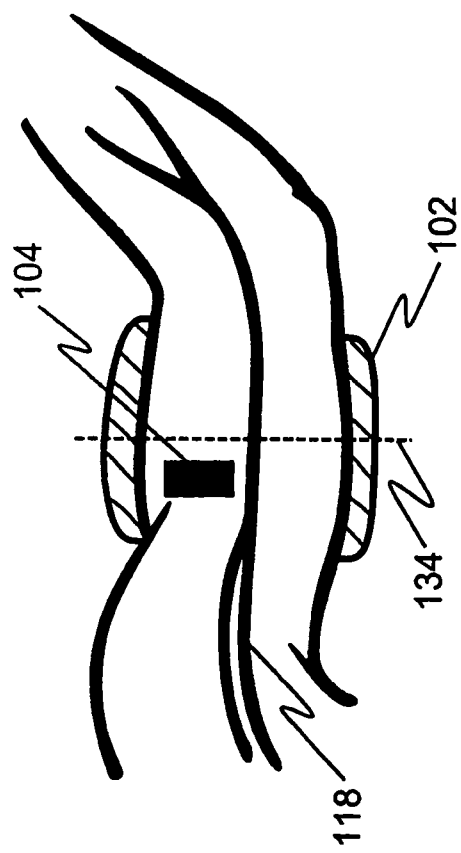


圖 2A

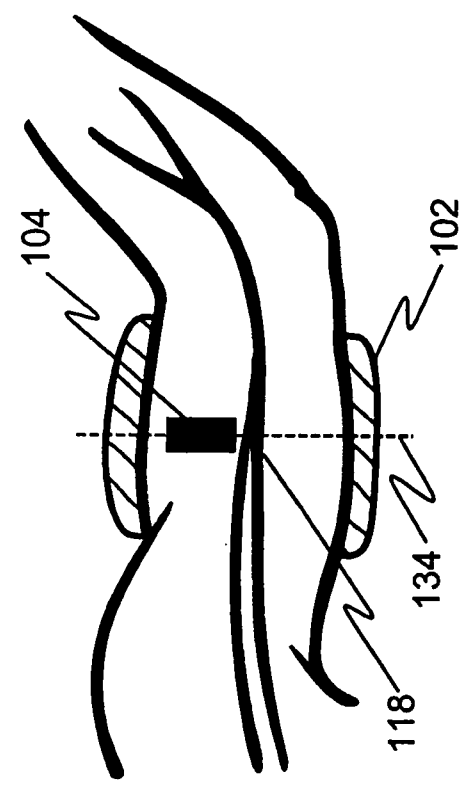


圖 2B

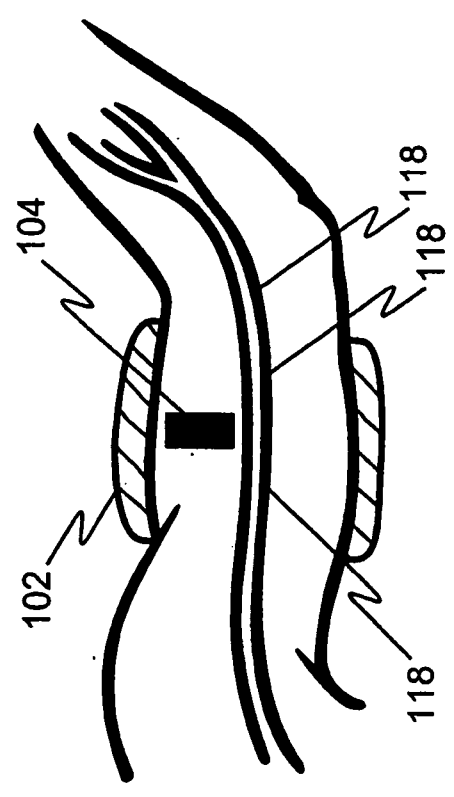


圖 2C

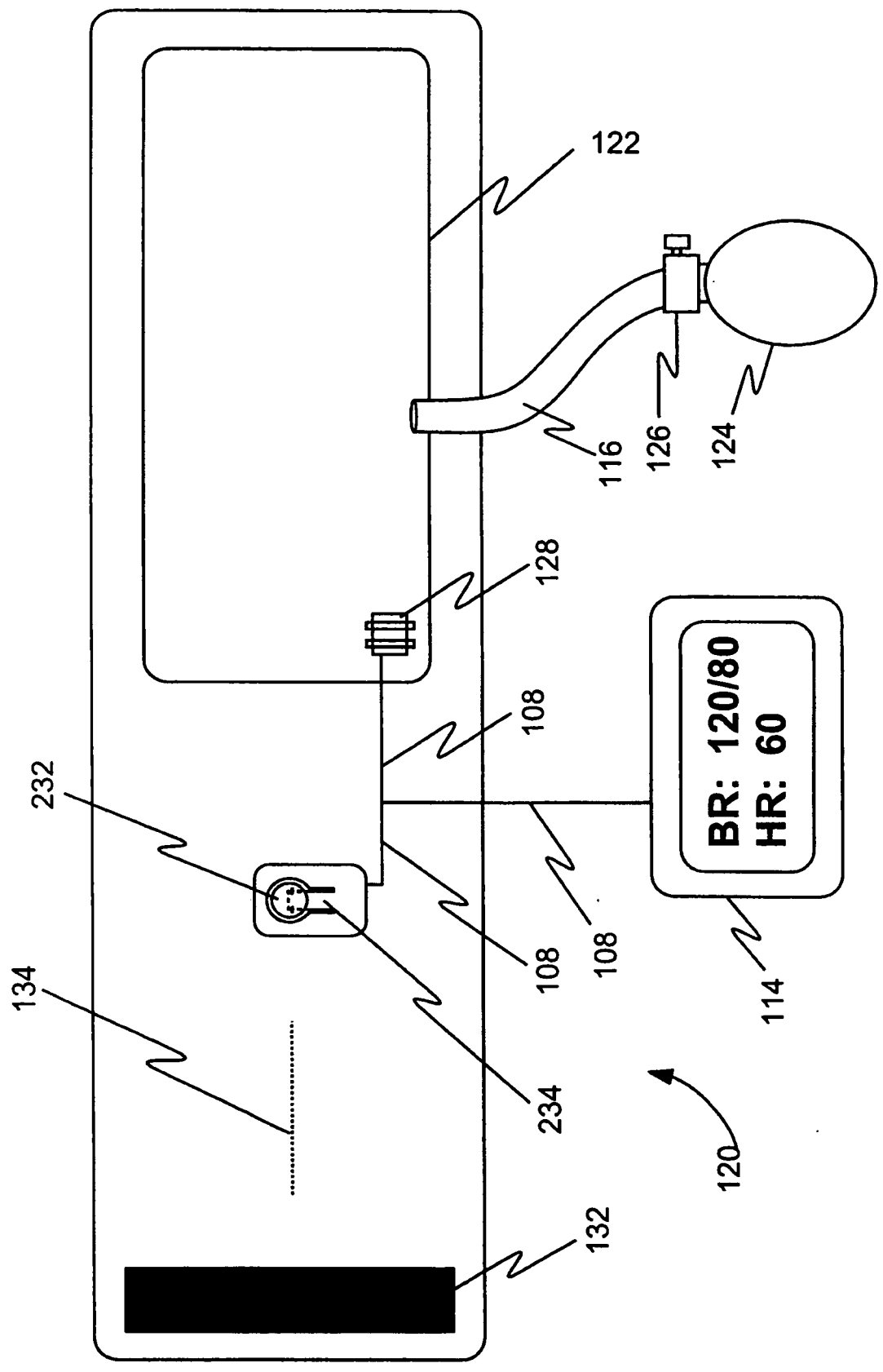


圖 3

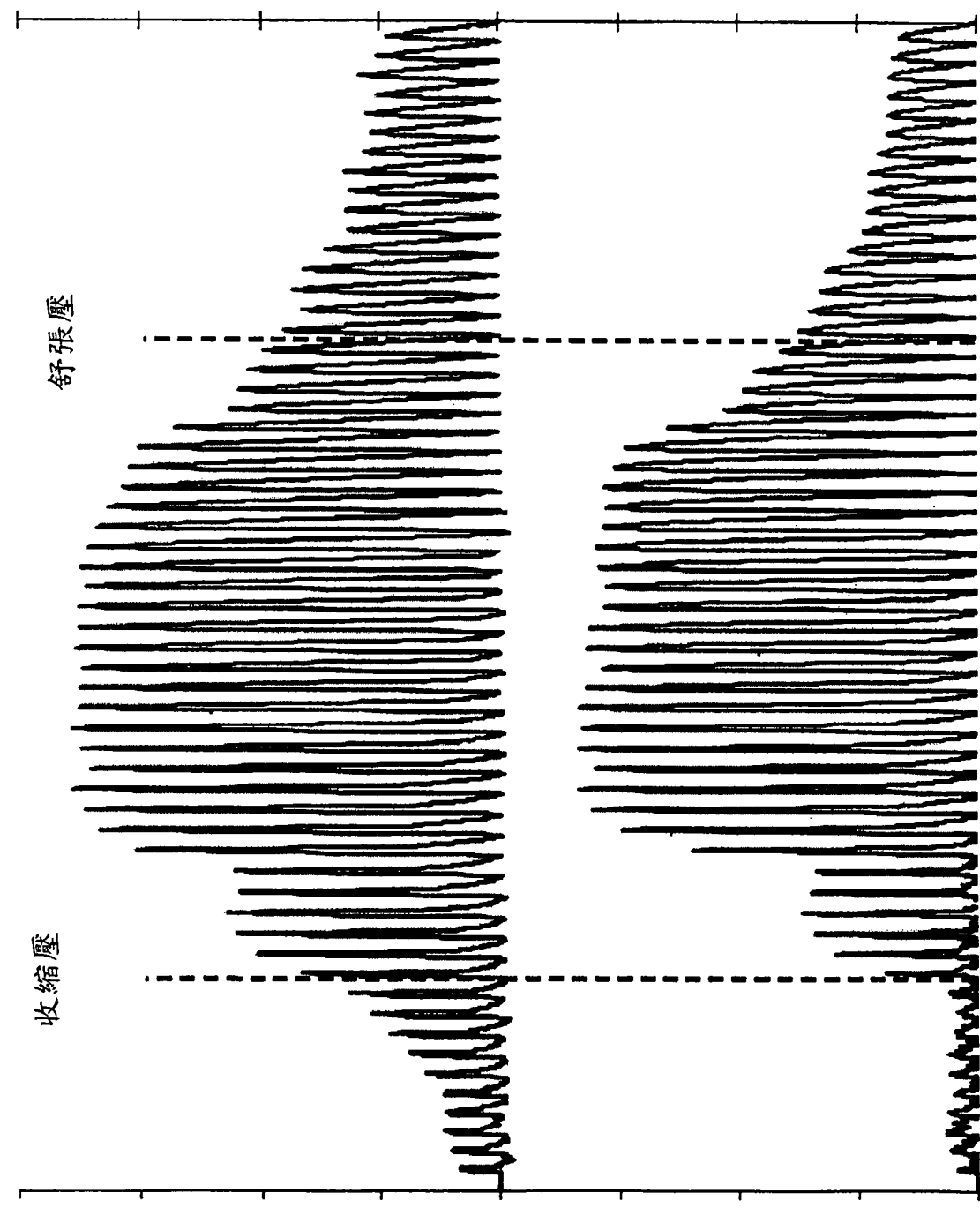


圖4

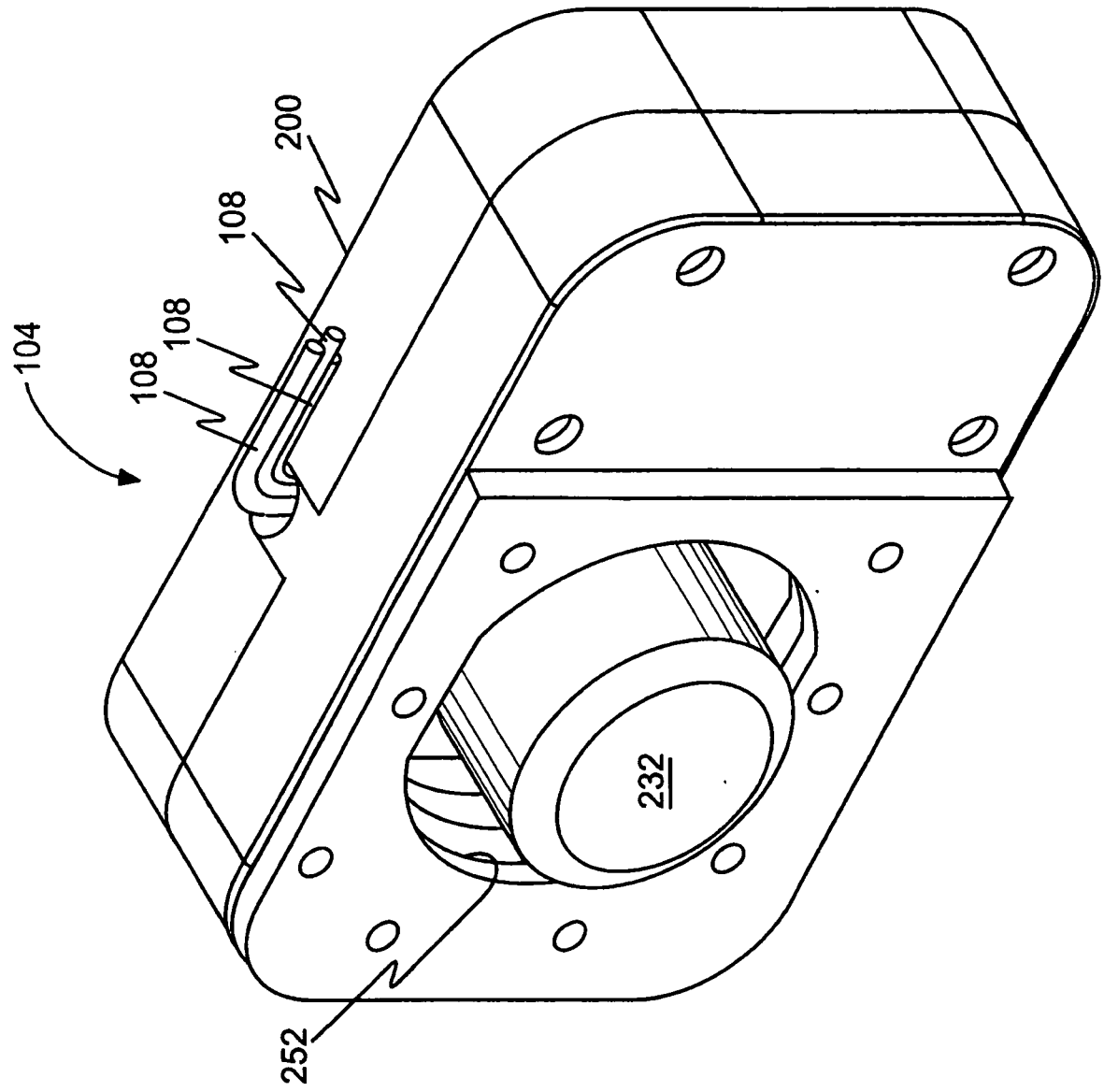


圖 5A

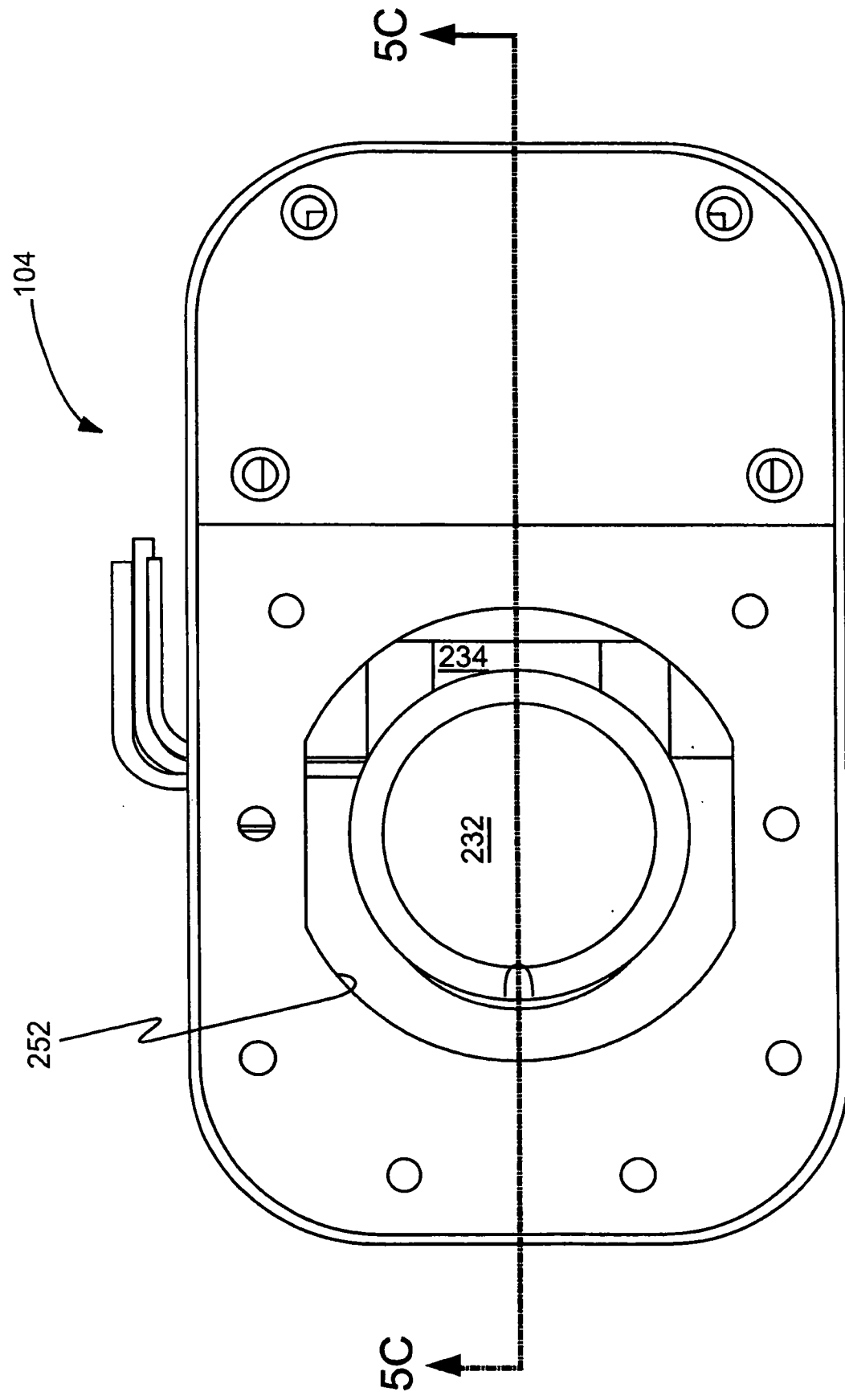


圖 5B

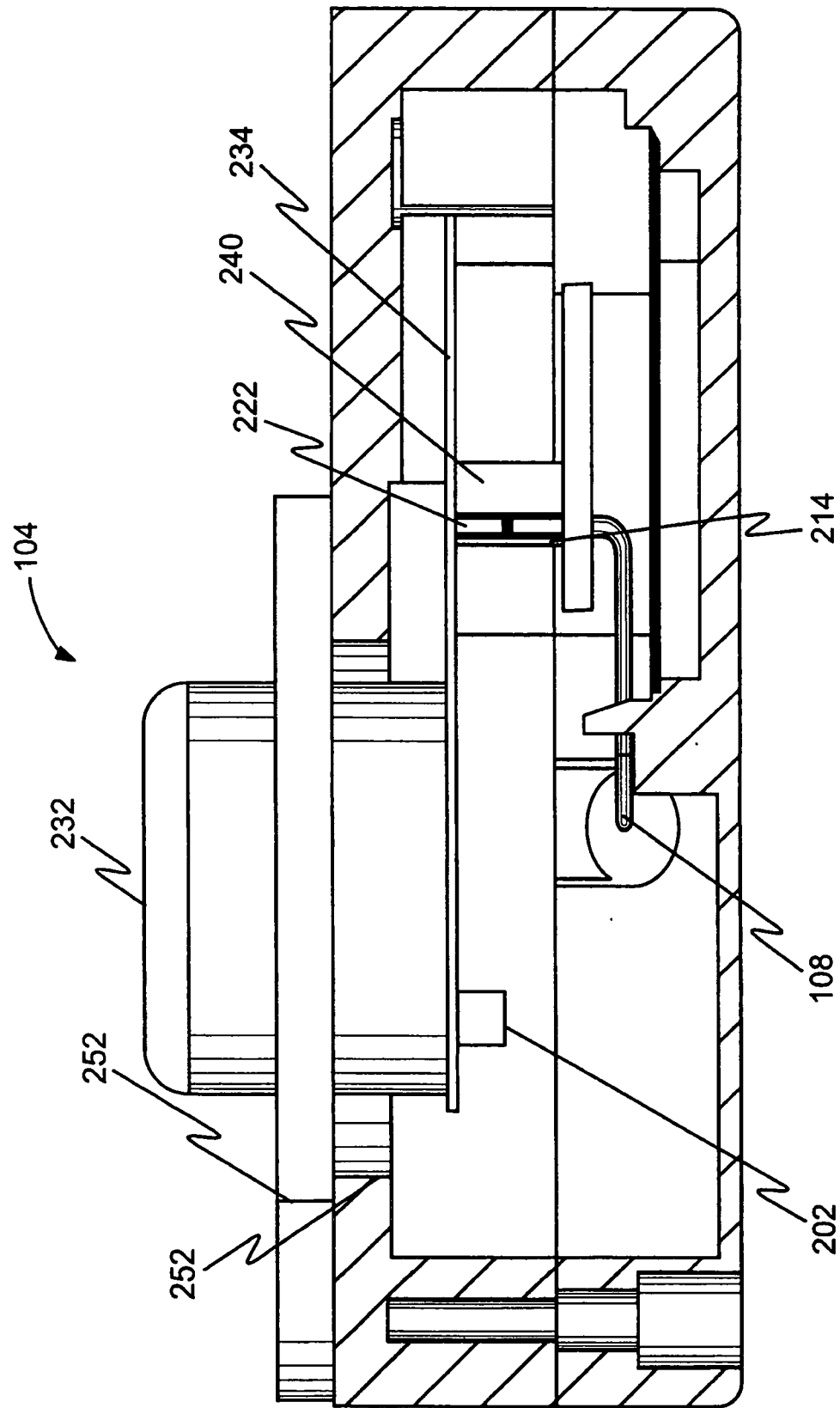


圖 5C

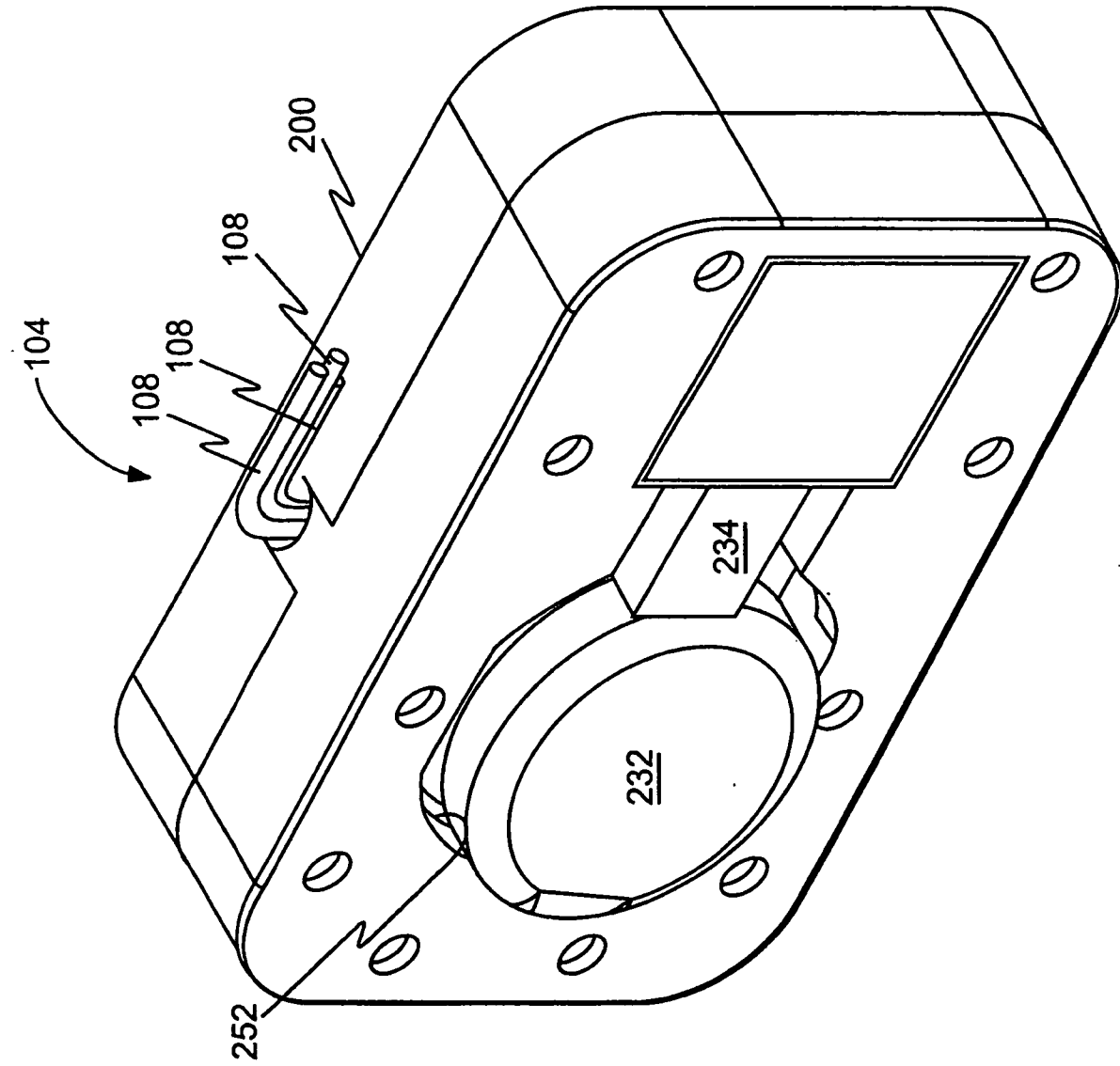


圖 6A

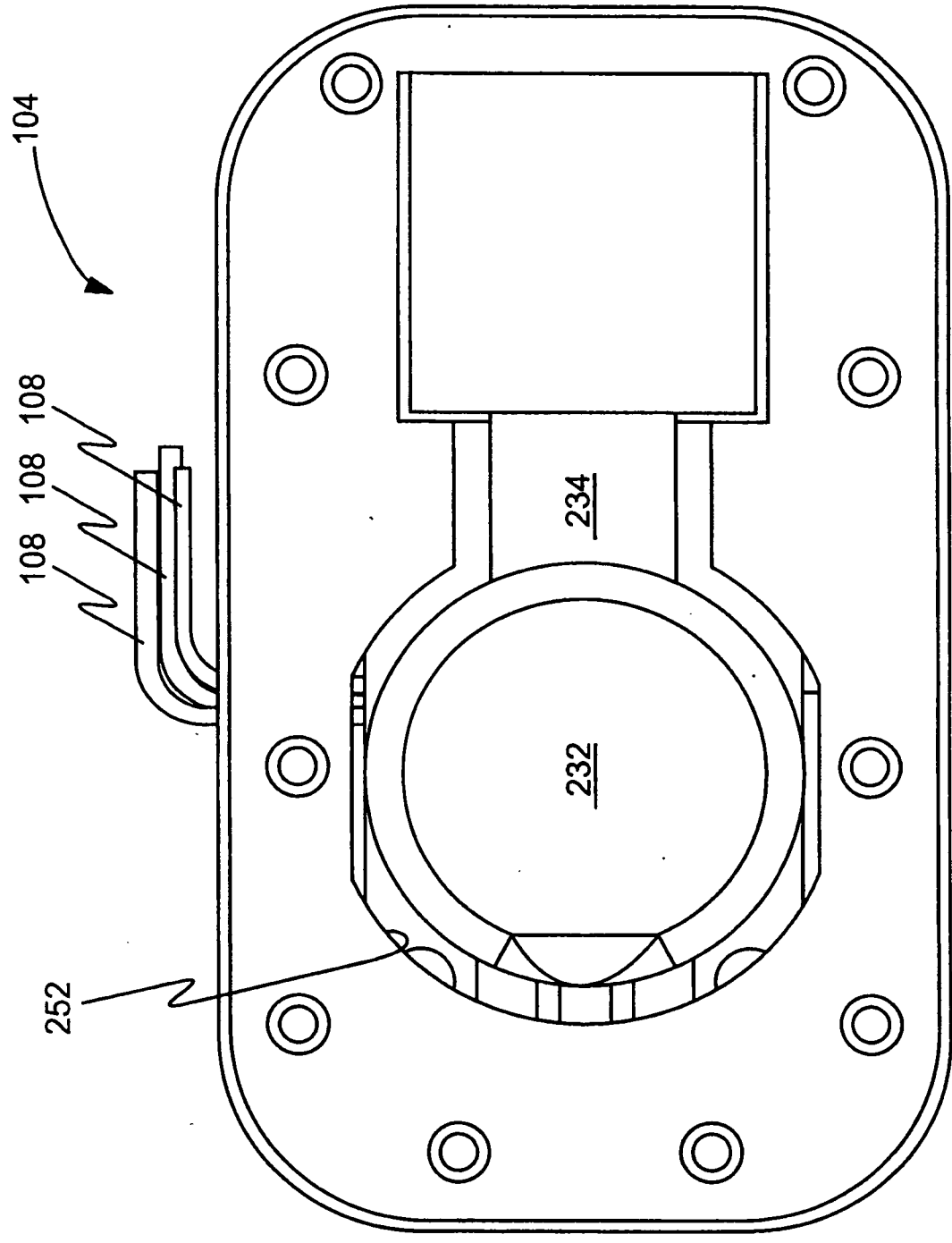


圖6B

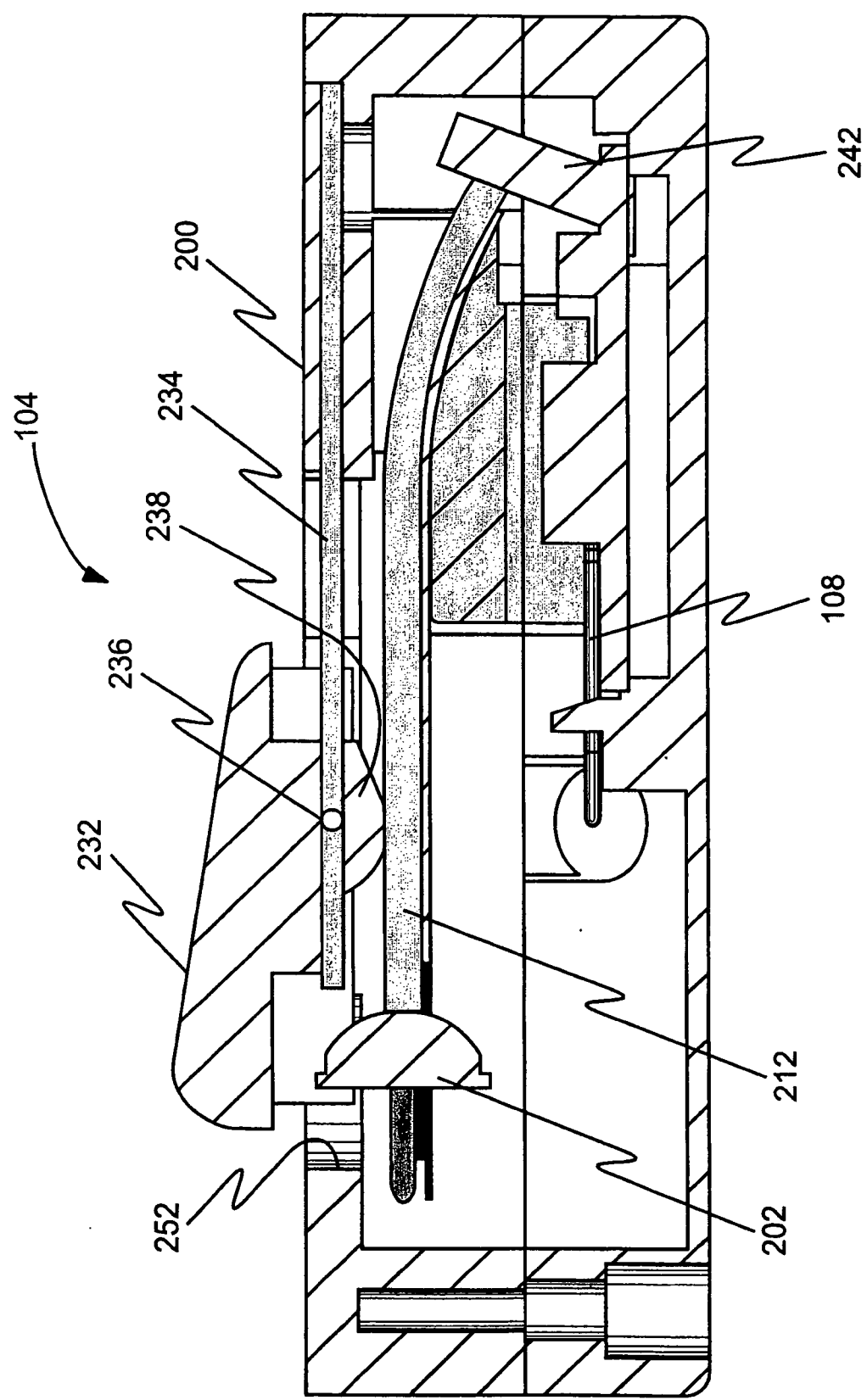
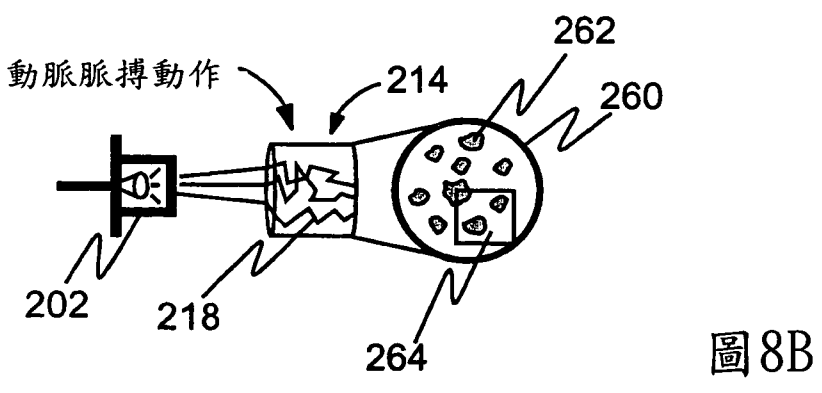
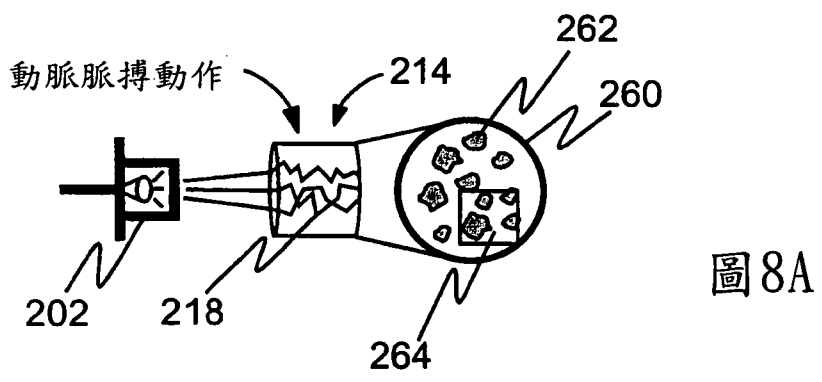
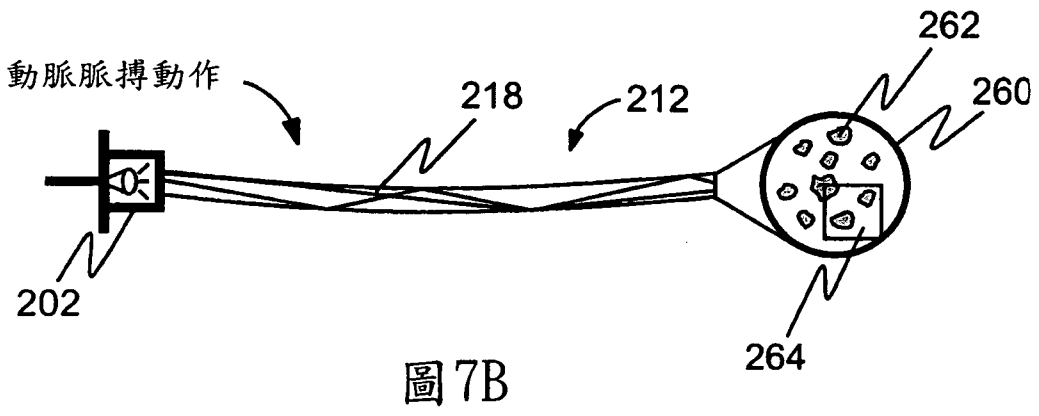
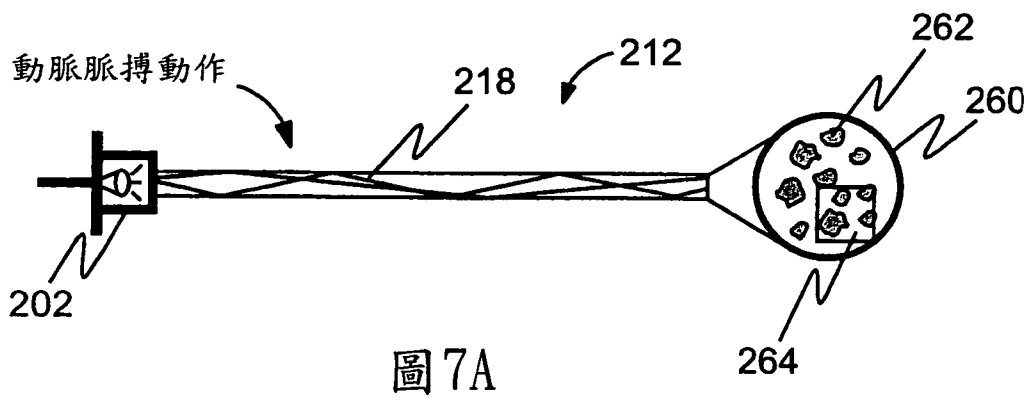


圖6C



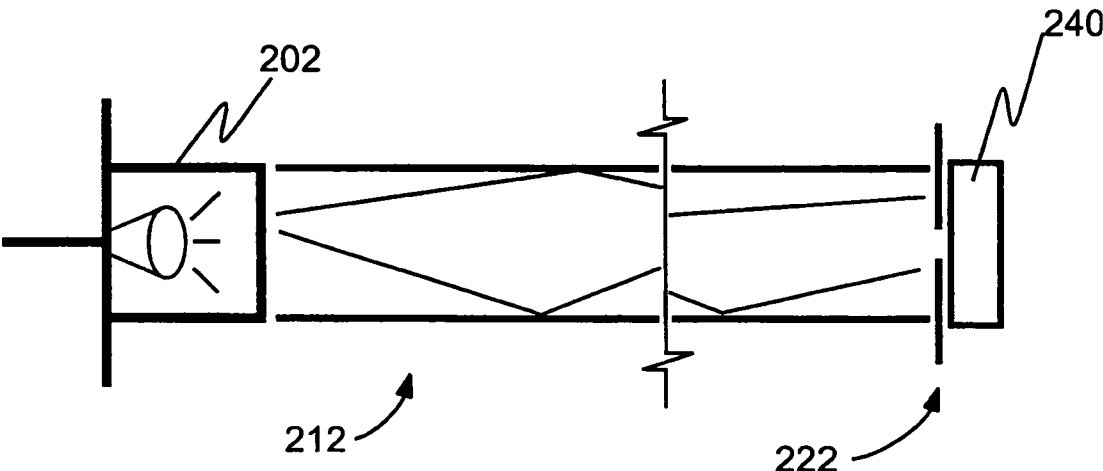


圖 9A

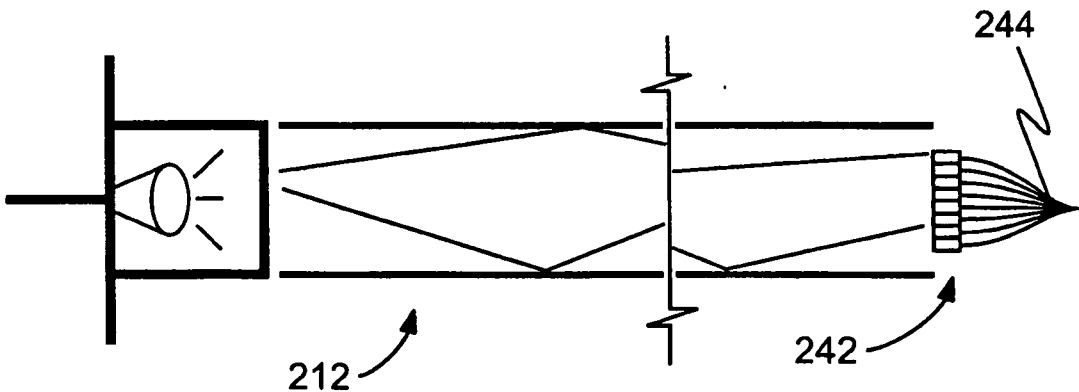


圖 10A

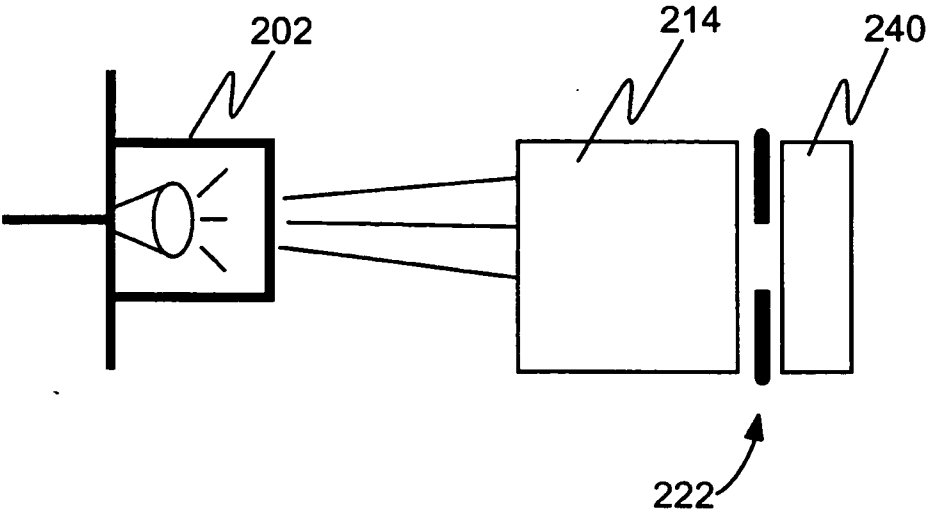


圖 9B

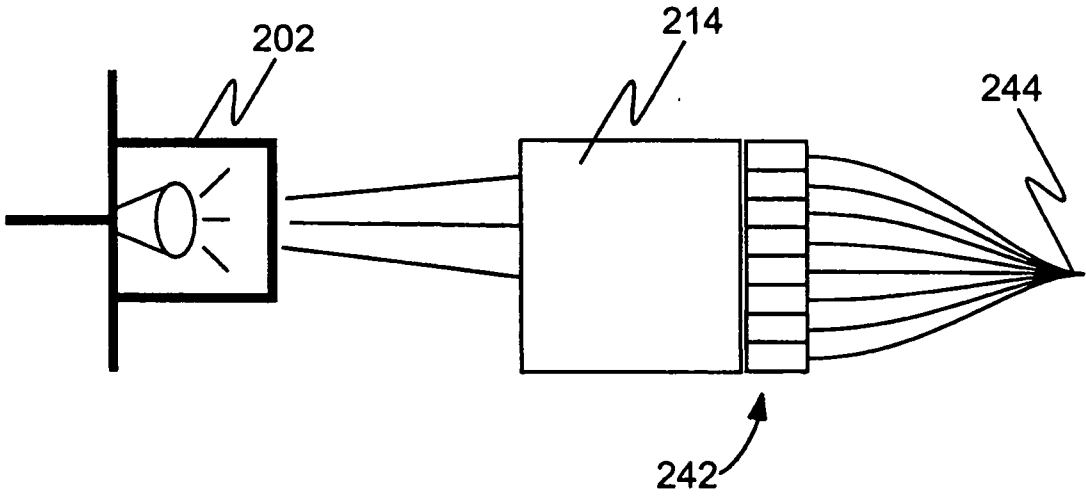


圖 10B

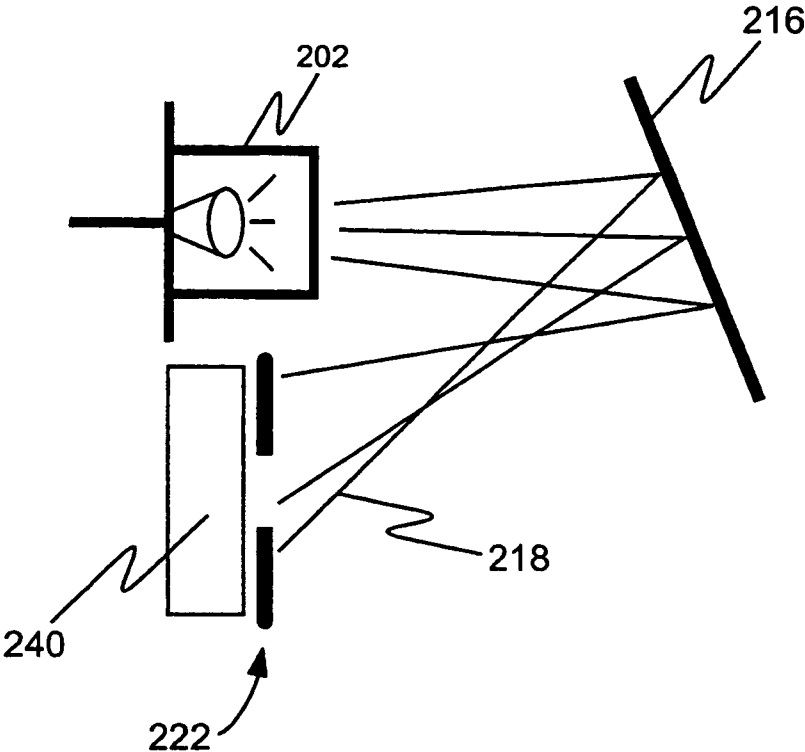


圖 9C

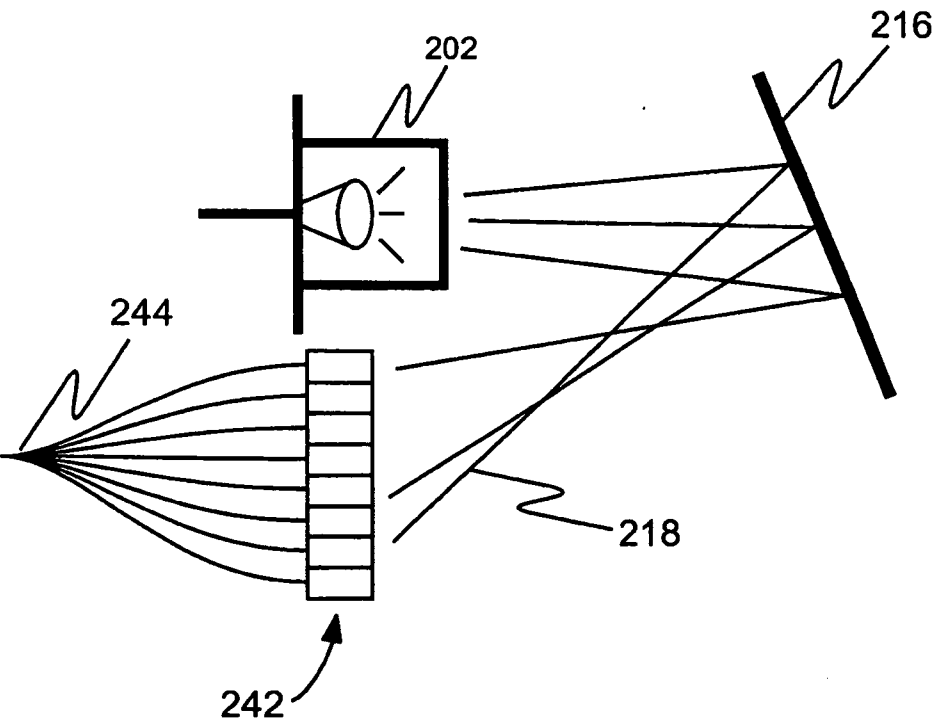


圖 10C

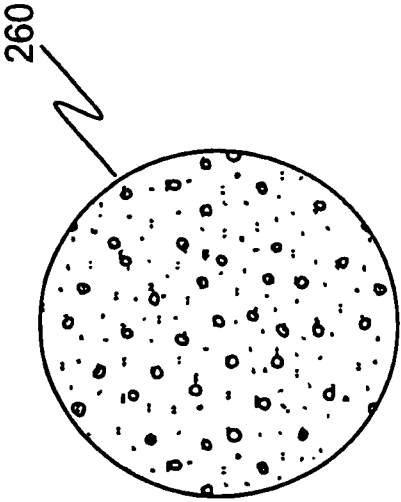


圖 11B

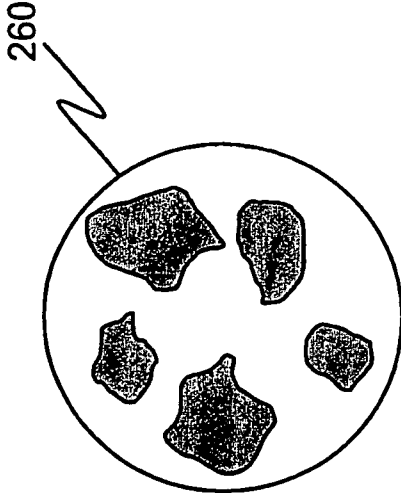


圖 11A

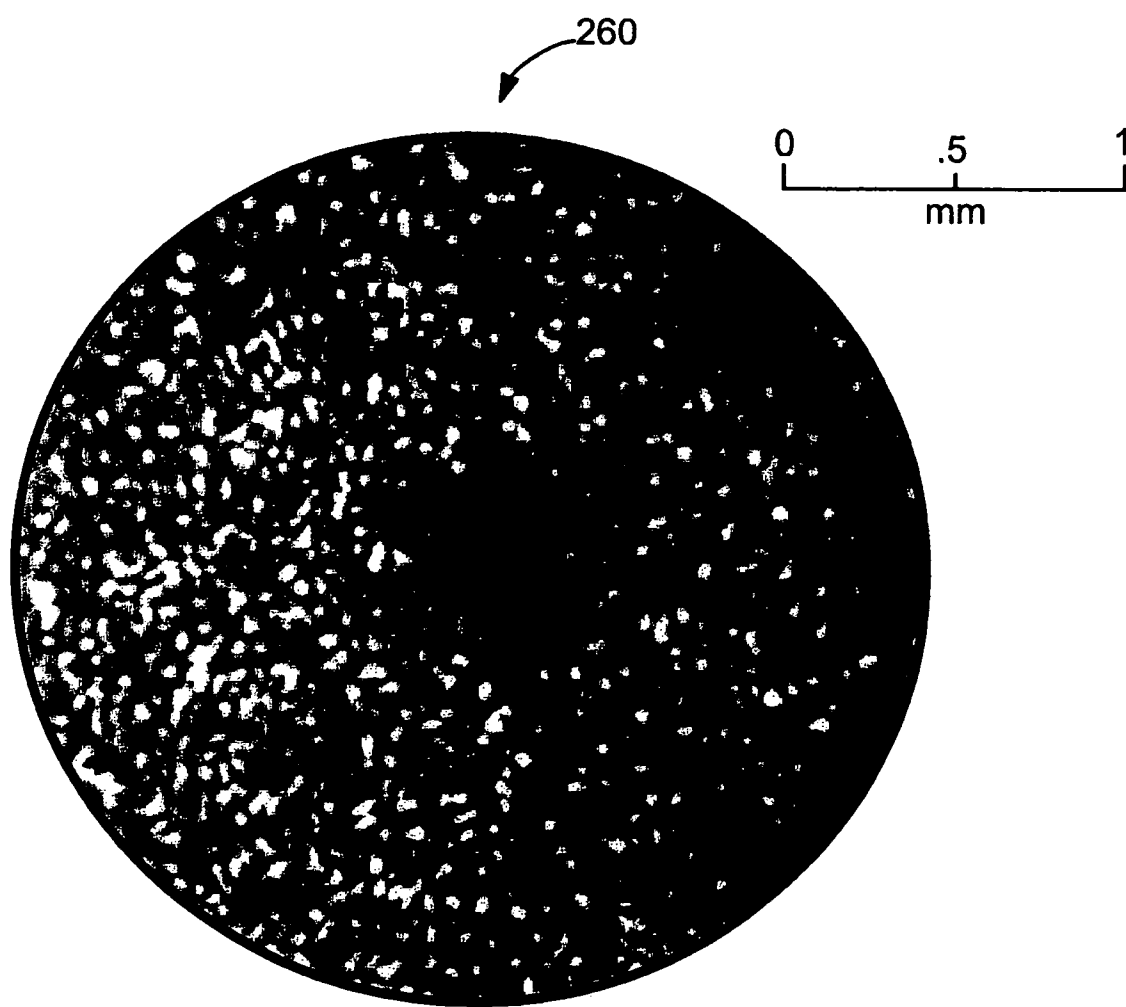


圖 11C

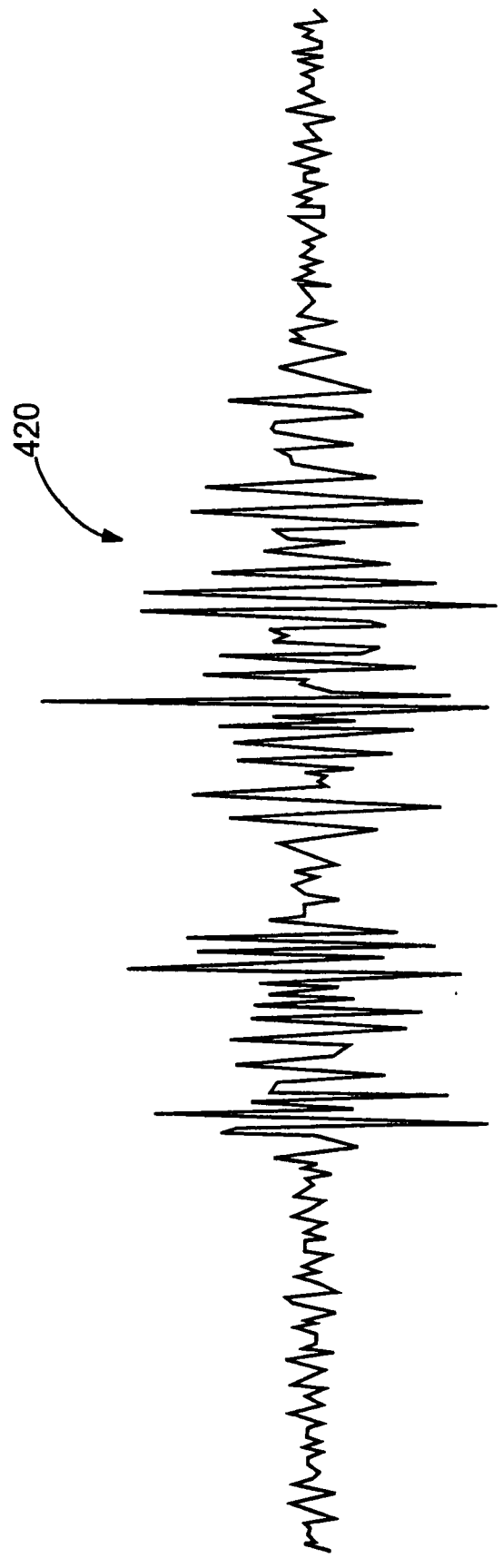


圖12

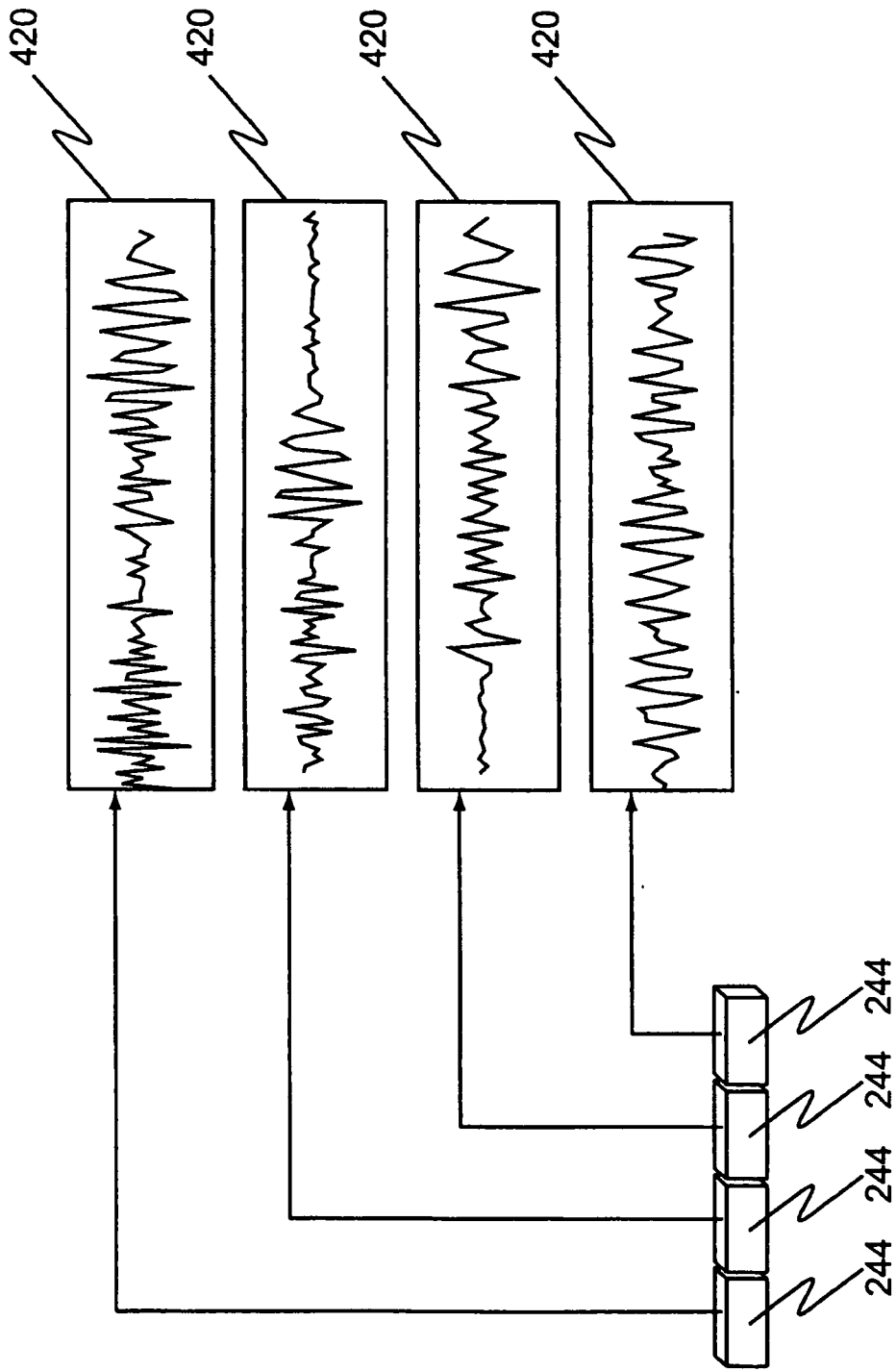


圖13

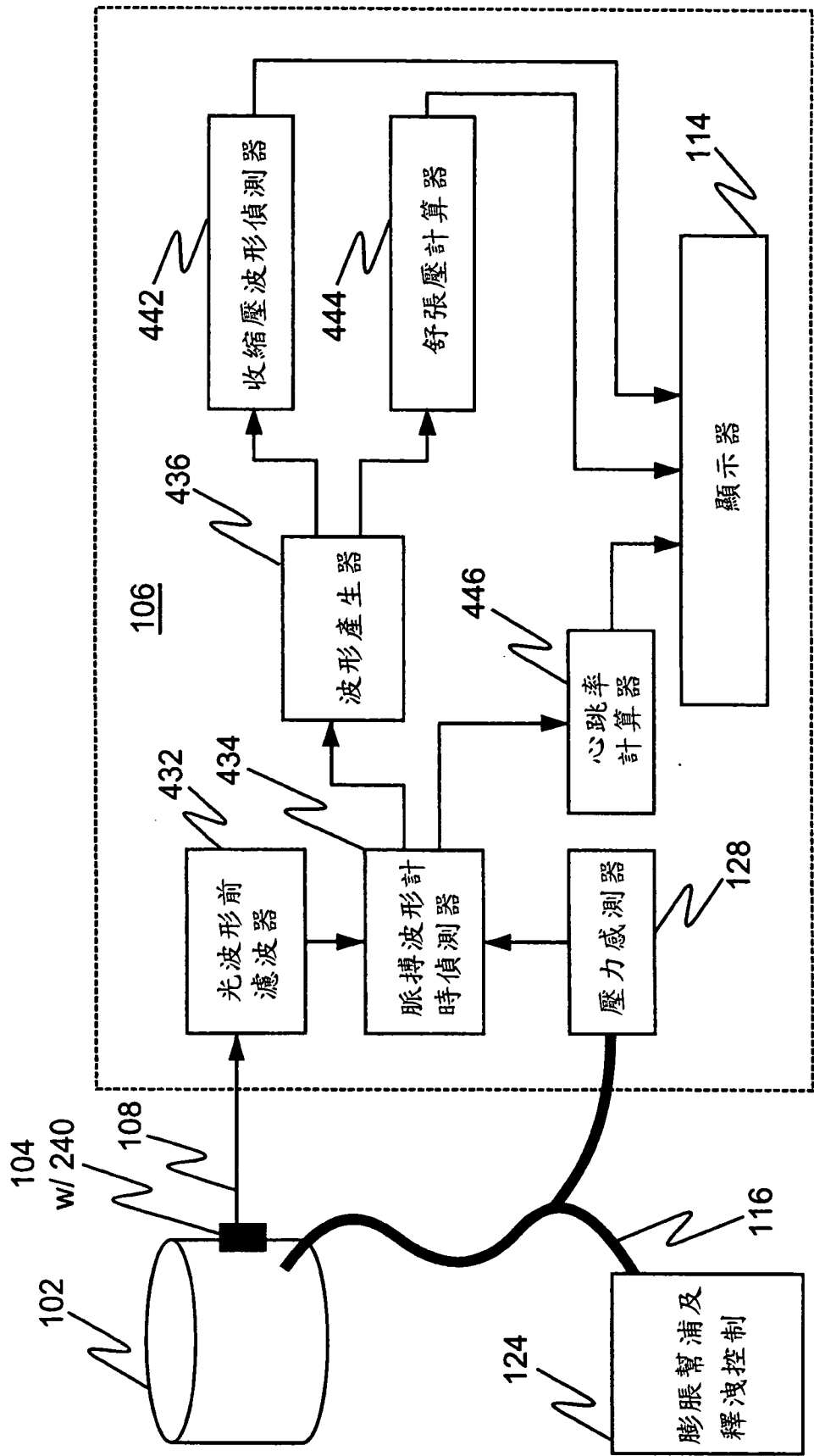


圖14A

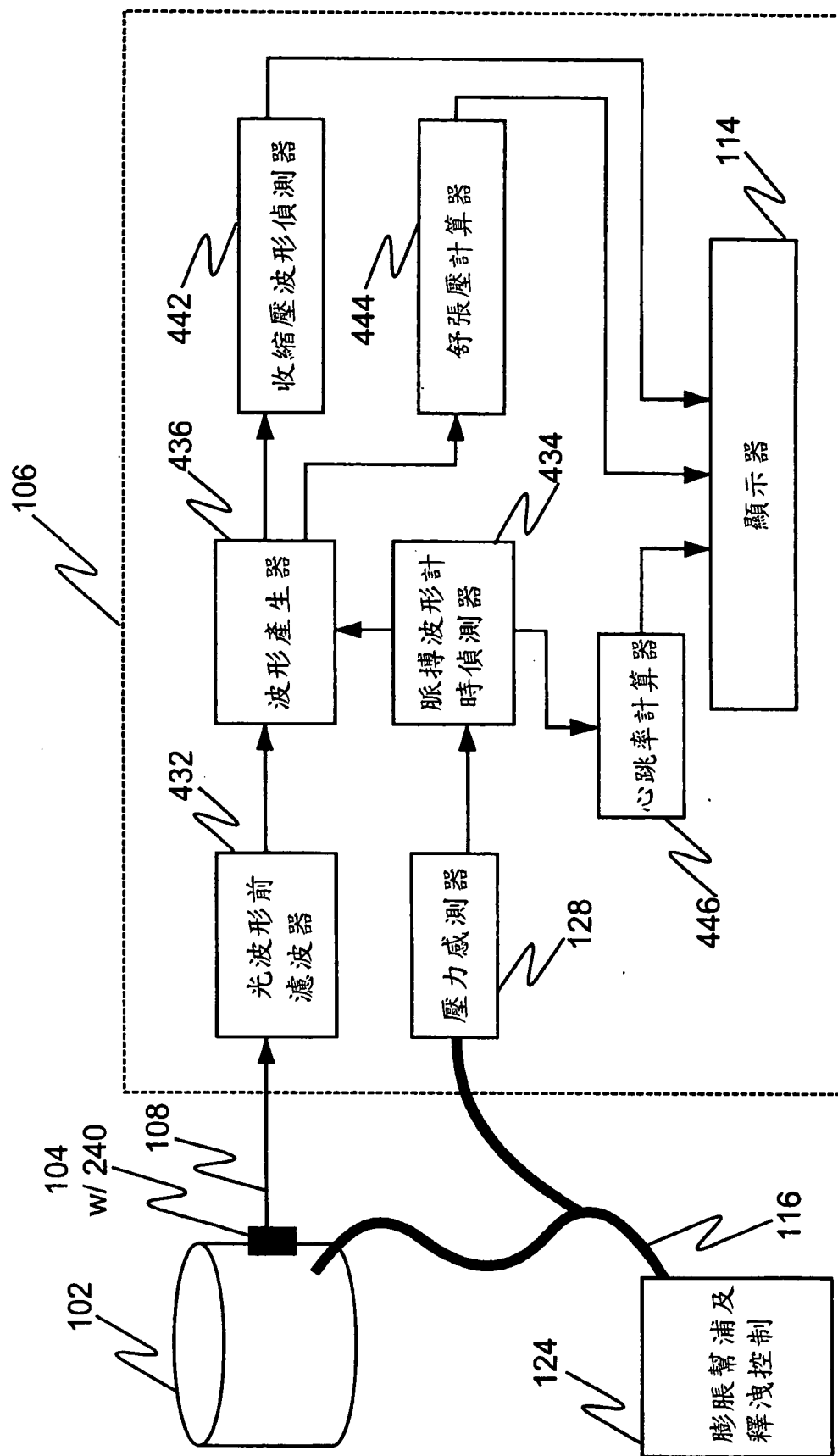


圖 14B

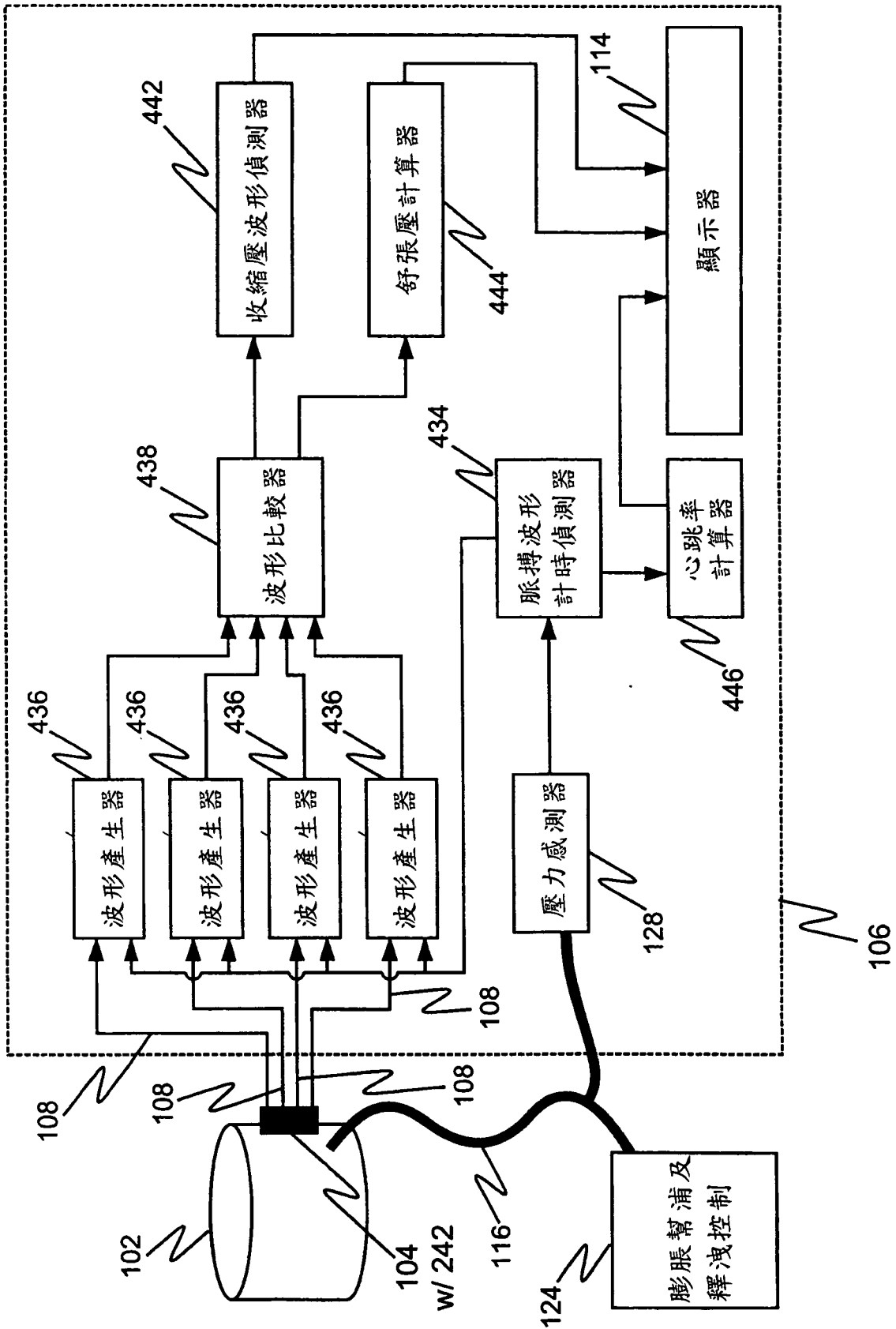


圖14C