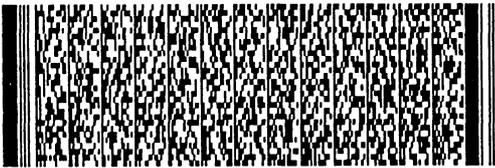


公告本

申請日期： 91. 11. 17	案號： 91120965
類別： A61B 8/00 . 17/00	

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書		557210
一、 發明名稱	中文	超音波影像導引手術器械方位校準方法
	英文	
二、 發明人	姓名 (中文)	1. 曾清秀 2. 馮宇平
	姓名 (英文)	1. 2.
	國籍	1. 中華民國 2. 中華民國
	住、居所	1. 桃園縣中壢市中大路300號(No. 300, Jung-da Rd., Jung-li City, Taoyuan, Taiwan 320, R.O.C.) 2. 桃園縣中壢市中大路300號(No. 300, Jung-da Rd., Jung-li City, Taoyuan, Taiwan 320, R.O.C.)
三、 申請人	姓名 (名稱) (中文)	1. 國立中央大學
	姓名 (名稱) (英文)	1. National Central University
	國籍	1. 中華民國
	住、居所 (事務所)	1. 桃園縣中壢市中大路300號(No. 300, Jung-da Rd., Jung-li City, Taoyuan, Taiwan 320, R.O.C.)
	代表人 姓名 (中文)	1. 劉兆漢
	代表人 姓名 (英文)	1. Liu, Chao Han
		

本案已向

國(地區)申請專利

申請日期

案號

主張優先權

無

有關微生物已寄存於

寄存日期

寄存號碼

無

五、發明說明 (1)

【發明領域】

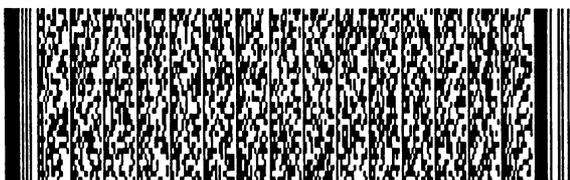
本發明係有關於一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，尤指運用於醫學領域配合超音波掃描作穿刺及手術導引之手術器械之方位校準。

【發明背景】

超音波的應用在醫學領域中佔有很大之重要性，因為其取像方便、無傷害性等優點外，其檢查成本較X光、電腦掃描等便宜，研究人員可以藉由超音波掃描檢查人體內部器官，以觀察器官是否有病變如肝硬化、心臟組織及卵巢腫瘤及腫瘤等疾病，超音波的用途除了觀察組織與腫瘤之外型大小及灰階之變化以進行病情判定外，尚可獲知腫瘤所在位置，以利醫生對其進行穿刺取樣化驗或切除等處理。

3D超音波影像穿刺手術導引系統就是藉由超音波影像、手術器械與定位裝置等硬體配合電腦將所有資訊整合以達成腫瘤定位、重建病灶三維模型以利醫生作治療之處理；當在作3D超音波影像穿刺手術導引前需先作超音波影像方位校準，接著在手術中時視需要再重建三維模型，在手術器械導引部分，則是先進行手術器械的方位校準，手術器械校準後即可搭配該建立之病灶三維模型或二維的超音波影像進行手術導引。

在進行手術導引前進行手術器械方位校準時其校準之準確度是否正確是相當重要的，因為該手術器械方位準確與否都將會影響到手術之成功率，且在手術導引進行時需



五、發明說明 (2)

更換手術器械如作穿刺時更換針筒，如更換手術器械所需之校準手續過於複雜時，將會增長手術之時間影響手術之進行。

因此，本發明即在如何針對上述問題而提出一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，不僅可增加手術器械方位校準之準確度，又可減少手術器械校準之時間，長久以來一直是使用者殷切盼望及本發明人念茲在茲者，而本發明人基於多年從事於相關產品之研究、開發、及銷售實務經驗，乃思及改良之意念，經多方研究設計、專題探討，終於研究出一種超音波影像導引手術器械方位校準方法之改良，使可解決上述之問題。

【發明目的及概要】

本發明之主要目的，在於提供一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，係以發射器為基準位置以達正確之手術器械方位校準之目的。

本發明之次要目的，在於提供一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，係藉由校準塊作手術器械方位校準之工具以達縮短其校準時間之目的。

茲為使貴審查委員對本發明之結構特徵及所達成之功效更有進一步之瞭解與認識，謹佐以較佳之實施例圖及配合詳細之說明，說明如後：

【圖號對照說明】

10 磁場式定位主機

12 發射器

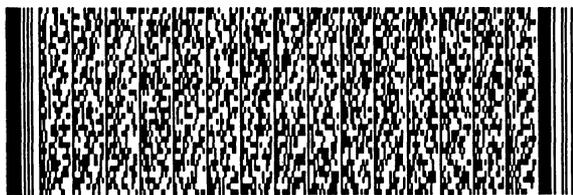


五、發明說明 (3)

- 14 針筒
- 15 刺針
- 16 第一端點
- 17 固定點
- 18 第二端點
- 19 針筒
- 20 刺針
- 21 第一感測器
- 22 超音波影像裝置
- 24 超音波探頭
- 26 第二感測器
- 27 RS232傳輸線
- 28 電腦
- 29 顯示螢幕
- 30 校準塊
- 32 校準洞

【具體實施例詳細說明】

請參閱第一圖，係為本發明之一較佳實施例之系統架構示意圖；如圖所示，一3D超音波影像穿刺手術導引系統係包含一超音波影像裝置22，該超音波影像裝置22係連接一超音波探頭24，一磁場式定位主機10、該磁場式定位主機10係連接一發射器12、一第一感測器21及一第二感測器26，該第一感測器21係裝設於一針筒14上，該第二感測器係裝設於該超音波探頭24上，該磁場式定位主機10係透過



五、發明說明 (4)

一 RS232傳輸線 27與一電腦 28相連接，該電腦 28係與一顯示螢幕 29及該超音波影像裝置 22相連接。

磁場式定位裝置係利用該發射器 12對空間發射磁場，當該針筒 14及該超音波探頭 24移動時，該第一感測器 21與該第二感測器 26則感測磁場強度訊號回傳至該磁場式定位主機 10上而分析出該第一感測器 21與該第二感測器 26之方向及位置座標值，並經由該 RS232傳輸線 27將分析出之方向及位置座標值資料傳輸至該電腦 28，透過該電腦 28將方向及位置座標值資料作運算處理即可分析出該針筒 14上之一刺針 15相對於該第一感測器 21，及該超音波探頭 24相對於該第二感測器 26之空間轉換關係。

使用該系統時可分為手術前之準備工作與手術中使用步驟，手術前之準備工作為利用影像方位校準找出超音波影像相對於該超音波探頭 24上之該第二感測器 26之空間轉換關係，再利用該第二感測器 26位置相對於該發射器 12之座標轉換關係即可求得該超音波影像相對於該發射器 12為基準之空間轉換關係；手術中使用步驟分為重建三維模型與手術器械導引，重建三維模型係利用該超音波探頭 24連續掃描病灶將影像顯現於超音波影像裝置 22上，用一影像擷取卡將超音波影像擷取至該電腦 28，經過該電腦 28處理以重新建立病灶之三維模型而顯示於該顯示螢幕 29上。

當手術器械針筒 14須導引時，必須先做方位校準求得該針筒 14之該針尖位置及該刺針 15之方向相對於該第一感測器 21之座標及向量轉換關係，再乘上該第一感測器 21位

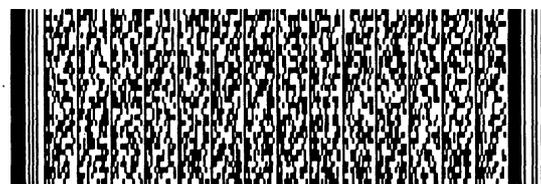


五、發明說明 (5)

置相對於該發射器 12 之座標轉換關係即可求得該刺針 15 相對於該發射器 12 位置為基準之空間轉換關係，如此由於超音波影像所顯示的病灶及該針筒 14 之該刺針 15 的方位皆對應於該發射器 12，即是共用同一座標系因此可將該刺針 15 的方位與該病灶影像結合，一併顯示於該顯示螢幕 29 上。

請一併參閱第二圖及第三圖，係為本發明之一較佳實施例刺針針尖及刺針方位校準示意圖；如圖所示，一發射器 12 對空間發射磁場，一針筒 14 上裝設有一第一感測器 21，將該針筒 14 上之一刺針 15 之一第一端點 16 頂住一固定點 17，該針筒 14 任意對該固定點 17 旋轉，使該第一感測器 21 接收該第一端點 16 作固定點 17 旋轉之每一磁場強度感測值並回傳至一磁場式定位主機 10（請參閱第一圖）以分析出每一感測值相對應之位置座標值，即該第一感測器 21 位置相對於該發射器 12 之每一座標值，將該位置座標值透過該 RS232 傳輸線 27 傳輸至該電腦 28，經該電腦 28 以最佳化演算法分析出該針筒 14 之該刺針 15 之該第一端點 16 位置相對於該第一感測器 21 之座標轉換關係。

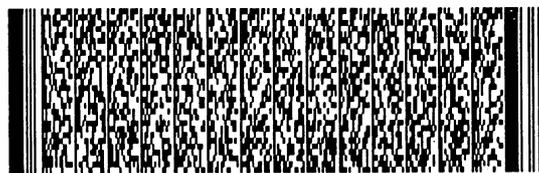
請參閱第三圖；將該針筒 14 之刺針 15 截短取一第二點 18，將該第二端點 18 頂住一固定點 17，該針筒 14 任意對該固定點 17 旋轉，使該第一感測器 21 接收該刺針 15 之第二端點 18 作固定點 17 旋轉之每一磁場強度感測值並回傳至一磁場式定位主機 10（請參閱第一圖）以分析出每一感測值相對應之位置座標值，即第一感測器 21 位置相對於該發射器 12 之每一座標值，將該位置座標值透過該 RS232 傳輸線 27 傳



五、發明說明 (6)

輸至該電腦 28，經該電腦 28 以最佳化演算法分析出該針筒 14 之該刺針 15 之該第二端點 18 位置相對於該第一感測器 21 之座標轉換關係，該最佳演算法係可為基因法或最小平方法；並將該 15 刺針之第一端點 16 位置與該刺針 15 之第二端點 18 位置相對於該第一感測器 21 之座標轉換關係連線分析即可得到該刺針 15 方向相對於該第一感測器 21 之向量轉換關係，找到該刺針 15 之第一端點 16 位置與該刺針 15 之方向相對於該第一感測器 21 之座標及向量轉換關係，再乘上該第一感測器 21 相對於該發射器 12 之座標轉換關係，即可得知該刺針 15 之第一端點 16 位置與該刺針 15 之方向相對於該發射器 12 位置為基準之座標及向量轉換關係，即完成該針筒 14 之刺針 15 以該發射器 12 位置為基準之方位校準。

請參閱第四圖；係本發明之另一較佳實施例校準塊之方位校準示意圖，如圖所示，一發射器 12，一針筒 14 上裝設有一第一感測器 21，一超音波探頭 24 上係裝設有一校準塊 30，該校準塊 30 係於適當之位置裝設有一第二感測器 26，且該校準塊 30 之適當位置上係有一校準洞 32，該校準洞 32 之深度係淺於該針筒 14 之刺針 15 長度，係利用上述第二圖及第三圖之方法校正過之該針筒 14，將該刺針 15 插入該校準塊 30 之該校準洞 32 內，使該刺針 15 之第一端點 16 抵住該校準洞 32 底部，係藉由該第二感測器 26 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係、該刺針 15 之第一端點 16 位置及該刺針 15 之方向相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係，即可得知該校準洞 32 底部位置相對於該第二感測器 26 之座



五、發明說明 (7)

標轉換關係，及該校準洞 32 之方向相對於該第二感測器 26 之向量轉換關係，找到該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 方向相對於該第二感測器 26 之座標及向量轉換關係，再乘上該第二感測器 26 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係，即可得知該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 之方向相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係，也因此不論該超音波探頭 24 放置何處，皆可經由該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 之方向相對於該第二感測器 26 的座標及向量轉換關係及該第二感測器 26 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係，得知該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 之方向相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係，該校準塊 30 上係尚可設有多個校準洞，以適合校準不同管徑尺寸的刺針。

請參閱第五圖；係本發明之另一較佳實施例刺針之方位校準示意圖，如圖所示，當進行穿刺手術導引時需更換該針筒 14 時，只需將該第一感測器 21 拆下並裝設於更換後之針筒 19 上，將該更換後之針筒 19 之刺針 20 尖端插入於上述第四圖所述之該校準洞 32 底部，藉由該校準洞 32 底部位置及該校準洞 32 方向相對於該第二感測器 26 之座標及向量轉換關係，再乘上該第二感測器 26 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係，即可得知該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 方向相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係，該校準洞 32 之底部位置座標值及該校準洞 32 之方向向量即為該刺針 20 之尖端位置及該刺針 20 之方向相對於該發射器 12 之座標及向量之轉換關係，又該第一感測器 21 位置相對於該

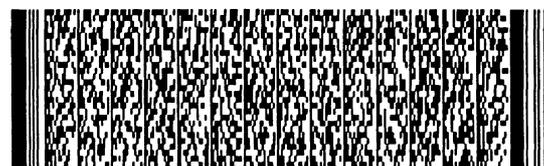


五、發明說明 (8)

發射器 12 之座標轉換關係為已知，所以由該刺針 20 尖端位置相對於該發射器 12 之座標值及該刺針 20 方向相對於該發射器 12 之向量，經座標轉換運算，可得到該刺針 20 尖端位置相對於該第一感測器 21 之座標轉換關係及該刺針 20 方向相對於該第一感測器 21 之向量轉換關係，再利用該第一感測器 21 相對於該發射器 12 之座標轉換關係即可求得該刺針 20 相對於該發射器 12 為基準之空間轉換關係，故完成該針筒 19 之刺針 20 以該發射器 12 位置為基準之方位校準。

請參閱第六圖；係本發明之又一較佳實施例刺針之方位校準示意圖，如圖所示，一發射器 12，一未校準過之針筒 19 上裝設有一第一感測器 21，一超音波探頭 24 上係裝設有一校準塊 30，該校準塊 30 係於適當之位置裝設有一第二感測器 26，且該校準塊 30 之適當位置上係有一校準洞 32，該校準洞 32 之深度係淺於該針筒 19 之刺針 20，利用量測之方法分別量測出該校準洞 32 底部位置相對於該第二感測器 26 之距離及量測該校準洞 32 之洞口中心位置相對於該第二感測器 26 之距離，並連線即可得知該校準洞 32 方向相對於該第二感測器 26 之向量轉換關係，找到該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 之方向相對於該第二感測器 26 之座標及向量轉換關係，再乘上該第二感測器 26 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係，即可得知該校準洞 32 之底部位置與該校準洞 32 之方向相對於該發射器 12 位置為基準之座標及向量轉換關係。

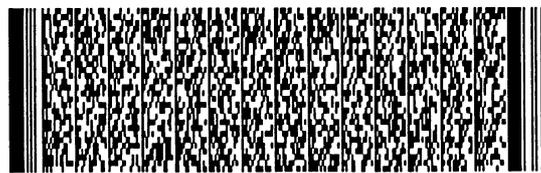
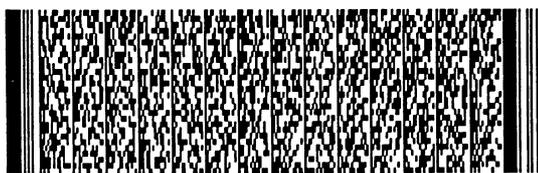
將該未校準過之針筒 19 之該刺針 20 插入至該校準洞 32



五、發明說明 (9)

底部，藉由該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 方向相對於該第二感測器 26 之座標及向量轉換關係，再乘上該第二感測器 26 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係，即可得知該校準洞 32 底部位置與該校準洞 32 之方向相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係，該校準洞 32 之底部位置座標值及該校準洞 32 之方向向量即為該刺針 20 之尖端位置及該刺針 20 之方向相對於該發射器 12 之座標及向量之轉換關係，又該第一感測器 21 位置相對於該發射器 12 之座標轉換關係為已知，所以由該刺針 20 尖端位置相對於該發射器 12 之位置座標值及該刺針 20 方向相對於該發射器 12 之向量，經座標轉換運算，可得到該刺針 20 尖端位置相對於該第一感測器 21 之座標轉換關係及該刺針 20 方向相對於該第一感測器 21 之向量轉換關係，再利用該第一感測器 21 相對於該發射器 12 之座標轉換關係即可求得該刺針 20 相對於該發射器 12 為基準之空間轉換關係，故完成該針筒 19 之刺針 20 以該發射器 12 位置為基準之方位校準，該校準塊 30 上係尚可設有多個校準洞，以適合校準不同管徑尺寸的刺針。

本發明係利用磁場式定位裝置來作為手術器械方位校準之工具，利用該發射器 12 對空間發射磁場，裝設在針筒 14 上之第一感測器 21 感測磁場強度並將感測值傳回該磁場式定位主機 10 上以分析出座標值，再經過該電腦 28 運算處理分析出刺針 15、第一感測器 21 及發射器 12 之空間轉換關係以求出該刺針 15 相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係以校準該刺針 15 之方位；或者利用該校準過之刺針 15 與

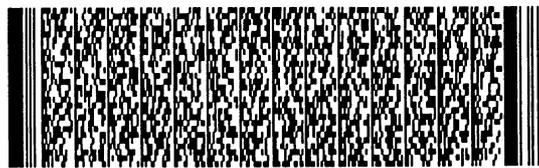
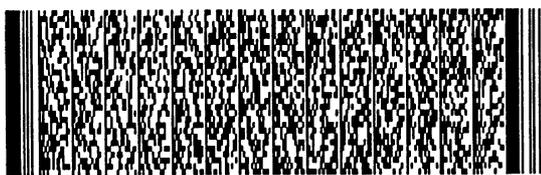


五、發明說明 (10)

裝設於該校準塊 30 上之第二感測器 26 分別相對於該發射器 12 之座標及向量轉關係，以求得該校準塊 30 上之校準洞 32 相對於該發射器 12 之座標及向量轉換關係，故在手術進行時更換該針筒 14 只需將該第一感測器 21 裝設於更換後之針筒 19，將該針筒上之刺針 20 插入該校準洞 32 之底部即可完成該刺針 20 之方位校準；本發明之校準方法係可運用於任何手術器械如剪刀、手術刀及針筒等器具，且本發明尚可利用其它之空間定位裝置如光學式及機械臂式等相關定位裝置。

故本發明實為一具有新穎性、進步性即可供產業上利用者，應符合我國專利法專利申請要件無疑，爰依法提出發明專利申請，祈鈞局早日賜至准專利，至感為禱。

惟以上所述者，僅為本發明一較佳實施例而已，並非用來限定本發明實施之範圍，故舉凡依本發明申請專利範圍所述之形狀、構造、特徵及精神所為之均等變化與修飾，均應包括於本發明之申請專利範圍內。



圖式簡單說明

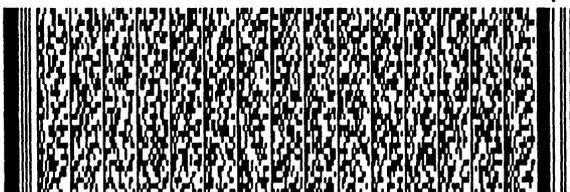
- 第一圖係本發明之一較佳實施例之系統架構示意圖；
- 第二圖係本發明之一較佳實施例刺針針尖之方位校準示意圖；
- 第三圖係本發明之一較佳實施例刺針之方位校準示意圖；
- 第四圖係本發明之另一較佳實施例校準塊之方位校準示意圖；
- 第五圖係本發明之另一較佳實施例刺針之方位校準示意圖；
- 第六圖係本發明之又一較佳實施例刺針之方位校準示意圖。



四、中文發明摘要 (發明之名稱：超音波影像導引手術器械方位校準方法)

本發明係有關於一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，係利用一空間定位裝置之一發射器為基準座標，並將一感測器裝設於一手術器械上以校準該手術器械之方位，該校準之方法係利用一磁場式定位裝置來作為該手術器械方位校準之工具，利用該發射器對空間發射磁場，裝設在該手術器械上之該感測器則感測磁場強度並將感測值傳回一磁場式定位主機上以分析出座標值，再經過一電腦運算處理分析該手術器械、該感測器及該發射器之相互空間轉換關係以求出該手術器械相對於該發射器之空間轉換關係，以校準該手術器械之方位；或者利用校準過之一手術器械及裝設於校準塊上之一感測器相對於該發射器之空間轉換關係，以求得該校準塊上之一校準洞相對於該發射器

英文發明摘要 (發明之名稱：)



四、中文發明摘要 (發明之名稱：超音波影像導引手術器械方位校準方法)

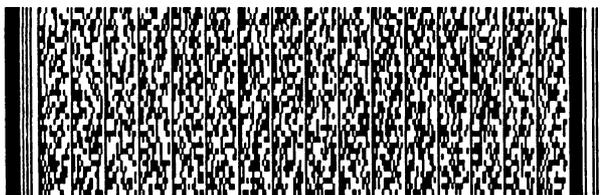
之空間轉換關係，故在手術進行時更換該手術器械只需將該感測器裝設於更換後之一手術器械上，將該手術器械插入該校準洞之底部即可完成該手術器械之方位校準；本發明之校準方法係可運用於任何手術器械如剪刀、手術刀及針筒等器具。

英文發明摘要 (發明之名稱：)



六、申請專利範圍

1. 一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，係以發射器位置為基準座標，並藉由該發射器、一手術器械上之一第一感測器、該手術器械之一第一端點及一第二端點之間之空間轉換關係，以校準該手術器械之方位，該手術器械方位校準方法包括有下列步驟：
分析出該第一感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係；
將該手術器械之第一端點頂住一固定點，該手術器械任意對該固定點旋轉，使該第一感測器接收該第一端點作定點旋轉之每一感測值並回傳至一定位主機；
分析出該第一端點作定點旋轉時，第一感測器位置相對於該發射器之每一座標值；
分析出該第一端點位置相對於該第一感測器之座標轉換關係；
將該手術器械截短取一第二端點，將該第二端點頂住一固定點，該手術器械任意對該固定點旋轉，使該第一感測器接收該第二端點作定點旋轉之每一感測值並回傳至該定位主機；
分析出該第二端點作定點旋轉時，第一感測器位置相對於該發射器之每一座標值；
分析出該第二端點位置相對於該第一感測器之座標轉換關係；
分析出該手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉

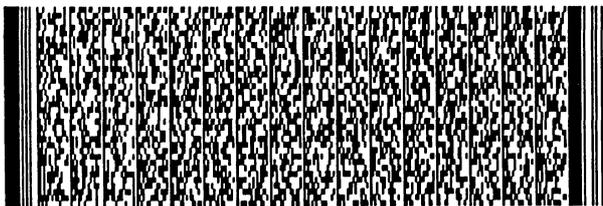


六、申請專利範圍

換關係；及

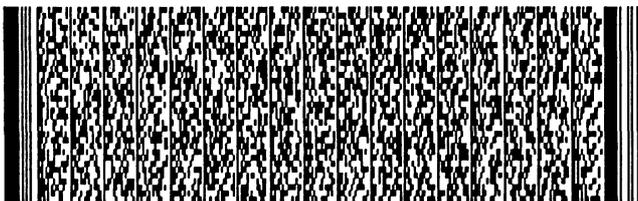
分析出該第一端點位置相對於該發射器之座標轉換關係、該手術器械方向相對於該發射器之向量轉換關係，即完成該手術器械以該發射器位置為基準之方位校準。

2. 如申請專利範圍第1項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該第一端點及該第二端點作定點旋轉時，第一感測器位置相對於該發射器之每一座標值之步驟中，係利用回傳至該定位主機之感測值作分析，以找出每一感測值相對應之位置座標值。
3. 如申請專利範圍第1項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該第一端點位置及該第二端點位置相對於該第一感測器之座標轉換關係之步驟中，係利用最佳演算法分析得知。
4. 如申請專利範圍第3項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中該最佳化演算法係利用基因法或最小平方法。
5. 如申請專利範圍第1項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係之步驟中，係將該第一端點位置及該第二端點位置相對於該第一感測器之座標轉換關係連線，即可求出該手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係。



六、申請專利範圍

6. 如申請專利範圍第1項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該第一端點位置相對於該發射器之座標轉換關係，及該手術器械方向相對於該發射器之向量轉換關係之步驟中，係藉由該手術器械之該第一端點位置相對於該第一感測器之座標轉換關係，及該手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係，找到該第一端點位置與該手術器械方向相對於該第一感測器之座標及向量轉換關係，再乘上該第一感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係求得。
7. 如申請專利範圍第1項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於完成該手術器械以該發射器位置為基準之方位校準之步驟後，係可利用該校準過之該手術器械搭配一設有至少一校準洞之校準塊，及裝設於該校準塊之一第二感測器作更換手術器械時之快速校準，該方法包括下列步驟：
- 分析出該第二感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係；
- 將校準過之該手術器械之該第一端點插入至該校準塊之一校準洞之底部；
- 分析出該校準洞底部位置及該校準洞方向相對於該發射器之座標及向量轉換關係；
- 分析出該校準洞底部位置相對於該第二感測器之座標轉換關係，及該校準洞方向相對於該第二感測器之



六、申請專利範圍

向量轉換關係；

更換該手術器械時，只須將該第一感測器拆下裝上至另一手術器械上，將該更換後之手術器械插入至該校準洞之底部；

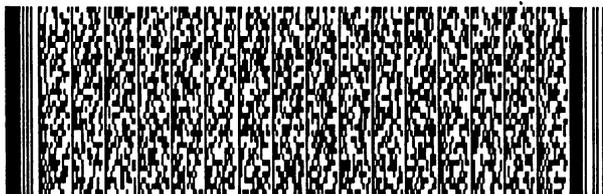
分析出該校準洞底部位置相對於該發射器之座標轉換關係、該校準洞方向相對於該發射器之向量轉換關係；

分析出該第一感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係；及

分析出該更換後之手術器械之尖端位置相對於該第一感測器之座標轉換關係，及該更換後之手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係，即完成更換之手術器械以該發射器位置為基準之方位校準。

8. 如申請專利範圍第7項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該校準洞底部位置及該校準洞方向相對於該發射器之座標及向量轉換關係之步驟中，係藉由該手術器械之第一端點位置及該手術器械方向相對於該發射器之座標及向量轉換關係中求得。

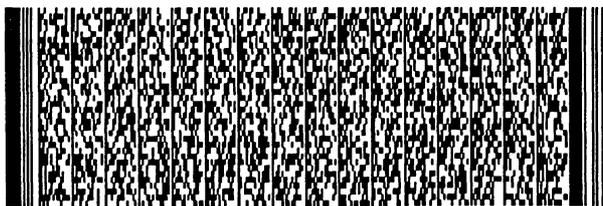
9. 如申請專利範圍第7項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該校準洞底部位置相對於該第二感測器之座標轉換關係，及該校準洞方向相對於該第二感測器之向量轉換關係之步驟中，係藉由該第二感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係



六、申請專利範圍

、該手術器械之第一端點位置相對於該發射器之座標轉換關係，及該手術器械方向相對於該發射器之向量轉換關係分析得知。

10. 如申請專利範圍第7項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該校準洞底部位置相對於該發射器之座標轉換關係、該校準洞方向相對於該發射器之向量轉換關係之步驟中，係藉由該校準洞底部位置相對於該第二感測器之座標轉換關係，及該校準洞之方向相對於該第二感測器之向量轉換關係，再乘上該第二感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係求得。
11. 如申請專利範圍第7項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該更換後之手術器械之尖端位置相對於該第一感測器之座標轉換關係，及該更換後之手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係之步驟中，係藉由校準洞底部位置相對於該發射器之座標轉換關係、該校準洞方向相對於該發射器之向量轉換關係，及第一感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係分析得知。
12. 一種超音波影像導引手術器械方位校準方法，係以發射器位置為基準座標，並藉由該發射器、一校準塊上之一第二感測器、該校準塊上之至少一校準洞及該手術器械上一第一感測器之間之空間轉換關係，以校準該手術器械之方位，該手術器械方位校準方法包括有



六、申請專利範圍

下列步驟：

分析出該第二感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係；

量測分析出該校準洞底部位置相對於該第二感測器之座標轉換關係；

量測分析出該校準洞方向相對於該第二感測器之向量轉換關係；

將該手術器械插入至該校準洞底部；

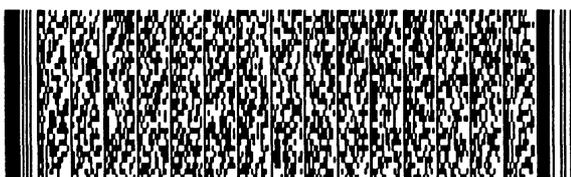
分析出該校準洞底部位置相對於該發射器之座標轉換關係、該校準洞方向相對於該發射器之向量轉換關係；

分析出該第一感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係；及

分析出該手術器械之尖端位置相對於該第一感測器之座標轉換關係，及該手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係，即完成手術器械之方位校準。

13. 如申請專利範圍第12項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於量測分析出該校準洞底部位置相對於該第二感測器之座標轉換關係之步驟中，係量測該校準洞底部位置相對於該第二感測器之距離以求出座標轉換關係。

14. 如申請專利範圍第12項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於量測分析出該校準洞方向相

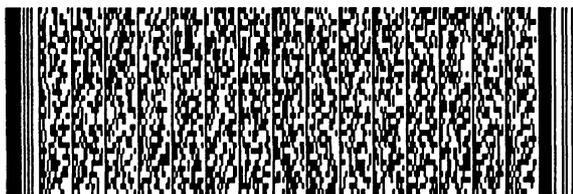


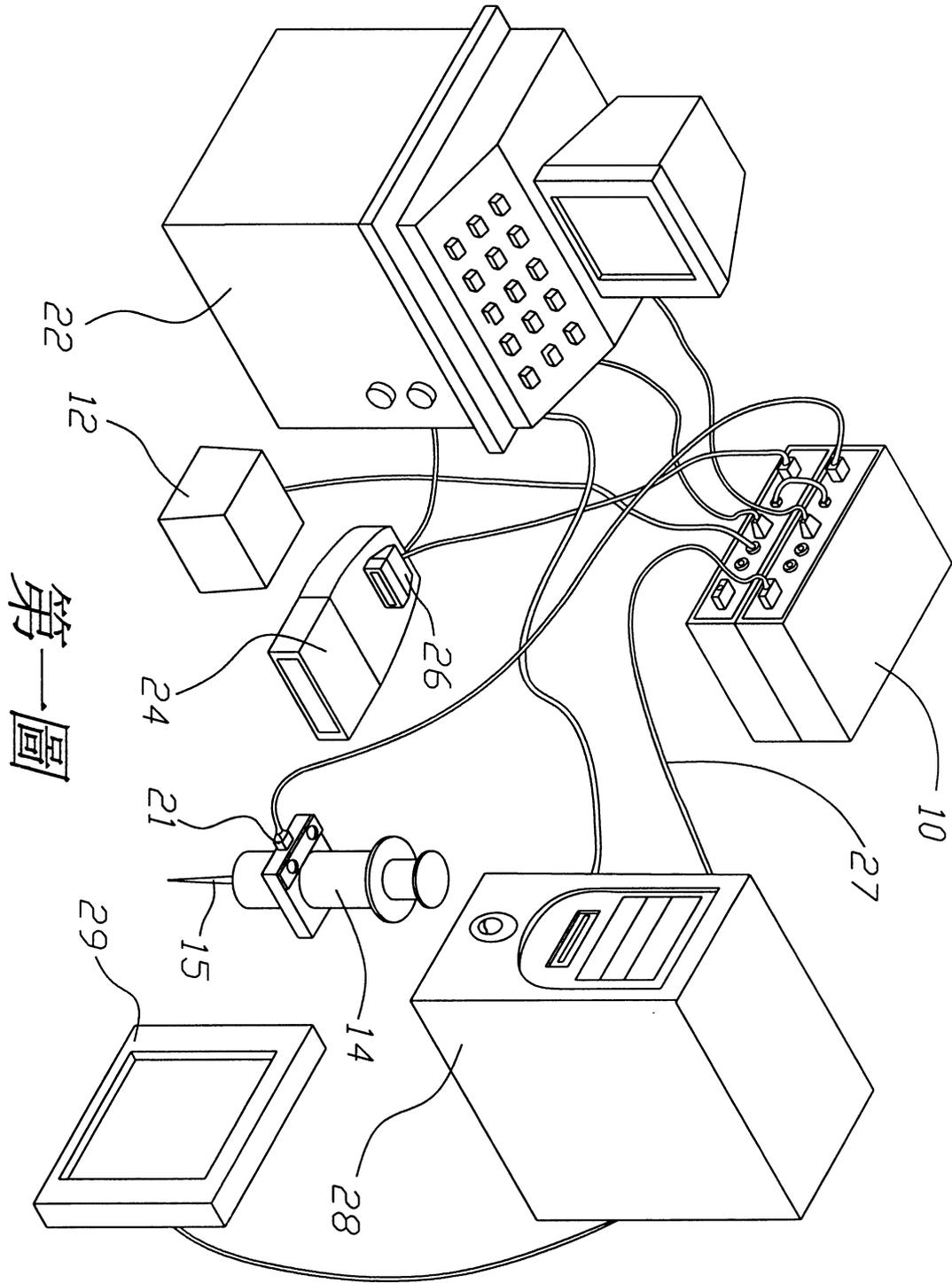
六、申請專利範圍

對於該第二感測器之向量轉換關係之步驟中，係量測該校準洞底部位置相對於該第二感測器之位置及量測該校準洞中心位置相對於該第二感測器之位置，分析出該校準洞底部位置及該校準洞洞中心位置相對於該第二感測器之座標轉換關係，並將校準洞底部位置與洞中心位置相連線即可得知該校準洞方向相對於該第二感測器之向量轉換關係。

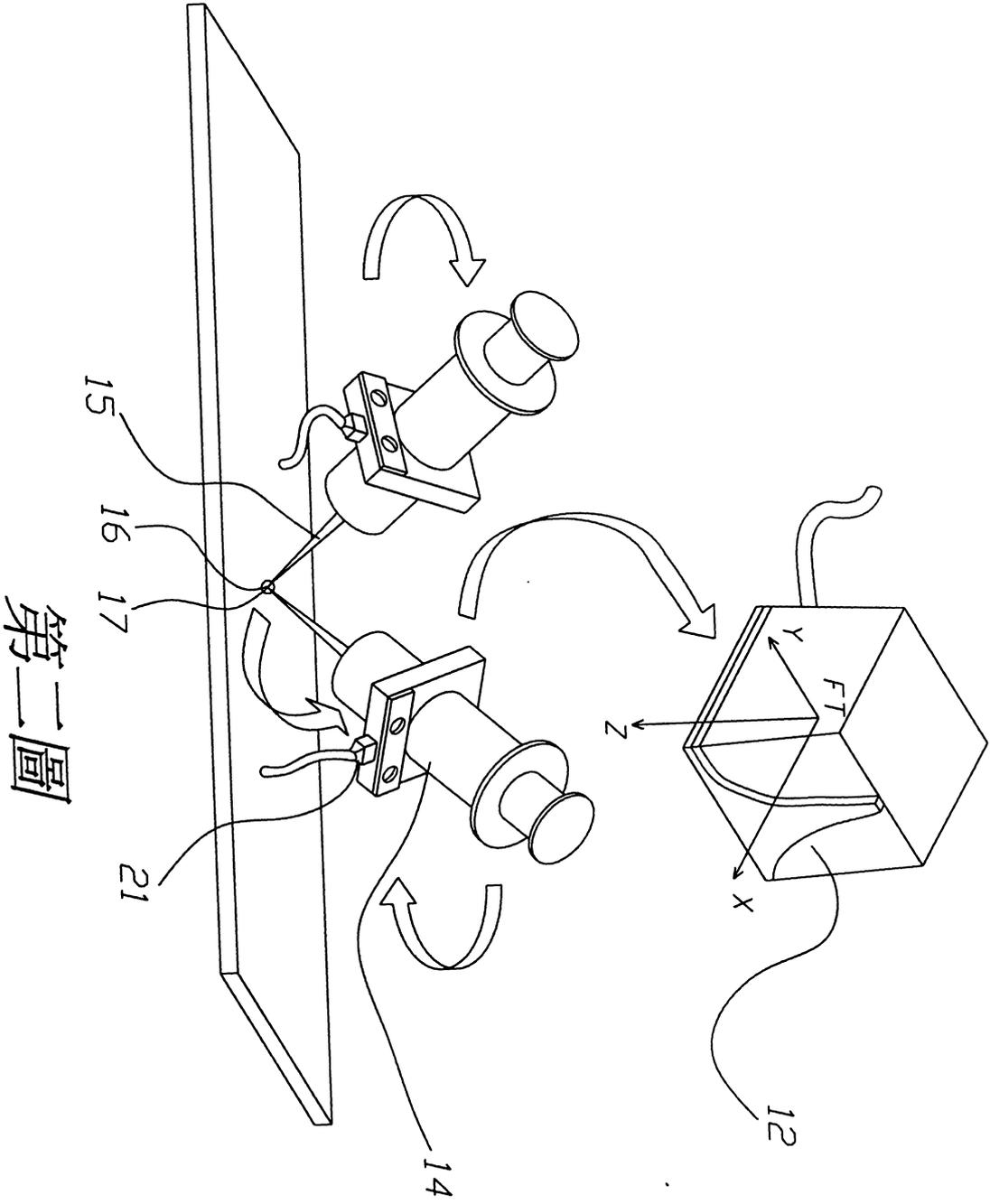
15. 如申請專利範圍第12項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該校準洞底部位置相對於該發射器座標轉換關係、該校準洞方向相對於該發射器之向量轉換關係之步驟中，係藉由該校準洞底部位置相對於該第二感測器之座標轉換關係，及該校準洞之方向相對於該第二感測器之向量轉換關係，再乘上該第二感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係求得。

16. 如申請專利範圍第12項所述之超音波影像導引手術器械方位校準方法，其中於分析出該手術器械之尖端位置相對於該第一感測器之座標轉換關係，及該手術器械方向相對於該第一感測器之向量轉換關係之步驟中，係藉由校準洞底部位置相對於該發射器之座標轉換關係、該校準洞方向相對於該發射器之向量轉換關係，及第一感測器位置相對於該發射器之座標轉換關係分析得知。

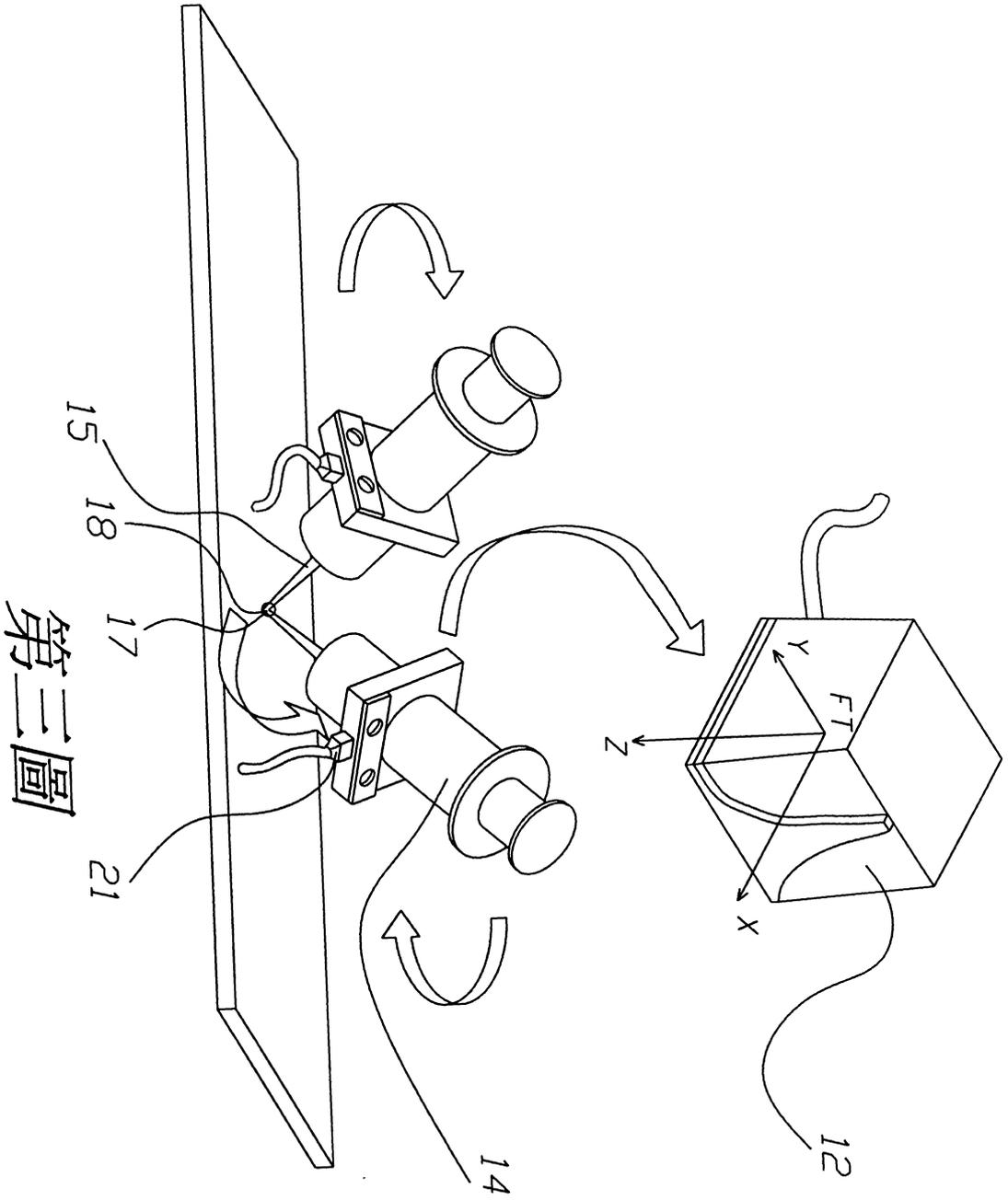




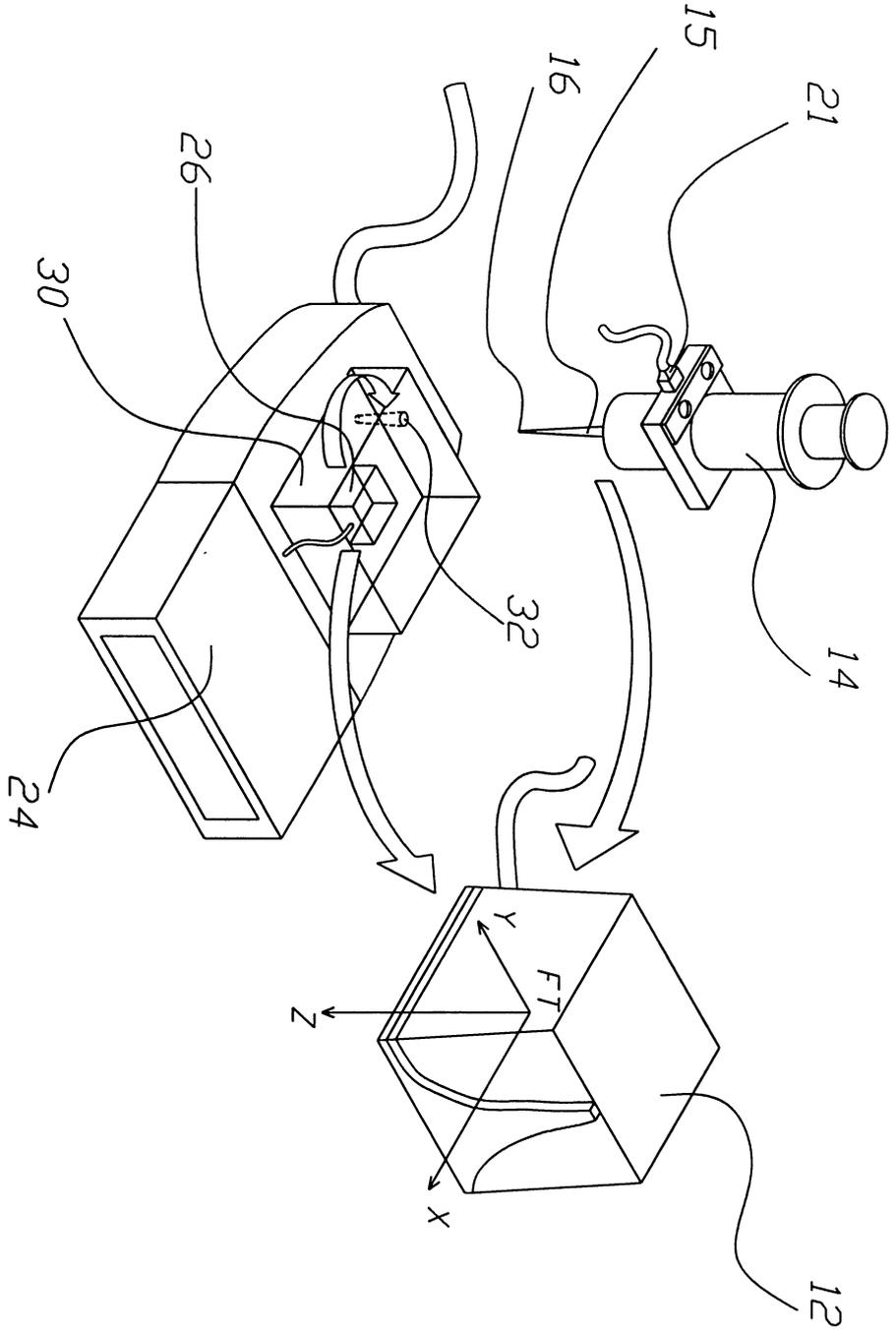
第一圖



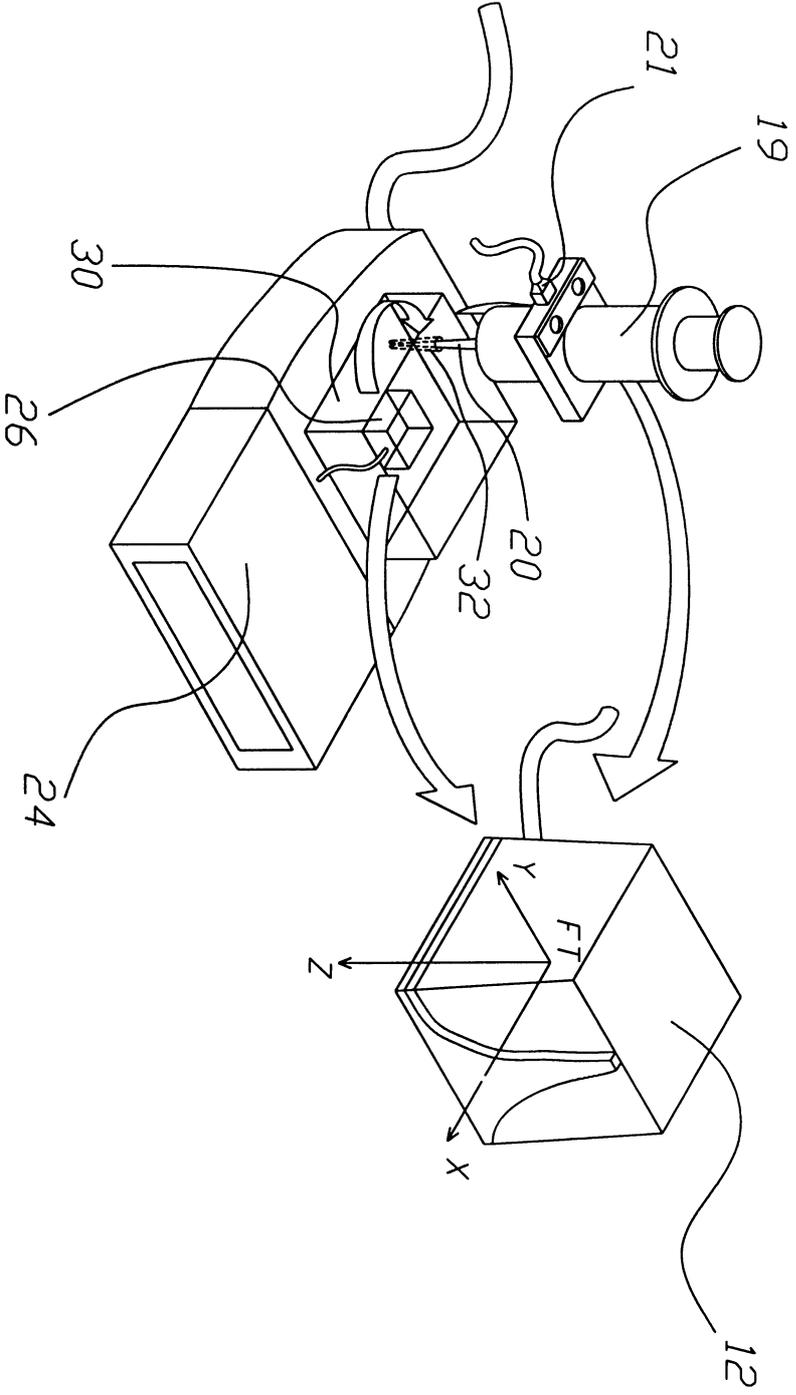
第二圖



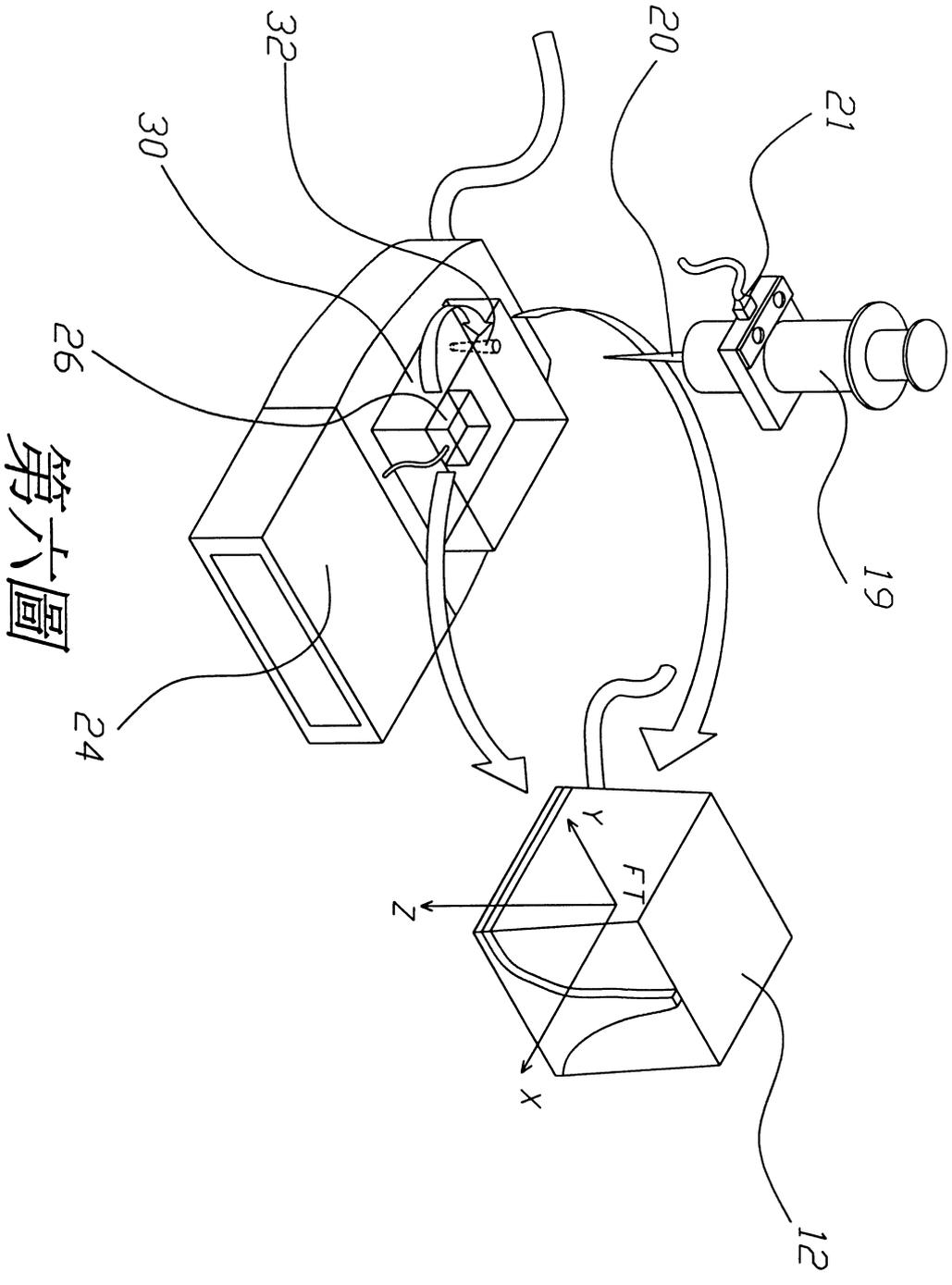
第三圖



第四圖



第五圖



第六圖