



(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 I752510 B

(45)公告日：中華民國 111 (2022) 年 01 月 11 日

(21)申請案號：109117682

(22)申請日：中華民國 109 (2020) 年 05 月 27 日

(51)Int. Cl. : A61B5/053 (2021.01)

(30)優先權：2019/05/31 日本 2019-103194

(71)申請人：日商旭化成股份有限公司(日本) ASAHI KASEI KABUSHIKI KAISHA (JP)  
日本(72)發明人：辻秀之 TSUJI, HIDEYUKI (JP)；岡武茂樹 OKATAKE, SHIGEKI (JP)；山田真士  
YAMADA, MASASHI (JP)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

TW 201909038A

WO 95/02360A1

WO 2012/032962A1

WO 2015/129756A1

WO 2019/023487A1

審查人員：王仁佑

申請專利範圍項數：14 項 圖式數：17 共 65 頁

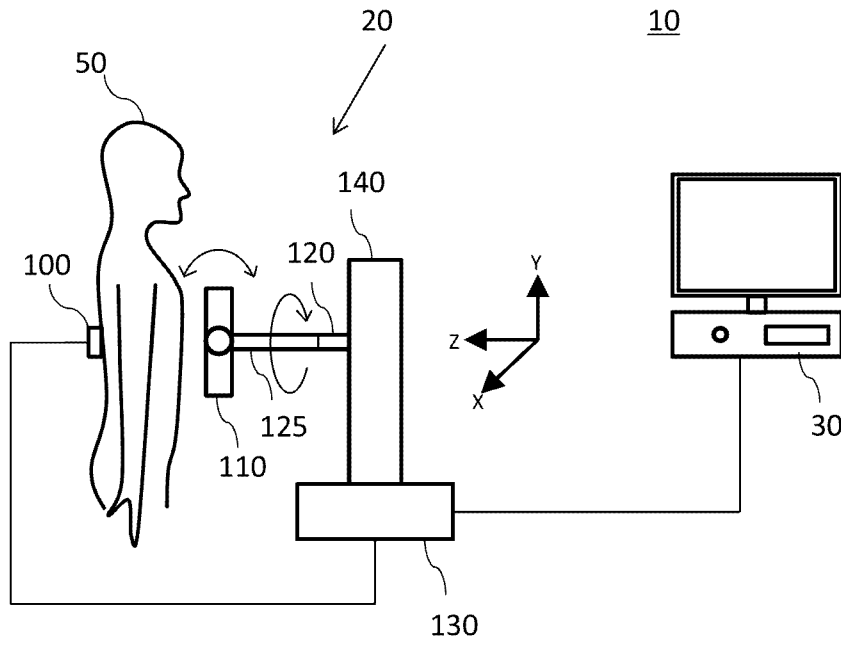
(54)名稱

量測裝置、量測方法以及電腦程式

(57)摘要

本發明之量測裝置在取得斷層圖像等時進行高精度之測定。本發明提供一種量測裝置，其具備：複數個電極，其等與生物體接觸；磁性感測器陣列，其具有複數個磁性感測器胞元，可於三維空間內之複數個部位檢測 3 軸方向之輸入磁場；電流施加部，其藉由複數個電極中至少 1 個電極對，將電流通於生物體；量測資料取得部，其取得基於在將電流通於生物體之期間磁性感測器陣列自生物體檢測出之輸入磁場之量測資料；及推定部，其基於量測資料而推定流通於生物體內之電流。

指定代表圖：



符號簡單說明：

10:量測裝置

20:本體部

30:資訊處理部

50:生物體

100:電流施加單元

110:磁性感測器單元

120:頭

125:驅動部

130:基座部

140:桿部

X:軸

Y:軸

Z:軸

【圖1】



## 公告本

I752510

## 【發明摘要】

## 【中文發明名稱】

量測裝置、量測方法以及電腦程式

## 【中文】

本發明之量測裝置在取得斷層圖像等時進行高精度之測定。本發明提供一種量測裝置，其具備：複數個電極，其等與生物體接觸；磁性感測器陣列，其具有複數個磁性感測器胞元，可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場；電流施加部，其藉由複數個電極中至少1個電極對，將電流通於生物體；量測資料取得部，其取得基於在將電流通於生物體之期間磁性感測器陣列自生物體檢測出之輸入磁場之量測資料；及推定部，其基於量測資料而推定流通於生物體內之電流。

## 【指定代表圖】

圖1

## 【代表圖之符號簡單說明】

10:量測裝置

20:本體部

30:資訊處理部

50:生物體

100:電流施加單元

110:磁性感測器單元

120:頭

125:驅動部

130:基座部

140:桿部

X:軸

Y:軸

Z:軸

## 【發明說明書】

### 【中文發明名稱】

量測裝置、量測方法以及電腦程式

### 【技術領域】

#### 【0001】

本發明係關於一種量測裝置、量測方法以及程式。

### 【先前技術】

#### 【0002】

先前，有為了診斷生物體而取得斷層圖像等之方法(參照專利文獻1-3)。作為如此之方法之一，有一種電阻抗斷層成像(EIT)，其於生物體之周圍配置複數個電極，藉由流通於電流而測定之其他電極間之電位差，而檢測生物體內之電導率之分佈，自該分佈獲得生物體之剖面之圖像。

[專利文獻1]美國專利申請案公開第2017/0303991號說明書

[專利文獻2]國際公開第2011/086512號

[專利文獻3]國際公開第2010/113067號

[發明所欲解決之課題]

#### 【0003】

然而，由於EIT需要使用於量測之電極與生物體接觸而配置，故限定根據可配置之電極之數目而獲得之資訊量。又，電極之接觸電阻根據生物體之表面狀態(例如出汗等)而變化，而對測定值帶來影響。

### 【發明內容】

#### 【0004】

為了解決上述課題，於本發明之第1態樣中，提供一種量測裝置。量

測裝置可具備電極單元，該電極單元具有與生物體接觸之複數個電極。量測裝置可具有磁性感測器陣列，該磁性感測器陣列具有複數個磁性感測器胞元，可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場。量測裝置可具備電流施加部，該電流施加部藉由複數個電極中至少1個電極對，將電流通於生物體。量測裝置可具備量測資料取得部，該量測資料取得部取得基於在將電流通於生物體之期間磁性感測器陣列自生物體檢測出之輸入磁場之量測資料。量測裝置可具備推定部，該推定部基於量測資料而推定流通於生物體內之電流。

### 【0005】

電流施加部可藉由至少1個電極對，將交流電流通於生物體。量測裝置可具備控制部，該控制部將藉由至少1個電極對而流通於生物體之電流、與量測資料取得部對量測資料之取得同步進行。磁性感測器陣列可與電極單元非接觸地配置。磁性感測器陣列可相對於電極單元對向地配置。複數個電極可與生物體接觸而排列配置。電流施加部可對包含複數個電極中之2個電極之電極對施加電流而將電流通於生物體。電流施加部可一面改變複數個電極中成為電極對之2個電極一面依次施加電流而將電流通於生物體。例如，電流施加部可對包含相鄰之2個電極之電極對，一面逐一錯開電極一面依次施加電流而將電流通於生物體。推定部可具備信號空間分離部，該信號空間分離部將由量測資料所示之磁場之空間分佈分離為來自生物體之測定對象磁場與干擾磁場。推定部可具備基於經分離之測定對象磁場而算出流通於生物體內之電流之計算部。複數個磁性感測器胞元可具有複數個磁性感測器，該磁性感測器各自具有磁阻元件及配置於磁阻元件之兩端之磁會聚板。信號空間分離部可將磁場之空間分佈，以在

由磁性感測器陣列檢測出具有正規正交函數之空間分佈之磁場時複數個磁性感測器各者所輸出之信號向量為基底向量而予以分離。磁性感測器陣列可配置為曲面狀。

### 【0006】

信號空間分離部可將在將於較應配置生物體之重心之位置更靠近磁性感測器陣列之位置設定於座標原點之情形的磁場之空間分佈，分離為來自生物體之測定對象磁場與干擾磁場。信號空間分離部可將與將較應配置生物體之重心之位置更靠近磁性感測器陣列之複數個位置各者設定於座標原點之情形相對應之不同之複數個磁場之空間分佈各者，分離為來自生物體之測定對象磁場與干擾磁場。推定部可算出流通於與不同之複數個磁場之空間分佈各自對應之生物體內之不同之複數個區域之電流。

### 【0007】

於本發明之第2態樣中，提供一種量測方法。量測方法可具備藉由與生物體接觸之電極單元之複數個電極中至少1個電極對將電流通於生物體之階段。量測方法可具備取得基於在將電流通於生物體之期間，由可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場之磁性感測器陣列自生物體檢測出之輸入磁場之量測資料之階段。量測方法可具備基於量測資料而推定流通於生物體內之電流之階段。

### 【0008】

於本發明之第3態樣中，提供一種程式。程式可由電腦執行，使電腦作為將由量測資料所示之磁場之空間分佈分離為來自生物體之測定對象磁場與干擾磁場之信號空間分離部而發揮功能。量測資料可基於在藉由與生物體接觸之至少1個電極對將電流通於生物體之期間，由可於三維空間

內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場之磁性感測器陣列自生物體檢測出之輸入磁場。程式可由電腦執行，使電腦作為基於經分離之測定對象磁場而算出流通於生物體內之電流之計算部而發揮功能。

### 【0009】

再者，上述之發明之概要並非列舉了本發明之必要之特徵之全部。又，該等之特徵組之子組合亦可為發明。

### 【圖式簡單說明】

#### 【0010】

圖1顯示本實施形態之量測裝置10之構成。

圖2顯示本實施形態之磁性感測器單元110之構成。

圖3顯示本實施形態之磁性感測器陣列210中之磁性感測器胞元220之構成及配置。

圖4顯示具有本實施形態之磁阻元件之磁性感測器之輸入/輸出特性之一例。

圖5顯示本實施形態之感測器部300之構成例。

圖6顯示本實施形態之感測器部300之輸入/輸出特性之一例。

圖7顯示本實施形態之磁性感測器520之構成例。

圖8顯示本實施形態之量測裝置10之構成。

圖9顯示使用本實施形態之量測裝置10使用配置為曲面狀之磁性感測器陣列210而量測磁場之例。

圖10顯示本實施形態之量測裝置10之複數個電極800之配置例。

圖11顯示本實施形態之量測裝置10之一部分之與XZ平面平行之剖面之說明圖。

圖12顯示與XZ平面平行之剖面中之、由本實施形態之量測裝置10檢測出之磁場與電流之分佈。

圖13顯示本實施形態之量測裝置10之量測流程。

圖14顯示本實施形態之量測裝置10之變化例。

圖15顯示用於說明實施形態之量測裝置10之量測方法之變化例之說明圖。

圖16顯示用於說明實施形態之量測裝置10之量測方法之變化例之說明圖。

圖17顯示可將本發明之複數個態樣整體性或部分性具體化之電腦2200之例。

#### 【實施方式】

##### 【0011】

以下，藉由發明之實施形態對本發明進行說明，但以下之實施形態並不限定申請範圍之發明。又，於實施形態中所說明之特徵之組合之全部不一定為發明之解決手段所必須。

##### 【0012】

圖1顯示本實施形態之量測裝置之構成。量測裝置10量測電流通於受驗者等之生物體50而產生之磁場，且使用所量測之磁場而推定生物體50內之電流。量測裝置10可用於取得生物體50之剖面圖像。

##### 【0013】

量測裝置10具備本體部20、及資訊處理部30。本體部20係用於將電流通於生物體50而感測磁場之構件，具有：電流施加單元100、磁性感測器單元110、頭120、驅動部125、基座部130、及桿部140。

**【0014】**

電流施加單元100以量測時與生物體50之表面接觸之方式配置，將電流通於生物體50。磁性感測器單元110配置於量測時面向生物體50之量測對象(作為一例為受驗者之肺等)之位置，感測來自生物體50之磁場。頭120支持磁性感測器單元110，使磁性感測器單元110與生物體50對向。驅動部125設置於磁性感測器單元110及頭120之間，在進行校準時變更磁性感測器單元110相對於頭120之方向。本實施形態之驅動部125包含：第1致動器，其可使磁性感測器單元110以圖中之Z軸為中心進行360度旋轉；及第2致動器，其使磁性感測器單元110以與Z軸垂直之軸(在圖中之狀態下為X軸)為中心而旋轉；使用該等致動器而變更磁性感測器單元110之方位角及天頂角。再者，磁性感測器單元110進而可以圖中之Y軸為中心繞量測對象而旋轉。

**【0015】**

基座部130係支持其他零件之基台。生物體50即受驗者在測定時可站立於該基座部130上，亦可就坐於基座部130之前。桿部140將頭120支持至生物體50之量測對象之高度。桿部140可在將磁性感測器單元110之高度應調整至生物體50之量測對象之高度之上下方向上伸縮。

**【0016】**

資訊處理部30係用於對由本體部20量測之量測資料進行處理且藉由顯示/印刷等而輸出之構件。資訊處理部30可為PC(個人電腦)、平板型電腦、智慧型手機、工作站、伺服器電腦、或泛用電腦等電腦，亦可為連接有複數個電腦而成之電腦系統。取代於此，資訊處理部30亦可為用於特定之資訊處理而設計之專用電腦，還可為藉由專用電路而實現之專用硬體。

**【0017】**

圖2顯示本實施形態之磁性感測器單元110之構成。磁性感測器單元110具有磁性感測器陣列210及感測器資料收集部230。磁性感測器陣列210係將可於3軸方向檢測磁場之複數個磁性感測器胞元220三維地排列而構成。複數個磁性感測器胞元220，作為一例可具有複數個磁性感測器，該複數個磁性感測器各自具有磁阻元件、及配置於磁阻元件之一端及另一端之至少一者之磁會聚板。再者，自提高後述之磁場之空間分佈之取樣精度之點而言較佳的是將磁會聚板配置於磁阻元件之兩端。於本圖中，磁性感測器陣列210於X方向、Y方向及Z方向各者上將複數個磁性感測器胞元220(例如於X方向為8個、Y方向為8個、及Z方向為2個共計128個磁性感測器胞元220)配置為平面狀。

**【0018】**

感測器資料收集部230與磁性感測器陣列210所含之複數個磁性感測器胞元220電性連接(未圖示)，收集來自複數個磁性感測器胞元220之量測資料(檢測信號)，予以處理並供給至資訊處理部30。

**【0019】**

圖3顯示本實施形態之磁性感測器陣列210中之磁性感測器胞元220之構成及配置。各磁性感測器胞元220具有複數個感測器部300x~z(以下總稱為「感測器部300」)，該感測器部300各自具有磁阻元件。於本實施形態中，感測器部300x沿著X軸方向而配置，可檢測X軸方向之磁場。又，感測器部300y沿著Y軸方向而配置，可檢測Y軸方向之磁場。又，感測器部300z沿著Z軸方向而配置，可檢測Z軸方向之磁場。於本圖中，如由以一點鏈線所示之放大圖所示般，於本實施形態中，各感測器部300分別於

磁阻元件之兩端配置有磁會聚板。因此，各感測器部300藉由使用配置於由磁會聚板夾著之狹窄位置之磁阻元件而對磁場之空間分佈進行取樣，而可於各軸方向上，明確空間內之取樣點。對於各感測器部300之構成之詳細情況將於後述。

### 【0020】

複數個磁性感測器胞元220沿著X軸方向以 $\Delta x$ 、沿著Y軸方向以 $\Delta y$ 、沿著Z軸方向以 $\Delta z$ 之間隔各自等間隔地排列。磁性感測器陣列210內之各磁性感測器胞元220之位置藉由X方向之位置 $i$ 、Y方向之位置 $j$ 、及Z方向之位置 $k$ 之組 $[i,j,k]$ 而表示。此處， $i$ 為滿足 $0 \leq i \leq N_x - 1$ 之整數( $N_x$ 表示於X方向上排列之磁性感測器胞元220之個數)， $j$ 為滿足 $0 \leq j \leq N_y - 1$ 之整數( $N_y$ 為於Y方向上排列之磁性感測器胞元220之個數)， $k$ 為滿足 $0 \leq k \leq N_z - 1$ 之整數( $N_z$ 表示於Z方向上排列之磁性感測器胞元220之個數)。

### 【0021】

於本圖中，由感測器部300x、300y、及300z檢測之磁場之3軸方向、與排列磁性感測器胞元220之三維方向為同一方向。藉此，易於掌握測定磁場之分佈之各成分。又，感測器部300x、300y、及300z較佳的是於各磁性感測器胞元220內，一端設置於自排列磁性感測器胞元220之三維方向各者觀察下為互不重疊且設置於複數個感測器部300之間隙側，另一端以離開該間隙之方式於3軸方向之各軸方向上延伸而配置。作為一例，於本圖中，顯示在磁性感測器胞元220之前視下空隙(間隙)設置於左下之角部，感測器部300x、300y、及300z之一端以與該空隙相接之方式設置，另一端以離開該空隙之方式於X軸、Y軸、及Z軸方向之各軸方向上延伸而配置之例。於本圖中，感測器部300x、300y、及300z自立方

體狀之磁性感測器胞元220之一角部沿著彼此垂直之3邊而配置，於該一角部設置有空隙。又，後文所述之感測器部300x、300y、及300z所具有之線圈或磁性體以互不重疊之方式配置為較佳。藉此，可明確測定點，而更加易於掌握測定磁場之各成分。又，進而可將感測器部300x、300y、及300z所具有之他軸感度視為彼此等效，而易於進行後述之線形代數之校正運算。該他軸感度係藉由感測器部300x、300y、及300z所具有之線圈、或磁性體之相互干擾而產生者。然而，所檢測之磁場之3軸方向與排列磁性感測器胞元220之三維方向亦可不同。在兩者為不同之情形下，在磁性感測器胞元220內之感測器部300之配置、或磁性感測器胞元220之排列方向上不受製約，而可增加磁性感測器陣列210之設計之自由度。

#### 【0022】

圖4顯示具有本實施形態之磁阻元件之磁性感測器之輸入/輸出特性之一例。本圖之橫軸表示輸入磁性感測器之輸入磁場之大小 $B$ ，縱軸表示磁性感測器之檢測信號之大小 $V_{xMR0}$ 。磁性感測器例如具有巨磁電阻(Giant Magneto-Resistance, GMR)元件或穿隧磁阻(Tunnel Magneto-Resistance, TMR)元件等，檢測預先決定之一軸方向之磁場之大小。

#### 【0023】

如此之磁性感測器之對於輸入磁場 $B$ 之檢測信號 $V_{xMR0}$ 之斜率即磁感應強度高，而可檢測10 pT左右之微小之磁場。而另一方面，磁性感測器例如在輸入磁場 $B$ 之絕對值為1  $\mu$ T左右下檢測信號 $V_{xMR0}$ 飽和，而輸入/輸出特性之直線性為良好之範圍較窄。因此，若對如此之磁性感測器施加產生回饋磁場之閉環，則可改善磁性感測器之直線性。以下對於如此之磁性感測器進行說明。

**【0024】**

圖5顯示本實施形態之感測器部300之構成例。感測器部300設置於複數個磁性感測器胞元220各者之內部，具有：磁性感測器520、磁場產生部530、及輸出部540。再者，感測器部300之一部分，例如放大電路532及輸出部540可不是設置於磁性感測器胞元220側而是設置於感測器資料收集部230側。

**【0025】**

磁性感測器520與圖4所說明之磁性感測器同樣地，具有GMR元件或TMR元件等磁阻元件。又，磁性感測器520具有配置於磁阻元件之兩端之磁會聚板。磁性感測器520所具有之磁阻元件在以磁感軸之正方向為+X方向之情形下，可以當輸入+X方向之磁場時電阻值增加，當輸入-X方向之磁場時電阻值減少之方式形成。亦即，可藉由觀測磁性感測器520所具有之磁阻元件之電阻值之變化，而檢測輸入該磁性感測器520之磁場B之大小。例如，若將磁性感測器520之磁感應強度設為S，則磁性感測器520之對於輸入磁場B之檢測結果可以 $S \times B$ 而算出。再者，磁性感測器520作為一例而連接有電源等，將與電阻值之變化相應之壓降作為輸入磁場之檢測結果而輸出。對於磁性感測器520之構成之詳細情況將於後述。

**【0026】**

磁場產生部530對磁性感測器520賦予使磁性感測器520所檢測出之輸入磁場降低之回饋磁場。磁場產生部530例如以下述方式動作，產生與輸入磁性感測器520之磁場B為逆向、且絕對值與該輸入磁場大致相同之回饋磁場 $B_{FB}$ ，而抵消輸入磁場。磁場產生部530包含放大電路532、及線圈534。

**【0027】**

放大電路532將與磁性感測器520之輸入磁場之檢測結果相應之電流作為回饋電流 $I_{FB}$ 而輸出。在磁性感測器520所具有之磁阻元件係由包含至少1個磁阻元件之電橋電路構成之情形下，於放大電路532之輸入端子對分別連接有電橋電路之輸出。而且，放大電路532將與電橋電路之輸出相應之電流作為回饋電流 $I_{FB}$ 而輸出。放大電路532例如包含跨導放大器，輸出與磁性感測器520之輸出電壓相應之回饋電流 $I_{FB}$ 。例如，若將放大電路532之電壓/電流轉換係數設為 $G$ ，則回饋電流 $I_{FB}$ 可以 $G \times S \times B$ 而算出。

**【0028】**

線圈534產生與回饋電流 $I_{FB}$ 相應之回饋磁場 $B_{FB}$ 。線圈534以包圍磁性感測器520所具有之磁阻元件及配置於磁阻元件之兩端之磁會聚板之方式捲繞。線圈534理想的是遍及磁性感測器520之整體而產生均一之回饋磁場 $B_{FB}$ 。例如，若將線圈534之線圈係數設為 $\beta$ ，則回饋磁場 $B_{FB}$ 可以 $\beta \times I_{FB}$ 而算出。此處，由於回饋磁場 $B_{FB}$ 將輸入磁場 $B$ 產生於抵消方向上，故輸入磁性感測器520之磁場降低為 $B - B_{FB}$ 。因此，回饋電流 $I_{FB}$ 如下式般表示。

[數1]

$$I_{FB} = G \times S \times (B - \beta \times I_{FB})$$

**【0029】**

當針對回饋電流 $I_{FB}$ 而求解(數1)式時，可算出感測器部300之穩定狀態下之回饋電流 $I_{FB}$ 之值。當磁性感測器520之磁感應強度 $S$ 及放大電路532之電壓/電流轉換係數 $G$ 為充分大時，根據(數1)式而算出下式。

[數2]

$$I_{-FB} = \frac{G \times S \times B}{1 + G \times S \times \beta} \cong \frac{B}{\beta}$$

【0030】

輸出部540輸出與磁場產生部530為了產生回饋磁場 $B_{-FB}$ 而流動之回饋電流 $I_{-FB}$ 相應之輸出信號 $V_{xMR}$ 。輸出部540例如具有電阻值 $R$ 之電阻元件，將藉由回饋電流 $I_{-FB}$ 流通於該電阻元件而產生之壓降作為輸出信號 $V_{xMR}$ 而輸出。該情形下，根據(數2)式如下式般算出輸出信號 $V_{xMR}$ 。

[數3]

$$V_{xMR} = R \times I_{-FB} = \frac{R \times B}{\beta}$$

【0031】

如以上所述般，由於感測器部300產生使自外部輸入之磁場降低之回饋磁場，故使實質上輸入磁性感測器520之磁場降低。藉此，感測器部300例如將具有圖4之特性之磁阻元件用作磁性感測器520，即便輸入磁場 $B$ 之絕對值超過 $1 \mu T$ ，亦可防止檢測信號 $V_{xMR}$ 飽和。以下說明如此之感測器部300之輸入/輸出特性。

【0032】

圖6顯示本實施形態之感測器部300之輸入/輸出特性之一例。本圖之橫軸表示輸入感測器部300之輸入磁場之大小 $B$ ，縱軸表示感測器部300之檢測信號之大小 $V_{xMR}$ 。感測器部300之磁感應強度高，而可檢測 $10 \text{ pT}$ 左右之微小之磁場。又，感測器部300例如即便輸入磁場 $B$ 之絕對值超過

100  $\mu\text{T}$ ，亦可確保檢測信號 $V_{\text{xMR}}$ 之良好之直線性。

### 【0033】

亦即，本實施形態之感測器部300例如構成為在輸入磁場 $B$ 之絕對值為數百 $\mu\text{T}$ 以下之預先決定之輸入磁場 $B$ 之範圍內，對於該輸入磁場 $B$ 之檢測結果具有線性。藉由使用如此之感測器部300，例如可簡便地檢測來自生物體50之微弱之磁性信號。

### 【0034】

圖7顯示本實施形態之磁性感測器520之構成例。作為一例，本實施形態之磁性感測器520具有：磁阻元件702、及配置於磁阻元件702之一端及另一端之磁會聚板704、706。磁會聚板704、706以隔著磁阻元件702之方式配置。亦即，於磁阻元件702之兩端配置有磁會聚板。於圖7中，在前視下沿著磁感軸而配置於磁阻元件702之右端之磁會聚板704，為設置於磁感軸之正側之磁會聚板，配置於磁阻元件702之左端之磁會聚板706，為設置於磁感軸之負側之磁會聚板。當磁場自磁感軸之負側向正側輸入磁會聚板704、706時，磁阻元件702之電阻可增加或減少。再者，磁感軸可沿著在形成磁阻元件702之磁化固定層中被固定之磁化之方向。磁會聚板704、706例如由鐵等軟磁性體材料構成。藉由將由軟磁性體材料構成之磁會聚板704、706配置於磁阻元件702之一端及另一端，而可增加通過磁阻元件702之磁力線，藉此可提高磁性感測器520之感度。

### 【0035】

再者，於本圖中，顯示磁會聚板配置於磁阻元件702之一端及另一端之兩者之例，但磁會聚板亦可僅設置於磁阻元件702之一端及另一端之任一者。然而，為了進一步提高磁性感測器520之感度將磁會聚板設置於磁

阻元件702之一端及另一端之兩者為較佳。又，若於磁阻元件702之一端及另一端之兩方設置磁會聚板，則配置於由2個磁會聚板704及706夾著之狹窄之位置的磁阻元件702之位置成為磁感部、亦即空間取樣點，故磁感部明確，而可進一步提高與後述之信號空間分離技術之親和性。如此般，藉由將於磁阻元件702之兩端配置有磁會聚板704及706之磁性感測器520使用於各感測器部300，而本實施形態之量測裝置10如圖3所示般可於各軸方向上，在將兩端夾於磁會聚板之極窄(例如100  $\mu\text{m}$ 以下)之位置處，取樣磁場之空間分佈，故與使用量測生物體磁場之SQUID線圈( $\sim 2\text{ cm}$ )而取樣磁場之空間分佈之情形相比，取樣之精度(位置精度)變高。

#### 【0036】

圖8顯示本實施形態之量測裝置10之構成。作為一例，圖1所示之本體部20之電流施加單元100具有複數個電極800、及電流施加部810，磁性感測器單元110具有磁性感測器陣列210、及感測器資料收集部230，資訊處理部30具有推定部870。再者，本申請案之電極單元只要至少包含複數個電極800即可，例如可為電流施加單元100。

#### 【0037】

複數個電極800(1)~(5)電性連接於電流施加部810，與跟生物體50之測定對象對應之位置接觸而配置。複數個電極800可於生物體50之表面排列為一行而配置，或二維地排列而配置。例如，複數個電極800可於圖1之X軸或Y軸方向上排列於一行而配置，或可於圖1之X軸方向及Y軸方向上分別排列複數行而配置。再者，電極800只要為2個以上即可，並無特別限定。

#### 【0038】

電流施加部810連接於磁性感測器單元110，藉由複數個電極800中至少1個電極對將電流通於生物體50。電流施加部810可藉由至少1個電極對將交流電流通於生物體50。電流施加部810可具有用於對電極對供給交流電流之交流電源，或亦可連接於外部之交流電源。電流施加部810可相應於來自磁性感測器單元110之控制部820之同步信號，將電流通於複數個電極800之電極。電流施加部810作為一例可與同步信號同步而將1 mA以下之交流電流通於生物體50。

#### 【0039】

磁性感測器陣列210具有複數個磁性感測器胞元220，可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場。複數個磁性感測器胞元220各自如上述般具有複數個感測器部300x~z。於本圖中，顯示磁性感測器陣列210於各維度方向上所具有之複數個磁性感測器胞元220之中、與位置[i,j,k]、[i+1,j,k]、[i,j+1,k]、及[i,j,k+1]相關之部分。

#### 【0040】

感測器資料收集部230具有：控制部820、複數個量測資料取得部830、複數個AD轉換器840、時脈產生器842、校正運算部850、及記憶部860。

#### 【0041】

控制部820分別連接於電流施加部810與複數個量測資料取得部830，而控制電流施加部810與量測資料取得部830之同步檢波。控制部820使藉由至少1個電極對而流通於生物體50之電流、與由量測資料取得部830對量測資料之取得同步進行。控制部820可將共通之同步信號輸出至電流施加部810與各量測資料取得部830，而使藉由電流施加部810將電流流動之

時序，與藉由複數個量測資料取得部830取得來自各感測器胞元之量測資料之時序一致。控制部820作為一例而輸出10~100 KHz之頻率之同步信號。

#### 【0042】

複數個量測資料取得部830各自連接於對應之磁性感測器胞元220之複數個感測器部300x~z、及對應之AD轉換器840。量測資料取得部830取得基於在將電流通於生物體50之期間磁性感測器陣列210之磁性感測器胞元220自生物體50檢測出之輸入磁場之量測資料。量測資料取得部830可各自相應於來自控制部820之同步信號而取得對應之磁性感測器胞元220之複數個感測器部300x~z所輸出之量測資料。量測資料取得部830可於量測資料乘以同步信號並輸出。量測資料取得部830進而可對於所乘算之量測資料進行低通濾波等處理。

#### 【0043】

複數個AD轉換器840各自連接於時脈產生器842、及對應之校正運算部850，將對應之量測資料取得部830所取得之類比信號(圖6之量測資料V<sub>xMR</sub>)轉換為數位量測資料(V<sub>x</sub>,V<sub>y</sub>,V<sub>z</sub>)。此處，V<sub>x</sub>、V<sub>y</sub>、及V<sub>z</sub>為將來自感測器部300x、300y、及300z之量測資料予以數位轉換而成之量測值(例如數位之電壓值)。

#### 【0044】

時脈產生器842產生取樣時脈，且將共通之取樣時脈供給至複數個AD轉換器840各者。然後，複數個AD轉換器840各者相應於自時脈產生器842供給之共通之取樣時脈進行類比數位轉換。因此，將設置於不同位置之3軸之感測器部300x~z之輸出分別予以類比數位轉換之複數個AD轉

換器840之全部進行同步動作。藉此，複數個AD轉換器840可同時取樣設置於不同空間之3軸之感測器部300x~z之檢測結果。

#### 【0045】

複數個校正運算部850各自連接於對應之記憶部860，使用校正參數校正來自AD轉換器840之量測資料，且將經校正之資料輸出至記憶部860。校正運算部850對量測資料之校正之概要如以下所述。將輸入位於位置[i,j,k]之磁性感測器胞元220之磁場設為 $B(B_x, B_y, B_z)$ ，將感測器部300x、300y、300z之3軸磁性感測器之檢測結果設為 $V(V_x, V_y, V_z)$ 。該情形下，若將3軸磁性感測器之磁性感測器特性設為矩陣 $S$ ，則3軸磁性感測器之檢測結果 $V$ 可如下式般表示。

#### [數4]

$$\begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix} = S \begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Vos,x \\ Vos,y \\ Vos,z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Vos,x \\ Vos,y \\ Vos,z \end{pmatrix}$$

#### 【0046】

此處， $S_{xx}$ 、 $S_{yy}$ 、 $S_{zz}$ 分別表示感測器部300x、300y、300z之主軸方向之感度， $S_{xy}$ 、 $S_{xz}$ 、 $S_{yx}$ 、 $S_{yz}$ 、 $S_{zx}$ 、 $S_{zy}$ 表示他軸方向之感度。又， $Vos,x$ 、 $Vos,y$ 、 $Vos,z$ 分別表示感測器部300x、300y、300z之主軸方向之偏移。再者，由於3軸磁性感測器之檢測結果即 $V(V_x, V_y, V_z)$ 與施加於生物體50之交流電流被同步檢測，故亦可無視該等之偏移。

#### 【0047】

由於感測器部300各者在應檢測之輸入磁場之範圍內，相對於該輸入磁場之檢測結果具有線性，故矩陣 $S$ 之各元素成為與輸入磁場 $B$ 之大小無

關之大致一定之係數。又，即便感測器部300具有他軸感度，但若該感測器部300之檢測結果具有線性，則矩陣S之各元素成為與輸入磁場B之大小無關之大致一定之係數。

### 【0048】

因此，校正運算部850藉由使用矩陣S之逆矩陣 $S^{-1}$ 與偏移 $(V_{os,x}, V_{os,y}, V_{os,z})$ ，而可如下式般，將量測資料 $V(V_x, V_y, V_z)$ 轉換為表示原先被輸入之磁場之磁場量測資料 $B(B_x, B_y, B_z)$ 。再者，該轉換在感測器部300x~z具備上述之磁會聚板之情形下亦成立。此緣於因磁性感測器胞元220構成為利用感測器部300x~z之3軸磁性感測器，因此能夠進行利用線形代數之轉換之故。

### [數5]

$$\begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{pmatrix} = S^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} V_{os,x} \\ V_{os,y} \\ V_{os,z} \end{pmatrix} \right\}$$

### 【0049】

校正運算部850使用環境磁場量測資料算出矩陣S之逆矩陣 $S^{-1}$ 及偏移 $(V_{os,x}, V_{os,y}, V_{os,z})$ ，且將由量測資料取得部830取得之量測資料使用該等校正參數轉換為量測資料B且供給至記憶部860。

### 【0050】

如以上所述般，由於各感測器部300具有線性，故校正運算部850可使用大致一定之係數將量測資料轉換為量測資料B。亦即，校正運算部850所使用之大致一定之係數，可使用環境磁場資料而決定為一組校正參數。

**【0051】**

記憶部860連接於推定部870，記憶經校正運算部850校正之量測資料B，且供給至推定部870。

**【0052】**

推定部870基於來自記憶部860之量測資料而推定流通於生物體50內之電流。推定部870具有：基底向量記憶部880、信號空間分離部890、及計算部895。

**【0053】**

基底向量記憶部880連接於信號空間分離部890，預先記憶信號空間分離部890用於將磁場量測資料B予以信號分離所需之基底向量，且將其供給至信號空間分離部890。

**【0054】**

信號空間分離部890連接於記憶部860與計算部895，將由記憶部860輸出之量測資料所示之磁場之空間分佈分離為來自生物體50之測定對象磁場與干擾磁場。信號空間分離部890例如將由量測資料B所示之磁場之空間分佈，以在由磁性感測器陣列210檢測出具有正規正交函數之空間分佈之磁場時複數個磁性感測器520各者所輸出之信號向量作為基底向量而予以信號分離。信號空間分離部890自基底向量記憶部880取得信號分離所需之基底向量。然後，信號空間分離部890使用自基底向量記憶部880取得之基底向量，將由量測資料B所示之磁場之空間分佈予以信號分離為測定對象磁場與干擾磁場，且抑制干擾磁場而算出測定對象磁場。信號空間分離部890可算出未配置有磁性感測器陣列210之生物體50之表面上之複數個磁場位置處之測定對象磁場，且將其輸出。

**【0055】**

計算部895接收來自信號空間分離部890之表示測定對象磁場之資料，且基於測定對象磁場而算出流通於生物體50內之電流。計算部895可根據生物體50之表面上之複數個位置處之測定對象磁場，算出藉由電極對而流通電流之生物體50之電流值之分佈。

**【0056】**

圖9顯示本實施形態之量測裝置10使用配置為曲面狀之磁性感測器陣列210量測磁場之例。磁性感測器陣列210於X方向、Y方向及Z方向各者上，將複數個磁性感測器胞元220(例如，於X方向為12個、Y方向為8個、及Z方向為2個共計192個磁性感測器胞元220)配置為曲面狀。各磁性感測器胞元220各自配置於三維格子空間內之曲面形狀所含之格子點。再者，此處，所謂格子點是於X方向、Y方向及Z方向上分別以預定之間隔而等間隔地設置之格子狀之點。作為一例，各磁性感測器胞元220以在自X方向、Y方向及Z方向任一方向觀察時，沿著於與一個方向正交之方向具有凸部之曲面之方式配置。於本圖中，顯示各磁性感測器胞元220以在自Y方向觀察時，沿著於Z軸之正方向具有凸部之曲面之方式配置之例。此時，磁性感測器陣列210例如可以各磁性感測器胞元220之各頂點在不超過在Z軸之正方向具有凸部之預先設定之曲面之範圍內，儘量配置於Z軸之負方向之方式，將各磁性感測器胞元220分別配置於三維格子空間內之格子點，藉此形成在Z軸之正方向具有凸部之曲面形狀。

**【0057】**

量測裝置10以Y軸方向之中心位置與配置有複數個電極800之位置一致，而生物體50(受驗者之胸部等)之X軸方向之中心位置位於曲面之中心

之方式，配置磁性感測器陣列210而量測磁場。藉此，量測裝置10藉由使用在與測定對象磁場源即生物體50接近之位置所量測之量測資料B予以信號空間分離，而可高精度地分離測定對象磁場與干擾磁場。再者，此時，若磁性感測器陣列210之曲面之曲率與受驗者之胸部周圍之曲率為大致同等，則可在與測定對象磁場源即生物體50更接近之位置量測磁場，故為較佳。

### 【0058】

圖10顯示本實施形態之量測裝置10之複數個電極800之配置例。複數個電極800(1)~(5)與生物體50之與配置有磁性感測器陣列210之側為相反側(例如受驗者之背側)接觸且於X軸方向上配置為一行。複數個電極800例如可於皮帶上露出為一行且被固定，亦可藉由將該皮帶捲繞於生物體50並固定而以與生物體50接觸之狀態配置。

### 【0059】

圖11顯示本實施形態之量測裝置10之一部分之與XZ平面平行之剖面。圖11中生物體50內之虛線之箭頭概略性地表示生物體50內之二次電流之流動。量測裝置10之複數個電極800與生物體50之一側接觸，而磁性感測器陣列210檢測生物體50之另一側之輸入磁場。量測裝置10例如將交流電流通於包含2個電極800(2)及(3)之電極對，藉此使二次電流通於生物體50內。量測裝置10可利用磁性感測器陣列210檢測在藉由電極對而流通於交流電流之期間所產生之磁場，且根據所檢測出之磁場而算出生物體50內之電流之分佈。再者，磁性感測器陣列210與包含複數個電極800之電極單元非接觸地配置，且相對於電極單元對向而配置。藉此，磁性感測器陣列210可有效地降低流通於電極單元本身之電流對來自所檢測之生

物體50之磁場之影響。

### 【0060】

圖12顯示在與XZ平面平行之剖面中之、由本實施形態之量測裝置10檢測出之磁場與電流之分佈。本實施形態之量測裝置10之信號空間分離部890可基於由磁性感測器陣列210檢測出之磁場，算出生物體50之表面處之M個( $M \geq 1$ )之磁場位置1200之測定對象磁場。藉此，計算部895可使用該M個磁場位置1200之磁場，算出生物體50內之N個( $N \geq 1$ )位置(體素)之電流 $J_1 \sim J_N$ 。再者，該磁場位置1200可於Y軸方向上，與配置有複數個電極800之位置大致相同。

### 【0061】

圖13顯示本實施形態之量測裝置10之量測流程。

### 【0062】

於步驟1300中，基底向量記憶部880記憶基底向量。作為一例，基底向量記憶部880將在測定對象磁場之測定前，在由磁性感測器陣列210檢測出具有球諧函數之空間分佈之磁場時複數個磁性感測器520各者所輸出之信號向量作為基底向量而記憶。亦即，基底向量記憶部880將在將空間內之預先設定之點指定為座標原點時對球諧函數予以空間取樣而獲得之磁場信號向量作為基底向量而記憶。此處，所謂球諧函數，係藉由將成為n維拉普拉斯方程式之解之齊次多項式限制於單位球面而獲得之函數，具有在球面上之正規正交性。再者，基底向量記憶部880可在量測裝置10之信號空間分離(步驟1330)之前，預先記憶基底向量。又，基底向量記憶部880亦可將藉由模擬結果等而預先決定之信號向量作為基底向量而記憶。

### 【0063】

其次，於步驟1310中，量測裝置10取得基於在電流通於生物體50之期間而檢測出之輸入磁場之量測資料。控制部820為了同步檢波而可將同步信號輸出至電流施加部810及量測資料取得部830。控制部820可輸出由使用者設定之頻率或預先決定之頻率之同步信號。

#### 【0064】

電流施加部810可在接收同步信號之期間內，藉由電極對將與同步信號相同頻率之交流電流通於生物體50，另一方面，量測資料取得部830可在接收同步信號之期間內取得量測資料。電流施加部810可對包含複數個電極800中相鄰之2個電極之電極對施加電流而將電流通於生物體。例如，電流施加部810可對包含相鄰之2個電極800之電極對，一面將電極800逐一錯開一面依次施加電流而將電流通於生物體50。具體而言，電流施加部810可以圖11中之、電極800(1)及(2)、電極800(2)及(3)、電極800(3)及(4)、電極800(4)及(5)之電極對之順序，就同步信號之每1個或複數個週期切換電極對而流通電流，藉此自全部組合之電極對將電流通於生物體50。

#### 【0065】

量測資料取得部830可藉由乘以同步信號而取得就每一電極對而量測之量測資料。量測資料取得部830可將與同步信號相乘而得之量測資料藉由類比低通濾波器低通濾波並輸出。

#### 【0066】

複數個AD轉換器840各自將所取得之量測資料予以類比數位轉換並輸出。校正運算部850可將所取得之量測資料予以校正並輸出至記憶部860。校正運算部850亦可在校正前將量測資料藉由數位低通濾波器予以

濾波。信號空間分離部890自記憶部860取得經校正之量測資料B。

### 【0067】

於步驟1320中，信號空間分離部890自基底向量記憶部880取得於步驟1300中基底向量記憶部880作為基底向量而記憶之信號向量。再者，於本流程中，步驟1310與步驟1320先進行任一者均可。

### 【0068】

於步驟1330中，信號空間分離部890將在步驟1320中所取得之信號向量用作基底向量，對由在步驟1310中所取得之磁場量測資料B所示之磁場之空間分佈，進行級數展開。然後，信號空間分離部890自藉由級數展開而獲得之向量，將磁場之空間分佈信號分離為測定對象磁場與干擾磁場。再者，正規正交函數可為球諧函數。又，信號空間分離部890在進行信號分離時，藉由最小二乘法而計算基底向量之係數。

### 【0069】

然後，在步驟1340中，信號空間分離部890基於在步驟1330中經信號分離之結果，抑制干擾磁場而僅算出測定對象磁場並輸出至計算部895。以下，對此詳細地進行說明。

### 【0070】

如下式所述般，可使用滿足拉普拉斯方程式 $\Delta \cdot V(r)=0$ 之電位 $V(r)$ ，將靜磁場 $B(r)$ 作為電位 $V(r)$ 之空間梯度(gradient)而求得。此處， $r$ 為表示距離座標原點之位置之位置向量， $\Delta$ 為拉普拉斯算子， $\mu$ 為磁導率， $\nabla$ 為表示向量微分運算之算子。

[數6]

$$B(r) = -\mu \cdot \nabla \cdot V(r)$$

## 【0071】

然後，由於拉普拉斯方程式之解一般而言具有使用作為正規正交函數系之球譜函數 $Y_{l,m}(\theta, \phi)$ 之級數展開之形式之解，故電位 $V(\mathbf{r})$ 可由下式表示。此處， $|\mathbf{r}|$ 為位置向量 $\mathbf{r}$ 之絕對值(距座標原點之距離)， $\theta$ 及 $\phi$ 為球座標中之2個偏角， $l$ 為方位量子數， $m$ 為磁量子數， $\alpha$ 及 $\beta$ 為多極矩， $L_{in}$ 及 $L_{out}$ 為分別自生物體50觀察磁性感測器陣列210之近前之空間與深處之空間各者之級數之數。方位量子數 $l$ 取正整數，磁量子數 $m$ 取 $-l$ 至 $+l$ 之整數。亦即，例如在 $l$ 為1時， $m$ 為 $-1$ 、 $0$ 、及 $1$ ，例如在 $l$ 為2時， $m$ 為 $-2$ 、 $-1$ 、 $0$ 、 $1$ 、及 $2$ 。再者，由於在磁場中不存在單磁極，故(數7)中方位量子數 $l$ 不是始於0而是始於1。(數7)中之第1項，為與距座標原點之距離成反比例之項，表示自生物體50觀察位於磁性感測器陣列210之近前之空間之電位。又，(數7)中之第2項，為與距座標原點之距離成比例之項，表示自生物體50觀察位於磁性感測器陣列210之深處之空間之電位。

## [數7]

$$V(\mathbf{r}) = \sum_{l=1}^{L_{in}} \sum_{m=-l}^l \alpha_{l,m} \cdot \left( \frac{1}{r^{l+1}} \cdot Y_{l,m}(\theta, \phi) \right) + \sum_{l=1}^{L_{out}} \sum_{m=-l}^l \beta_{l,m} \cdot (r^l \cdot Y_{l,m}(\theta, \phi))$$

## 【0072】

因此，根據(數6)及(數7)，靜磁場 $\mathbf{B}(\mathbf{r})$ 可由下式表示。此處，(數8)中之第1項，表示自受驗者觀察位於磁性感測器陣列210之近前之空間之磁場源(測定對象磁場)。又，(數8)中之第2項，表示自生物體50觀察位於磁性感測器陣列210之深處之空間之磁場源所產生之干擾磁場。

## [數8]

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = -\mu \sum_{l=1}^{L_{in}} \sum_{m=-l}^l \alpha_{l,m} \cdot \nabla \left( \frac{1}{r^{l+1}} \cdot Y_{l,m}(\theta, \phi) \right) - \mu \sum_{l=1}^{L_{out}} \sum_{m=-l}^l \beta_{l,m} \cdot \nabla (r^l \cdot Y_{l,m}(\theta, \phi))$$

**【0073】**

在以使用球諧函數之級數展開之形式表示拉普拉斯方程式之解之情形下，其一般解為無限級數，但為了量測距生物體50之磁場只要獲得充分之SNR(信號雜訊比，亦即，測定對象磁場信號相對於干擾磁場及感測器雜訊之比)即可，實際上認為只要以10項左右之級數表示則足夠。又，例如，關於腦磁圖儀之信號空間分離之級數，認為 $L_{in}=8$ 、 $L_{out}=3$ 程度即可。因此，在本實施形態中，以 $L_{in}=8$ 、 $L_{out}=3$ 之情形為一例進行說明。然而， $L_{in}$ 及 $L_{out}$ 之值並不限定於此，可為足以充分抑制干擾磁場且僅算出測定對象磁場之任意數值。

**【0074】**

此處，將表示各磁性感測器胞元220中之感測器部300x、y、及z之磁感軸方向與磁感應強度之向量分別設為 $n_x$ 、 $n_y$ 、及 $n_z$ ，以上標 $t$ 為置換矩陣，而如下式般定義 $a_{l,m}$ 及 $b_{l,m}$ 。亦即，將 $a_{l,m}$ 及 $b_{l,m}$ 定義為具有以表示感測器部300x、y、及z之磁感軸方向與磁感應強度之各向量 $n_x$ 、 $n_y$ 、 $n_z$ 、與三維之向量信號即球諧函數之內積為成分之向量。此意指在各磁性感測器胞元220中利用正交座標系將球諧函數予以取樣。再者，該 $a_{l,m}$ 及 $b_{l,m}$ 為具有以磁性感測器胞元220之個數為3倍之數之維度之向量。又，表示各感測器部300之磁感軸方向與磁感應強度之各向量 $n_x$ 、 $n_y$ 、 $n_z$ ，亦可為與前文所述之主軸方向之感度、及其他軸方向之感度對應之向量。 $n_x$ 可對應於 $S_{xx}$ 、 $S_{xy}$ 、 $S_{xz}$ 。 $n_y$ 可對應於 $S_{yx}$ 、 $S_{yy}$ 、 $S_{yz}$ 。 $n_z$ 可對應於 $S_{zx}$ 、 $S_{zy}$ 、 $S_{zz}$ 。如此般，包含感測器部300x、y、及z之主軸方向之感度與他軸方向之感度補正而計算之 $a_{l,m}$ 及 $b_{l,m}$ 之值被記憶於基底向量記憶部880。基底向量記憶部880記憶包含磁感應強度(主軸感度、他軸感度)之補

正而計算之 $a_{l,m}$ 及 $b_{l,m}$ 之值的本實施形態之磁氣量測裝置10，在動作時，對所取得之量測資料進行校正運算部850之補正，藉此可進行各磁性感測器胞元220之磁感應強度(主軸感度、他軸感度)之補正。

[數9]

$$\mathbf{a}_{l,m} = -\mu \cdot \left[ \nabla \left( \frac{1}{r^{l+1}} \cdot Y_{l,m}(\theta, \phi) \right) \right]^t \cdot \begin{bmatrix} nx \\ ny \\ nz \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{b}_{l,m} = -\mu \cdot \left[ \nabla (r^l \cdot Y_{l,m}(\theta, \phi)) \right]^t \cdot \begin{bmatrix} nx \\ ny \\ nz \end{bmatrix}$$

【0075】

如此般，於某一時刻在磁性感測器胞元陣列210中輸出之感測器輸出向量 $\Phi$ 可由以下之式表示。

[數10]

$$\Phi = \sum_{l=1}^{Lin} \sum_{m=-l}^l \alpha_{l,m} \cdot \mathbf{a}_{l,m} + \sum_{l=1}^{Lout} \sum_{m=-l}^l \beta_{l,m} \cdot \mathbf{b}_{l,m}$$

【0076】

進而，將Sin、Sout、Xin、及Xout各自如下述般予以定義。亦即，將Sin定義為自 $l=1$ 至 $l=Lin$ 為止，將於各 $l$ 中取 $m=-1$ 至 $l$ 之整數時之各向量 $\mathbf{a}$ 依序排列成行之共計 $Lin \cdot (Lin+2)$ 行之向量。又，將Sout定義為自 $l=1$ 至 $l=Lout$ 為止，將於各 $l$ 中取 $m=-1$ 至 $l$ 之整數時之各向量 $\mathbf{b}$ 依序排列成行之共計 $Lout \cdot (Lout+2)$ 列之向量。又，將Xin定義為自 $l=1$ 至 $l=Lin$ 為止，將於各 $l$ 中取 $m=-1$ 至 $l$ 之整數時之各多極矩 $\alpha$ 依序排列成行之向量予以置換而得之共計 $Lin \cdot (Lin+2)$ 列之向量。又，將Xout定義為自 $l=1$ 至 $l=Lin$ 為止，將於

各 $l$ 中取 $m=-1$ 至 $l$ 之整數時之各多極矩 $\beta$ 依序排列成行之向量予以置換而得之共計 $L_{out} \cdot (L_{out}+2)$ 列之向量。

[數11]

$$\begin{aligned} \mathbf{Sin} &= [a_{1,-1} \quad a_{1,0} \quad a_{1,+1} \quad \cdots \quad a_{L_{in},L_{in}}] \\ \mathbf{Sout} &= [b_{1,-1} \quad b_{1,0} \quad b_{1,+1} \quad \cdots \quad b_{L_{out},L_{out}}] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x_{in} &= [\alpha_{1,-1} \quad \alpha_{1,0} \quad \alpha_{1,+1} \quad \cdots \quad \alpha_{L_{in},L_{in}}]^t \\ x_{out} &= [\beta_{1,-1} \quad \beta_{1,0} \quad \beta_{1,+1} \quad \cdots \quad \beta_{L_{out},L_{out}}]^t \end{aligned}$$

【0077】

如此般，感測器輸出向量 $\Phi$ 如下式所示般，可以矩陣 $S$ 與縱向量 $X$ 之內積之形式而表示。此處，矩陣 $S$ 表示基底向量，例如為於步驟1320中信號空間分離部890自基底向量記憶部880取得者。又，縱向量 $X$ 表示基底向量之係數。

[數12]

$$\Phi = S \cdot X = [\mathbf{Sin}, \mathbf{Sout}] \cdot \begin{bmatrix} X_{in} \\ X_{out} \end{bmatrix}$$

【0078】

基於藉由該(數12)而獲得之感測器輸出向量 $\Phi$ 之模形式，使用下式而決定在最小二乘近似下滿足 $\Phi = S \cdot X$ 之縱向量 $X$ 。藉此，信號空間分離部890可解得磁場之空間分佈。

[數13]

$$\hat{X} = \begin{bmatrix} \widehat{X}_{in} \\ \widehat{X}_{out} \end{bmatrix} = (S^t S)^{-1} S^t \cdot \Phi$$

【0079】

於本實施形態中，在如圖12所示般，算出生物體50之表面上之複數個磁場位置1200之磁場之情形下，可藉由使用(數13)中所求得X之(數14)基於感測器輸出向量 $\Phi$ 算出該複數個磁場位置1200之向量 $r$ 之磁場。於(數14)中，第1項表示生物體50之表面上之磁場位置1200之測定對象磁場，第2項表示干擾磁場。

### 【0080】

[數14]

$$B(r) = -\mu \sum_{l=1}^{Lin} \sum_{m=-l}^l \widehat{Xin}(l, m) \cdot \nabla \left( \frac{1}{r^{l+1}} \cdot Y_{l, m}(\theta, \varphi) \right) - \mu \sum_{l=1}^{Lout} \sum_{m=-l}^l \widehat{Xout}(l, m) \cdot \nabla (r^l \cdot Y_{l, m}(\theta, \varphi))$$

### 【0081】

本實施形態之信號空間分離部890，可使用(數14)針對複數個磁場位置1200(1)~(M)各者而算出磁場。信號空間分離部890輸出經抑制干擾磁場成分(亦即，(數14)中之第2項之成分)之結果。信號空間分離部890亦可僅輸出磁場位置1200之向量 $r$ 之測定對象磁場，亦即(數14)中之第1項之成分。

### 【0082】

其次，於步驟1350中，計算部895基於來自信號空間分離部890之測定對象磁場成分之磁場資料 $B$ 而算出流通於生物體50內之電流。計算部895亦可根據來自信號空間分離部890之 $M$ 個磁場資料 $B1 \sim BM$ ，求得如圖12所示之 $N$ 個電流 $J1 \sim JN$ 。首先，自電流轉換為磁場之正向問題，可使用讀取圖框矩陣 $L$ 如(數15)般表示。此處，磁場 $B1 \sim BM$ 、及電流 $J1 \sim JN$ 分別為三維向量。讀取圖框矩陣 $L$ 之矩陣元素之值，可藉由將生物體50建模之有限元法(FEM)而算出。

### 【0083】

[數15]

$$B = L \cdot J$$

$$\begin{pmatrix} B1 \\ B2 \\ \vdots \\ BM \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} L11 & L12 & \cdots & L1N \\ L21 & L22 & \cdots & L2N \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ LM1 & LM2 & \cdots & LMN \end{bmatrix} \begin{pmatrix} J1 \\ J2 \\ \vdots \\ JN \end{pmatrix}$$

【0084】

計算部895可在利用正向問題算出讀取圖框矩陣後，作為其逆向問題而算出N個電流J1～JN。計算部895於逆向問題中，可以將如(數16)所示之平方誤差設為最小之方式，利用(數17)所示之式分別算出電流J1～JN。

【0085】

[數16]

$$\min_{J1, J2, \dots, J} |B - \hat{B}|^2$$

【0086】

[數17]

$$\hat{J} = (L^t L)^{-1} L^t \cdot \hat{B}$$

【0087】

如以上所述般，計算部895可算出生物體50內之複數個位置處之電流且輸出生物體50內之電流分佈。步驟1310可重複執行，亦可在取得與全部電極對對應之量測資料後，同樣地重複取得每一電流對之量測資料。步驟1330～1350可與步驟1310並行進行，可一面進行電流施加及磁場測定一面即時輸出算出結果。又，本實施形態之量測裝置10例如可藉由資訊處理部30之顯示器等，使用EIT之技術之一部分，產生表示與算出結果之電

流分佈相應之生物體50內之阻抗分佈之圖像並顯示。

### 【0088】

本實施形態之量測裝置10可藉由信號空間分離部890抑制干擾磁場，而高精度地檢測生物體50之外表面上之磁場。由於本實施形態之量測裝置10可基於磁性感測器陣列210之磁場檢測結果，算出生物體50之外表面上之多數個位置之磁場，故可提高解析度。

### 【0089】

圖14顯示本實施形態之量測裝置10之變化例之一部分。圖14之量測裝置10具有與圖1之量測裝置10同樣之構成，惟，電流施加單元100與磁性感測器單元110被固定為裹腹狀。

### 【0090】

圖14之量測裝置10具有固定部1300，該固定部1300用於將電流施加單元100之至少1部分與磁性感測器單元110之至少1部分固定於生物體50。固定部1300可為中空部分之直徑可變更之圓筒狀，可藉由生物體50進入中空部分而被固定，而將生物體50與電流施加單元100之至少1部分及磁性感測器單元110之至少1部分之位置關係予以固定。作為一例，可行的是，電流施加單元100之複數個電極800，以於固定部1300之一側與生物體50接觸之方式被固定，而磁性感測器單元110之磁性感測器陣列210被固定於固定部1300之另一側。圖14之量測裝置10可不具有圖1所示之頭120、驅動部125、基座部130、及桿部140。

### 【0091】

再者，於任一實施形態中皆然，磁性感測器陣列210既可與生物體50接觸亦可不接觸。又，量測裝置10之本體部20中之電極800及磁性感測器

陣列210以外之至少1個構成，可包含於資訊處理部30。

### 【0092】

圖15及圖16顯示用於說明實施形態之量測裝置10之量測方法之變化例之說明圖。變化例之量測方法，可具有與圖1～圖14中所說明之量測方法同樣之工序，可藉由量測裝置10執行。惟，在圖1～圖14中所說明之量測方法中，信號空間分離部890將應配置生物體50之重心之位置設定於座標原點，但變化例之量測方法中，信號空間分離部890將較應配置生物體50之重心之位置更靠近磁性感測器陣列210之複數個位置分別設定於座標原點。以下，主要描述與圖1～圖14中所說明之量測方法不同之點。

### 【0093】

於圖13之步驟1300中，基底向量記憶部880將在較應配置生物體50之重心之位置更靠近磁性感測器陣列210之位置指定為座標原點時對球諧函數予以空間取樣而獲得之磁場信號向量作為基底向量而記憶。於圖15中，將較應配置生物體50之重心之位置更靠近磁性感測器陣列210、且較該位置在X方向上朝正方向(左側)偏移之位置設為座標原點。於圖16中，將較應配置生物體50之重心之位置更靠近磁性感測器陣列210、且較該位置在X方向上朝負方向(右側)偏移之位置設為座標原點。圖15及16之座標原點，可與圖1～圖14中所說明之量測方法之座標原點相同，設定於與XZ平面平行之剖面上。基底向量記憶部880，可將圖15之左側之信號向量與圖16之右側之信號向量分別作為基底向量而記憶。

### 【0094】

此處，生物體50之重心，例如可為於生物體50中供接觸電極之位置之與XZ平面平行之剖面之重心、該剖面上之X方向之最大寬度之中心位

置、或該剖面上之Z方向之最大寬度之中心位置。

#### 【0095】

於步驟1320中，信號空間分離部890自基底向量記憶部880分別取得在步驟1300中基底向量記憶部880作為基底向量而記憶之右側及左側之信號向量。

#### 【0096】

於步驟1330中，信號空間分離部890分別將在步驟1320中所取得右側及左側之信號向量用作基底向量，對由步驟1310中所取得之磁場量測資料B所示之磁場之空間分佈，進行級數展開。然後，信號空間分離部890根據藉由級數展開而獲得之向量，將右側及左側之磁場之空間分佈分別信號分離為測定對象磁場與干擾磁場。藉此，信號空間分離部890可將與將較應配置生物體50之重心之位置更靠近磁性感測器陣列210之複數個位置各者設定於座標原點之情形相對應之不同之複數個磁場之空間分佈各者，分離為來自生物體50之測定對象磁場與干擾磁場。

#### 【0097】

於步驟1340中，信號空間分離部890基於步驟1330中經信號分離之結果，抑制干擾磁場，且分別算出右側及左側之測定對象磁場並輸出至計算部895。右側及左側之測定對象磁場之計算可分別使用(數6)~(數14)而同樣地實施。

#### 【0098】

接著，於步驟1350中，計算部895基於來自信號空間分離部890之右側及左側之測定對象磁場成分之磁場資料B，分別算出流通於生物體50內之電流。藉此，推定部870之計算部895可算出流通於與不同之複數個磁

場之空間分佈各自對應之生物體50內之不同之複數個區域(生物體50內之右側及左側之區域)之電流。

### 【0099】

於本實施形態中，由於將座標原點設為更靠近磁性感測器陣列210，而與數13之解 $X_{in}$ 對應之信號源所位在之信號源空間變窄，故式(例如(數15)等)之不適切程度降低，而能夠對信號源空間所含之電流元素進行高精度之檢測。例如，可藉由比較流通於生物體50之內部之右側與左側之區域之電流之分佈(或表示生物體50內之阻抗分佈之2個圖像)，而推定該等區域之異常。因此，變化例之量測方法，作為一例較佳地進行肺水腫等之肺之診斷。於圖15中，由於在二個電極800(2)與800(3)之間有電流注入，故在生物體50內，起因於流通於該等電極800(2)與800(3)附近之電流或與電極800(2)及800(3)相連之電流纜線之磁場，在感測器向量信號 $\Phi$ 中成為主要成分。然而，於實施形態中，將座標原點更靠近磁性感測器陣列210，藉此可縮窄信號源空間，故可提高對信號源空間所包含之成為企圖量測之對象之信號源(電流元素)之量測之精度。

### 【0100】

再者，於圖1~16之實施形態中，各磁性感測器胞元220可不在3軸方向上檢測磁場，磁性感測器陣列210只要可以磁性感測器陣列210整體在3軸方向上檢測磁場即可。

### 【0101】

本發明之各種實施形態可參照流程圖及方塊圖予以記載，此處之方塊，可表示(1)執行操作之製程之階段或(2)具有執行操作之作用之裝置之部分。特定之階段及部分可藉由專用電路、與儲存於電腦可讀取媒體上之

電腦可讀取命令一起被供給之可程式化電路、及/或與儲存於電腦可讀取媒體上之電腦可讀取命令一起被供給之處理器而安裝。專用電路可包含數位及/或類比硬體電路，亦可包含積體電路(IC)及/或離散電路。可程式化電路可包含能夠重構之硬體電路，該硬體電路包含邏輯AND、邏輯OR、邏輯XOR、邏輯NAND、邏輯NOR、及其他邏輯操作、如正反器、暫存器、現場可程式化閘陣列(FPGA)、可程式化邏輯陣列(PLA)等之記憶體要素等。

### 【0102】

電腦可讀取媒體，可包含可儲存由適切之器件執行之命令之任意有形之器件，其結果為，具有儲存於該器件之命令之電腦可讀取媒體，為具備包含為了製作用於執行流程圖或方塊圖中所指定之操作之機構而可執行之命令之製品。作為電腦可讀取媒體之例，可包含：電子記憶媒體、磁記憶媒體、光記憶媒體、電磁記憶媒體、半導體記憶媒體等。作為電腦可讀取媒體之更具體之例，可包含：軟性(註冊商標)磁碟、磁片、硬碟、隨機存取記憶體(RAM)、唯讀記憶體(ROM)、可抹除可程式化唯讀記憶體(EPROM或快閃記憶體)、可電性抹除可程式化唯讀記憶體(EEPROM)、靜態隨機存取記憶體(SRAM)、光碟唯讀記憶體(CD-ROM)、數位多用途磁碟(DVD)、藍光(BLU)光碟、積體電路卡等。

### 【0103】

電腦可讀取命令可包含：如組譯器指令、指令集架構(ISA)命令、機器依存命令、微代碼、韌體命令、狀態設定資料、或Smalltalk、JAVA(註冊商標)、C++等之物件導向程式設計語言、及「C」程式設計語言或如同樣之設計語言之先前之程序程式設計語言，可包含由1個或複數

個程式設計語言之任意組合記述之原始程式碼或物件程式碼之任一者。

#### 【0104】

電腦可讀取命令對於泛用電腦、特殊目的之電腦、或其他可程式化之資料處理裝置之處理器或可程式化電路，經由區域或區域網路(LAN)、如網際網路等之廣域網路(WAN)而被提供，可執行電腦可讀取命令以製作用於執行由流程圖或方塊圖指定之操作之機構。作為處理器之例，包含：電腦處理器、處理單元、微處理器、數位信號處理器、控制器、微控制器等。

#### 【0105】

圖17顯示可將本發明之複數個態樣整體性或部分性具體化之電腦2200之例。安裝於電腦2200之程式，可使電腦2200作為與本發明之實施形態之裝置建立關聯關係之操作或該裝置之1個或複數個部分而發揮功能，或可執行該操作或該1個或複數個部分，及/或可使電腦2200執行本發明之實施形態之製程或該製程之階段。如此之程式，為了使電腦2200執行與本說明書所記載之流程圖及方塊圖之方塊中之幾個或全部建立關聯關係之特定之操作，可藉由CPU 2212而執行。

#### 【0106】

本實施形態之電腦2200包含：CPU 2212、RAM 2214、圖形控制器2216、及顯示器器件2218，該等藉由主控制器2210而相互連接。電腦2200又包含如通訊介面2222、硬碟機2224、DVD-ROM驅動器2226、及IC卡驅動器之輸入/輸出單元，該等經由輸入/輸出控制器2220連接於主控制器2210。電腦又包含如ROM 2230及鍵盤2242之傳統之輸入/輸出單元，該等經由輸入/輸出晶片2240連接於輸入/輸出控制器2220。

**【0107】**

CPU 2212依據儲存於ROM 2230及RAM 2214內之程式而動作，藉此控制各單元。圖形控制器2216取得被提供至RAM 2214內之於圖框緩衝器等或其本身之中由CPU 2212產生之影像資料，且將影像資料顯示於顯示器器件2218上。

**【0108】**

通訊介面2222經由網路與其他電子器件通訊。硬碟機2224儲存由電腦2200內之CPU 2212使用之程式及資料。DVD-ROM驅動器2226自DVD-ROM 2201讀取程式或資料，且對硬碟機2224經由RAM 2214提供程式或資料。IC卡驅動器自IC卡讀取程式及資料，及/或將程式及資料寫入IC卡。

**【0109】**

ROM 2230於其中儲存在有效化時由電腦2200執行之啟動程式等、及/或依存於電腦2200之硬體之程式。輸入/輸出晶片2240並可將各種輸入/輸出單元經由並行埠、串列埠、鍵盤埠、滑鼠埠等連接於輸入/輸出控制器2220。

**【0110】**

程式由如DVD-ROM 2201或IC卡之電腦可讀取媒體提供。程式自電腦可讀取媒體被讀取，且安裝於亦為電腦可讀取媒體之例之硬碟機2224、RAM 2214、或ROM 2230，由CPU 2212執行。該等程式內所記述之資訊處理被讀取至電腦2200，進程式與上述各種類型之硬體資源之間之協作。裝置或方法可藉由依據電腦2200之使用實現資訊之操作或處理而構成。

**【0111】**

例如，於通訊在電腦2200及外部器件間執行之情形下，CPU 2212可執行載入RAM 2214之通訊程式，且基於通訊程式所記述之處理，命令通訊介面2222進行通訊處理。通訊介面2222在CPU 2212之控制下，讀取提供至如RAM 2214、硬碟機2224、DVD-ROM 2201、或IC卡之記錄媒體內之儲存於發送緩衝器處理區域之發送資料，且將所讀取之發送資料發送至網路，並將自網路接收到之接收資料寫入被提供至記錄媒體上之接收緩衝器處理區域等。

**【0112】**

又，CPU 2212可將儲存於如硬碟機2224、DVD-ROM 驅動器2226(DVD-ROM 2201)、IC卡等之外部記錄媒體之檔案或資料庫之全部或必要之部分讀取至RAM 2214，而對RAM 2214上之資料執行各種類型之處理。CPU 2212接著將經處理之資料回寫至外部記錄媒體。

**【0113】**

可將各種類型之程式、如資料、表格、及資料庫之各種類型之資訊儲存於記錄媒體，而接受資訊處理。CPU 2212可對自RAM 2214讀取之資料，執行本揭示之隨處所記載之、由程式之命令次序指定之包含各種類型之操作、資訊處理、條件判斷、條件分歧、無條件分歧、資訊之檢索/置換等各種類型之處理，且將結果回寫至RAM 2214。又，CPU 2212可檢索記錄媒體內之檔案、資料庫等之資訊。例如，在各自具有與第2屬性之屬性值建立關聯關係之第1屬性之屬性值之複數個項目儲存於記錄媒體內之情形下，CPU 2212可自該複數個項目中檢索與第1屬性之屬性值所指定之條件一致之項目，讀取儲存於該項目內之第2屬性之屬性值，藉此取

得與滿足預先決定之條件之第1屬性建立關聯關係之第2屬性之屬性值。

**【0114】**

以上所說明之程式或軟體模組，可儲存於電腦2200上或電腦2200附近之電腦可讀取媒體。又，如提供至與專用通訊網路或網際網路連接之伺服器系統內的硬碟或RAM般之記錄媒體，可作為電腦可讀取媒體而使用，藉此將程式經由網路提供至電腦2200。

**【0115】**

以上，使用實施形態對本發明進行了說明，但本發明之技術性範圍並不限定於上述實施形態所記載之範圍。對上述實施方式可施加多種變更或改良係本領域技術人員所顯而易知者。施加有如此之變更或改良之形態亦可包含於本發明之技術性範圍內，係根據申請範圍之記載而顯而易知者。

**【0116】**

應注意於申請範圍、說明書、及圖式中所示之裝置、系統、程式、及方法中之動作、步序、步驟、及階段等之各處理之執行順序，只要未特別明確「更先」、「首先」等，又，未將之前之處理之輸出在之後之處理上使用，則可以任意之順序實現。關於申請範圍、說明書、及圖式中之動作流程，即便為了便於說明而使用「首先，」、「接著，」等而說明，但並非意指必須按照該順序實施。

**【符號說明】**

**【0117】**

10:量測裝置

20:本體部

30:資訊處理部  
50:生物體  
100:電流施加單元  
110:磁性感測器單元  
120:頭  
125:驅動部  
130:基座部  
140:桿部  
210:磁性感測器陣列  
220:磁性感測器胞元  
220[i,j,k]:磁性感測器胞元  
230:感測器資料收集部  
300:感測器部  
300x~z:感測器部  
520:磁性感測器  
530:磁場產生部  
532:放大電路  
534:線圈  
540:輸出部  
702:磁阻元件  
704:磁會聚板  
706:磁會聚板  
800:電極

800(1)~(5):電極  
810:電流施加部  
820:控制部  
830:量測資料取得部  
840:AD轉換器  
842:時脈產生器  
850:校正運算部  
860:記憶部  
870:推定部  
880:基底向量記憶部  
890:信號空間分離部  
895:計算部  
1200:磁場位置  
1200(1)~(M):磁場位置  
1300:固定部  
2200:電腦  
2201:DVD-ROM  
2210:主控制器  
2212:CPU  
2214:RAM  
2216:圖形控制器  
2218:顯示器器件  
2220:輸入/輸出控制器

2222:通訊介面

2224:硬碟機

2226:DVD-ROM驅動器

2230:ROM

2240:輸入/輸出晶片

2242:鍵盤

B:輸入磁場

G:放大電路之電壓/電流轉換係數

J1 ~ JN:電流

R:電阻值

S1300 ~ S1350:步驟

X:軸

Y:軸

Z:軸

$\Delta x$ :間隔

$\Delta y$ :間隔

$\Delta z$ :間隔

## 【發明申請專利範圍】

### 【請求項1】

一種量測裝置，其具備：電極單元，其具有與生物體接觸之複數個電極；

磁性感測器陣列，其具有複數個磁性感測器胞元，可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場；

電流施加部，其藉由前述複數個電極中至少1個電極對，將電流通於前述生物體；

量測資料取得部，其取得基於在將電流通於前述生物體之期間前述磁性感測器陣列自前述生物體檢測出之前述輸入磁場之量測資料；及

推定部，其基於前述量測資料而推定流通於前述生物體內之電流。

### 【請求項2】

如請求項1之量測裝置，其中前述電流施加部藉由前述至少1個電極對，將交流電流通於前述生物體。

### 【請求項3】

如請求項1或2之量測裝置，其具備控制部，該控制部將藉由前述至少1個電極對而流通於前述生物體之電流、與前述量測資料取得部對前述量測資料之取得同步進行。

### 【請求項4】

如請求項1之量測裝置，其中前述磁性感測器陣列與前述電極單元非接觸地配置。

### 【請求項5】

如請求項4之量測裝置，其中前述磁性感測器陣列相對於前述電極單

元對向而配置。

#### 【請求項6】

如請求項1之量測裝置，其中前述複數個電極與前述生物體接觸而排列配置，前述電流施加部對包含前述複數個電極中之2個電極之電極對施加電流而將電流流通於前述生物體。

#### 【請求項7】

如請求項6之量測裝置，其中前述電流施加部對包含相鄰之2個電極之電極對，一面逐一錯開電極一面依次施加電流而將電流流通於前述生物體。

#### 【請求項8】

如請求項1之量測裝置，其中前述推定部具備：

信號空間分離部，其將由前述量測資料所示之磁場之空間分佈，分離為來自前述生物體之測定對象磁場與干擾磁場；及

計算部，其基於經分離之前述測定對象磁場而算出流通於前述生物體內之電流。

#### 【請求項9】

如請求項8之量測裝置，其中前述複數個磁性感測器胞元具有複數個磁性感測器，該磁性感測器各自具有磁阻元件及配置於前述磁阻元件之兩端之磁會聚板；

前述信號空間分離部將前述磁場之空間分佈，以在由前述磁性感測器陣列檢測出具有正規正交函數之空間分佈之磁場時前述磁性感測器各者所輸出之信號向量為基底向量而予以分離。

#### 【請求項10】

如請求項8或9之量測裝置，其中前述信號空間分離部將在將較應配置前述生物體之重心之位置更靠近前述磁性感測器陣列之位置設定於座標原點之情形的前述磁場之空間分佈，分離為來自前述生物體之測定對象磁場與干擾磁場。

**【請求項11】**

如請求項10之量測裝置，其中前述信號空間分離部將與將較應配置前述生物體之重心之位置更靠近前述磁性感測器陣列之複數個位置各者設定於座標原點之情形相對應之不同之複數個前述磁場之空間分佈各者，分離為來自前述生物體之測定對象磁場與干擾磁場，

前述推定部算出流通於與不同之複數個前述磁場之空間分佈各自對應之前述生物體內之不同之複數個區域之電流。

**【請求項12】**

如請求項1之量測裝置，其中前述磁性感測器陣列配置為曲面狀。

**【請求項13】**

一種量測方法，其具備：

藉由與生物體接觸之電極單元之複數個電極中至少1個電極對將電流通於前述生物體之階段，

取得基於在將電流通於前述生物體之期間，由可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場之磁性感測器陣列自前述生物體檢測出之輸入磁場之量測資料之階段，及

基於前述量測資料而推定流通於前述生物體內之電流之階段。

**【請求項14】**

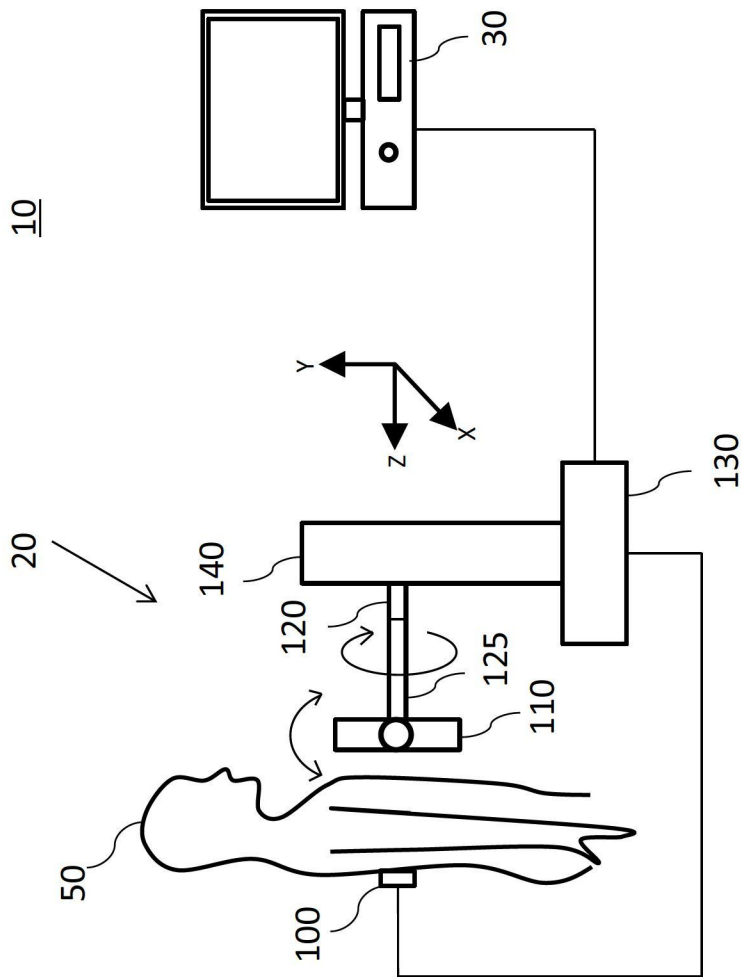
一種電腦程式，其由電腦執行，且使前述電腦作為下述各部發揮功

能，即：

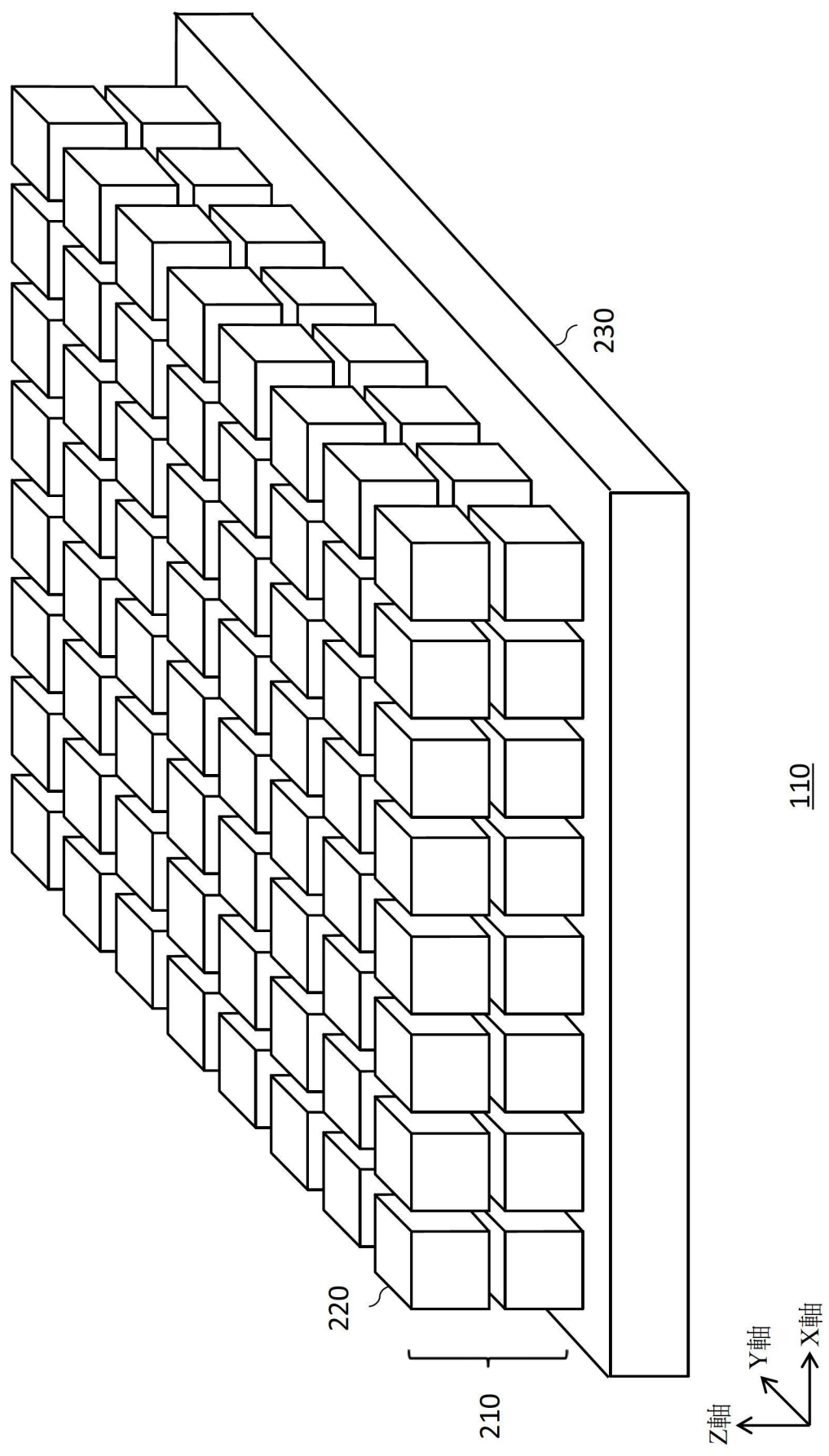
信號空間分離部，其將基於在藉由與生物體接觸之至少1個電極對將電流通於前述生物體之期間，由可於三維空間內之複數個部位檢測3軸方向之輸入磁場之磁性感測器陣列自前述生物體檢測出之輸入磁場之量測資料所示之磁場之空間分佈，分離為來自前述生物體之測定對象磁場與干擾磁場；及

計算部，其基於經分離之前述測定對象磁場而算出流通於前述生物體內之電流。

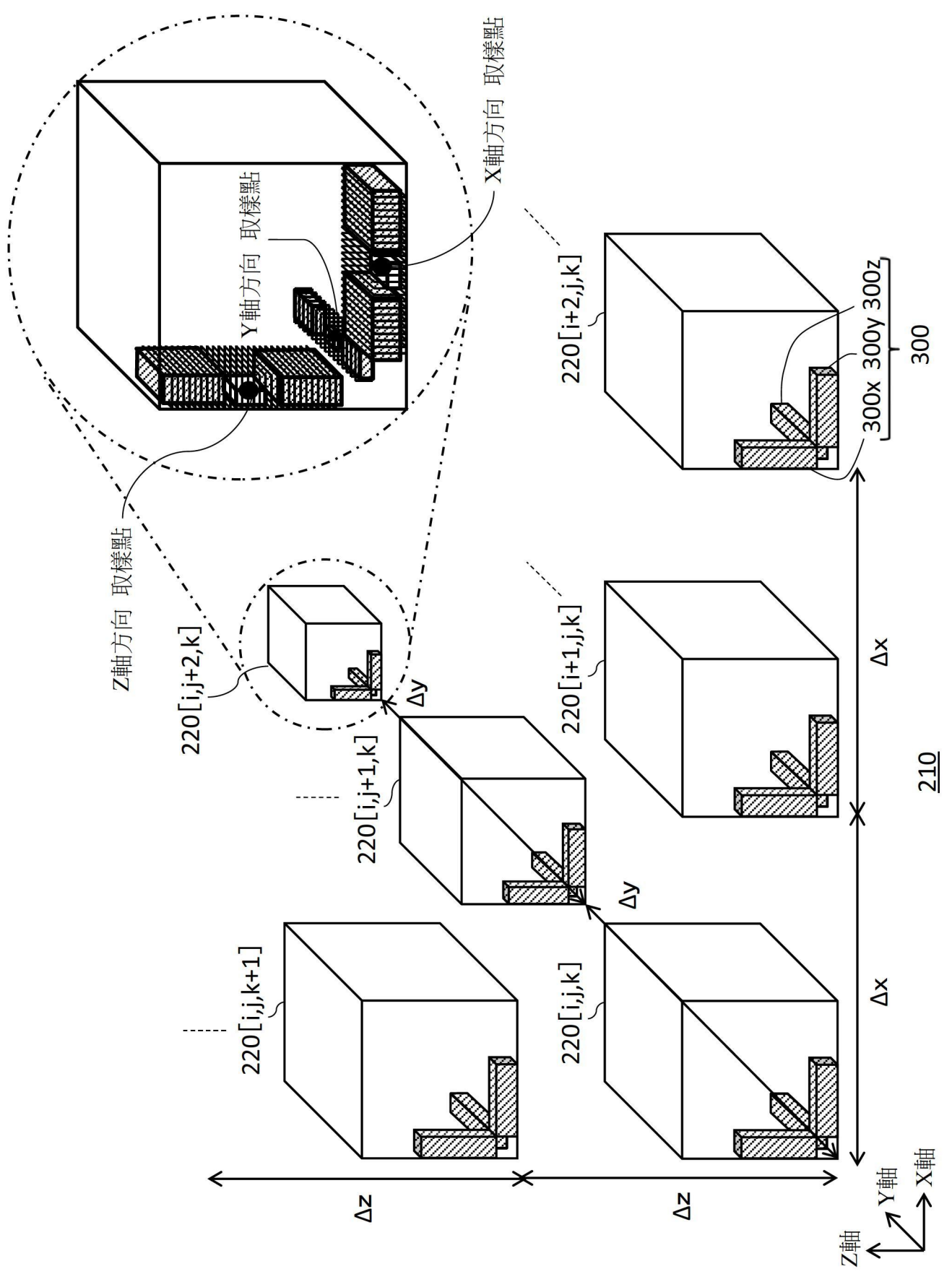
【發明圖式】



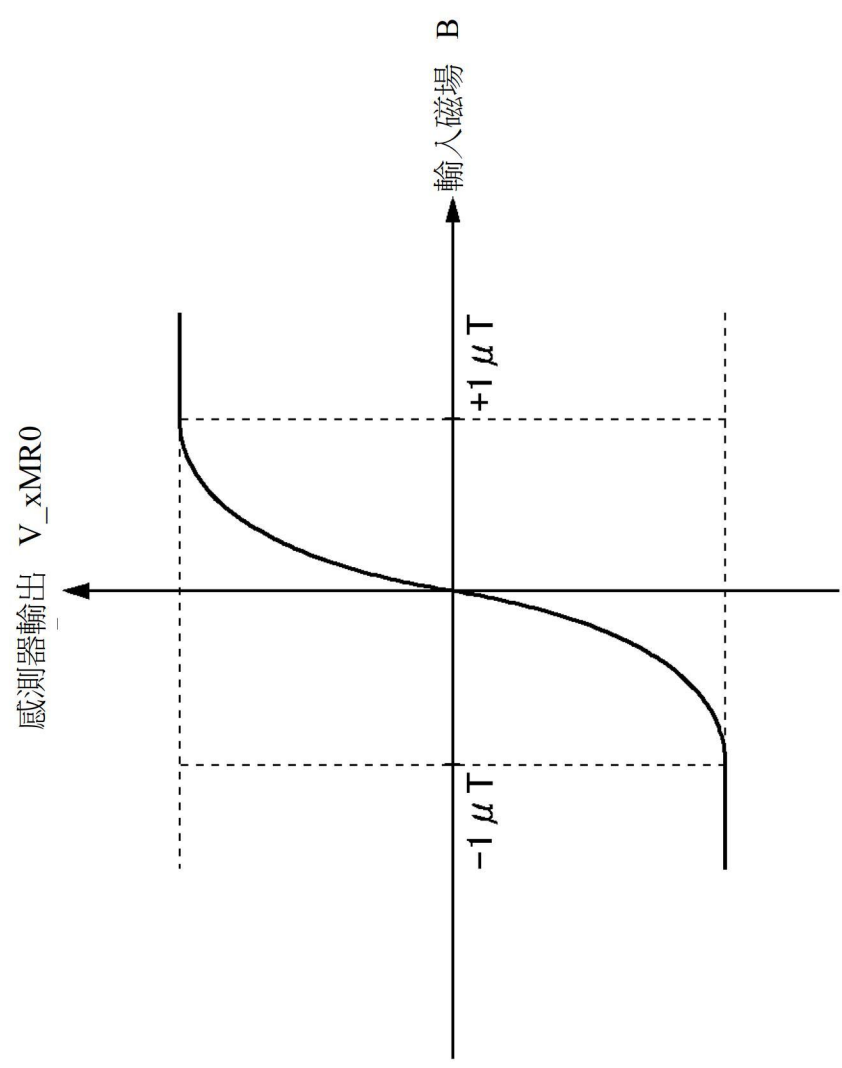
【圖1】



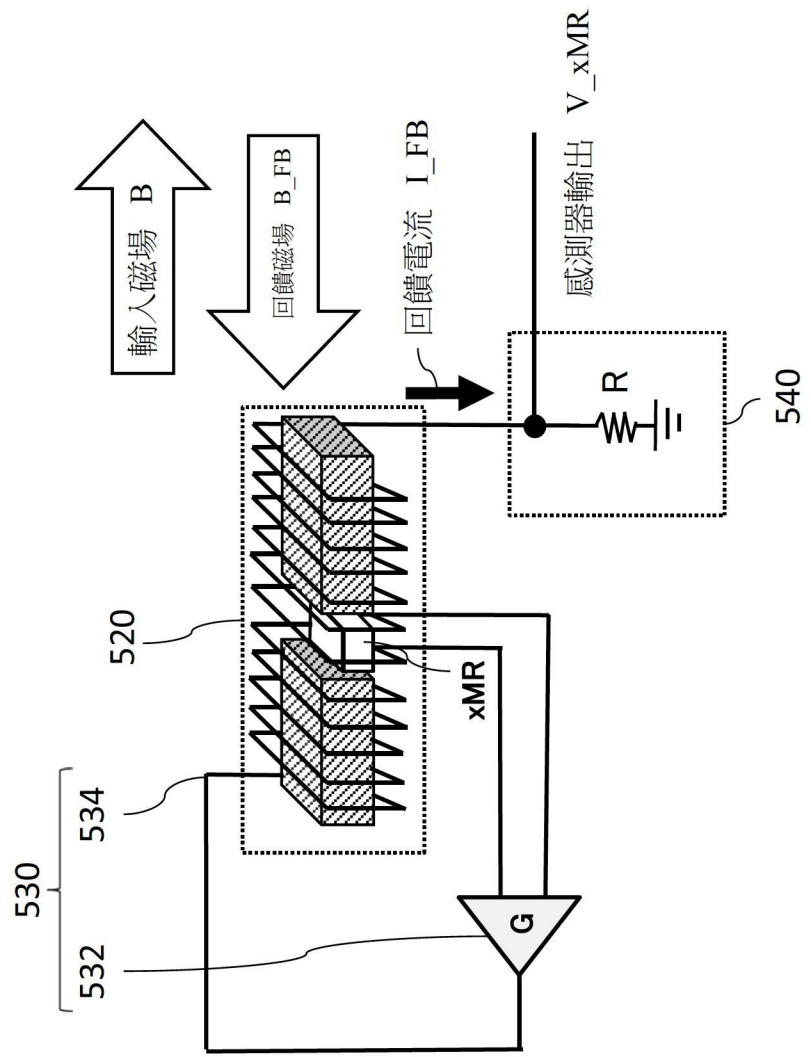
【圖2】



【圖3】

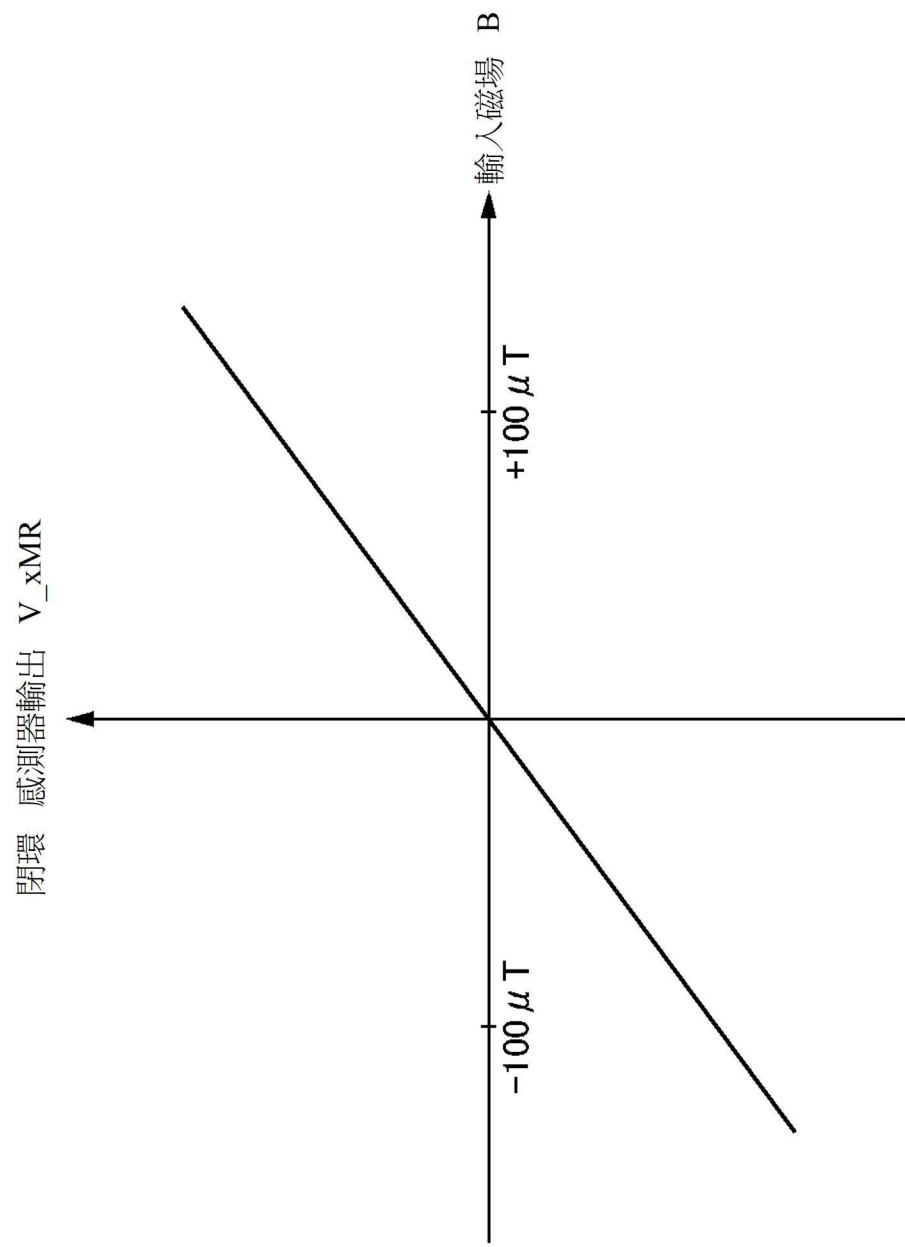


【圖4】

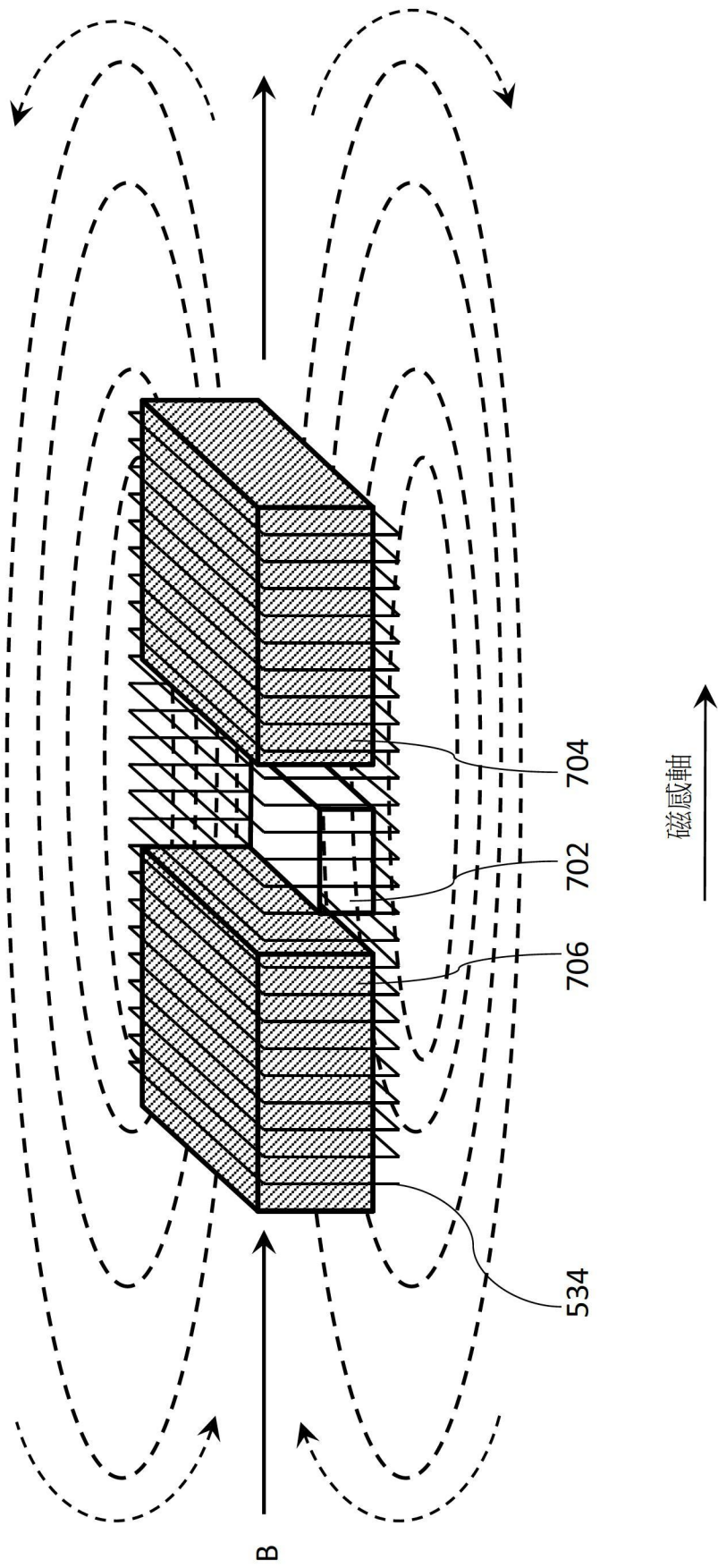


300

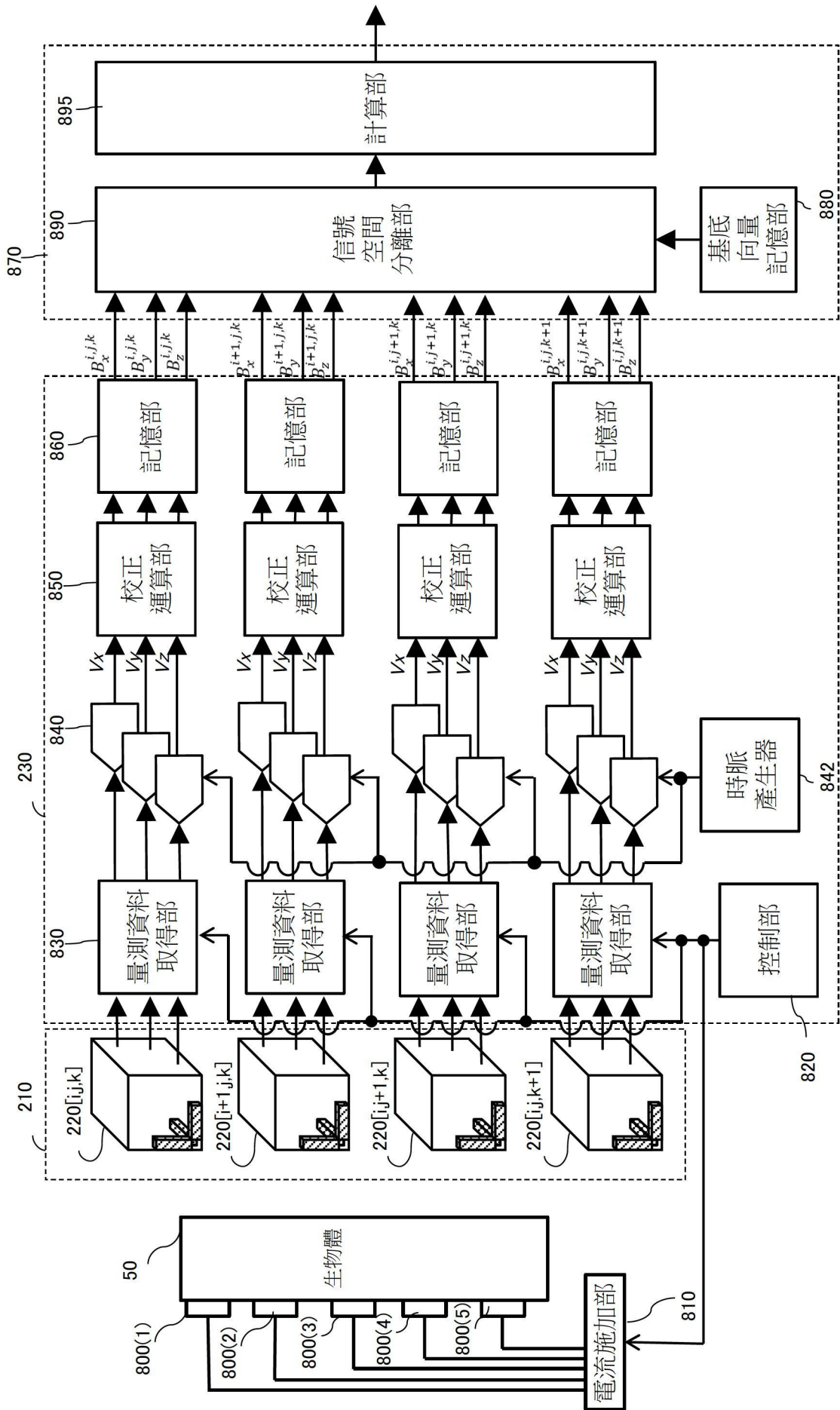
【圖5】



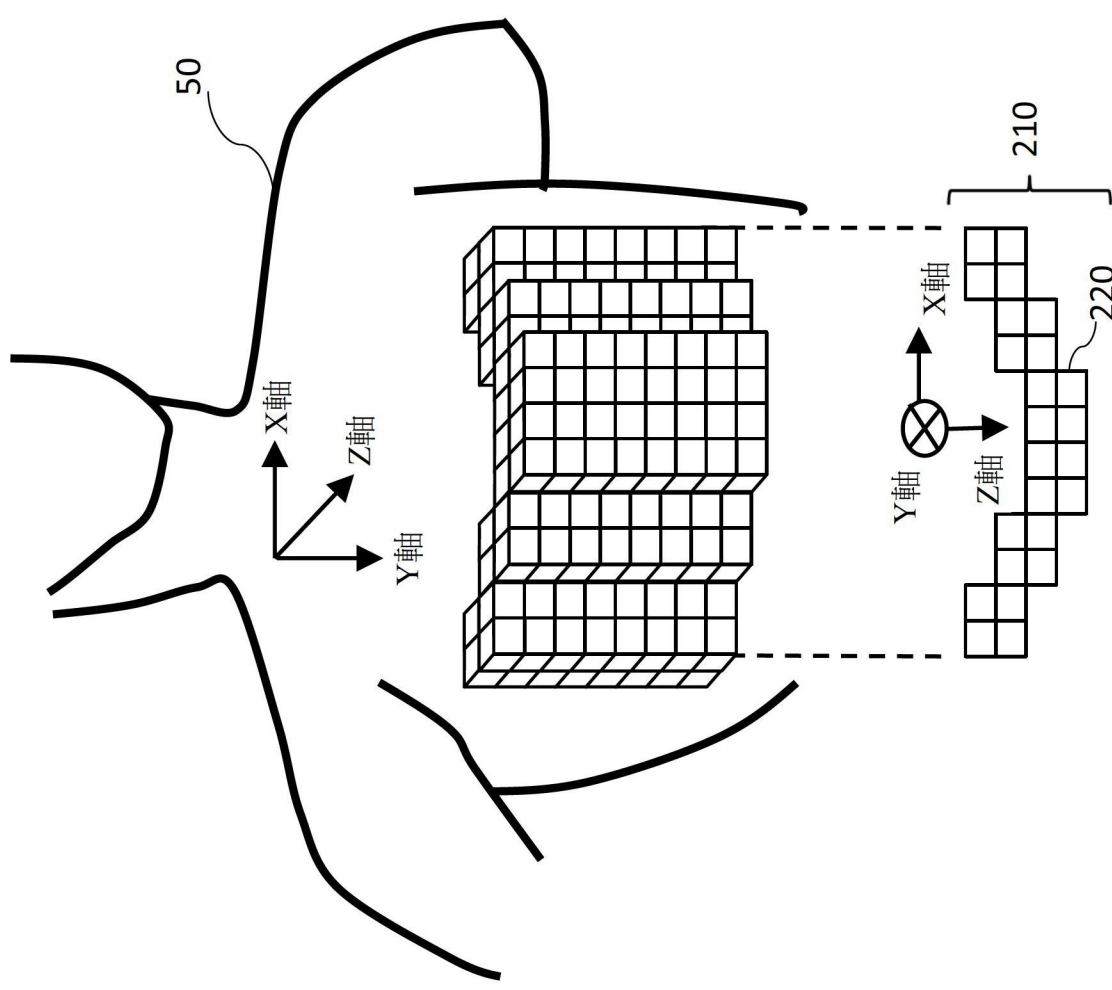
【圖6】



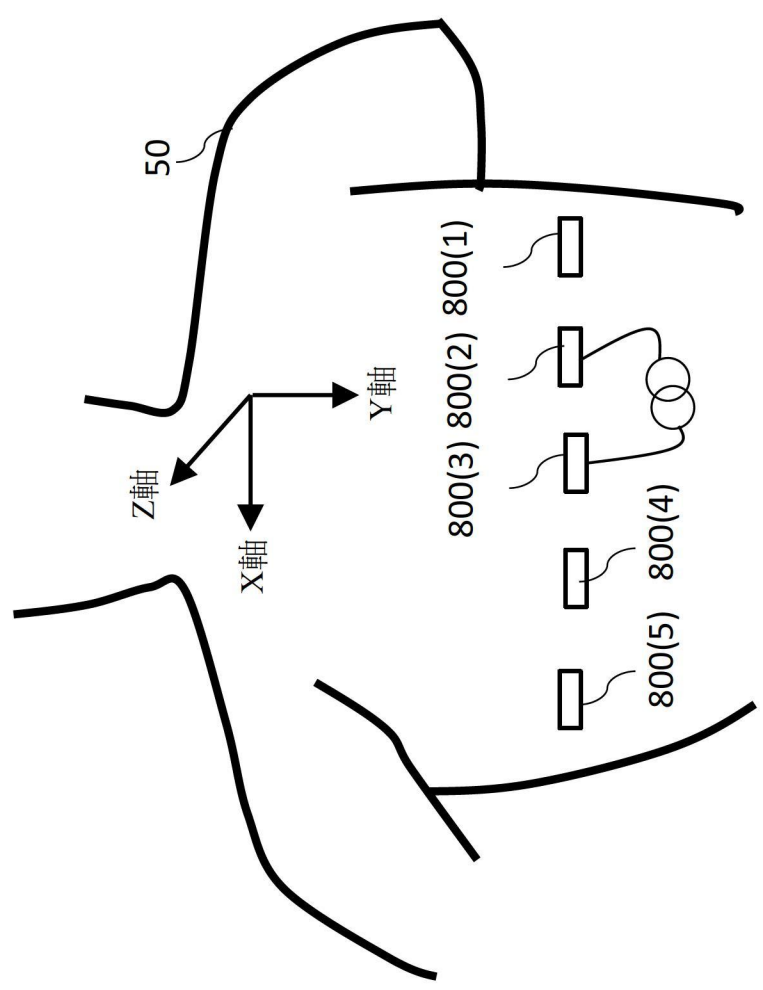
【圖7】



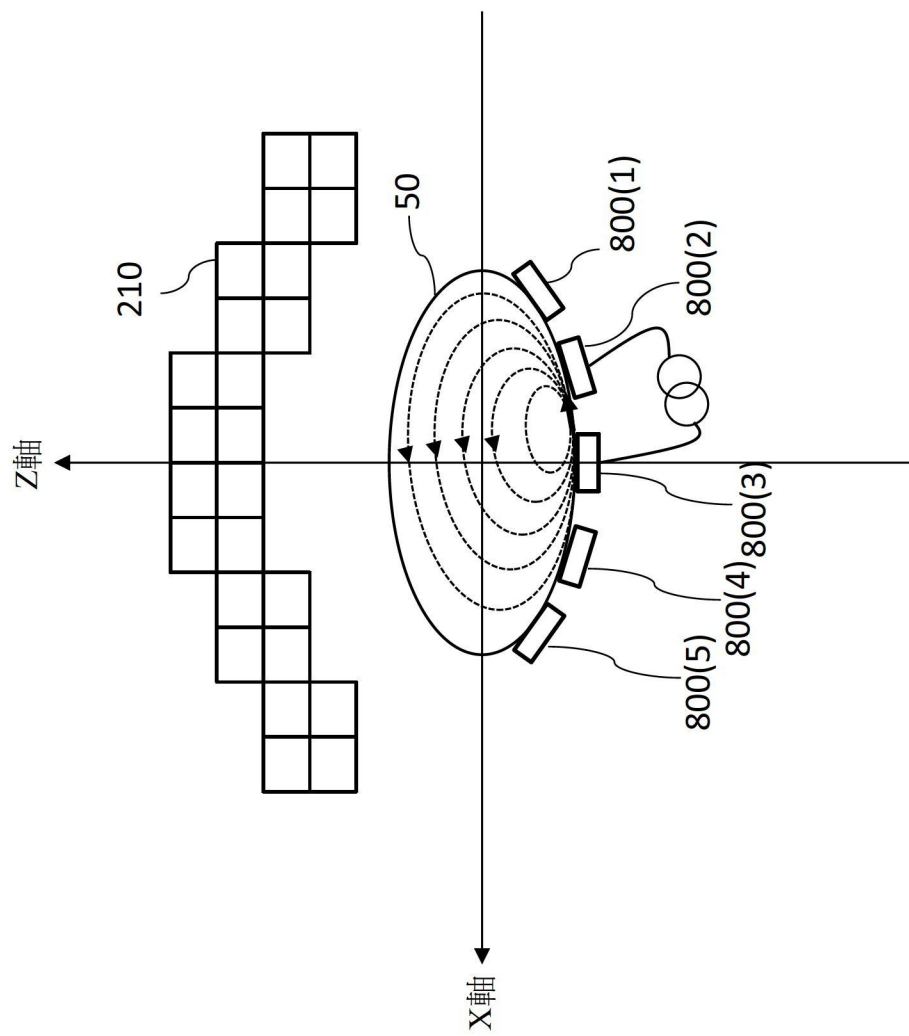
【圖8】



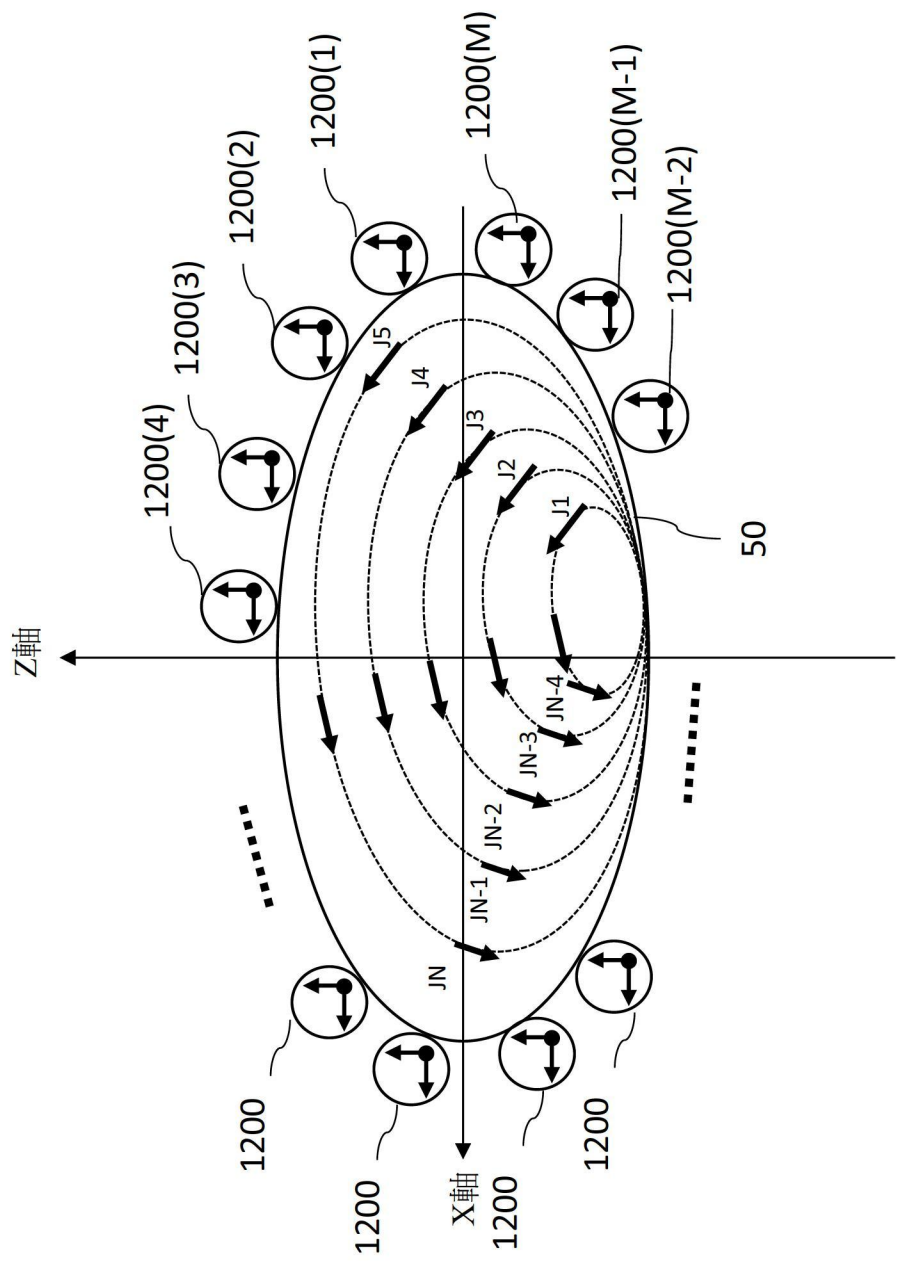
【圖9】



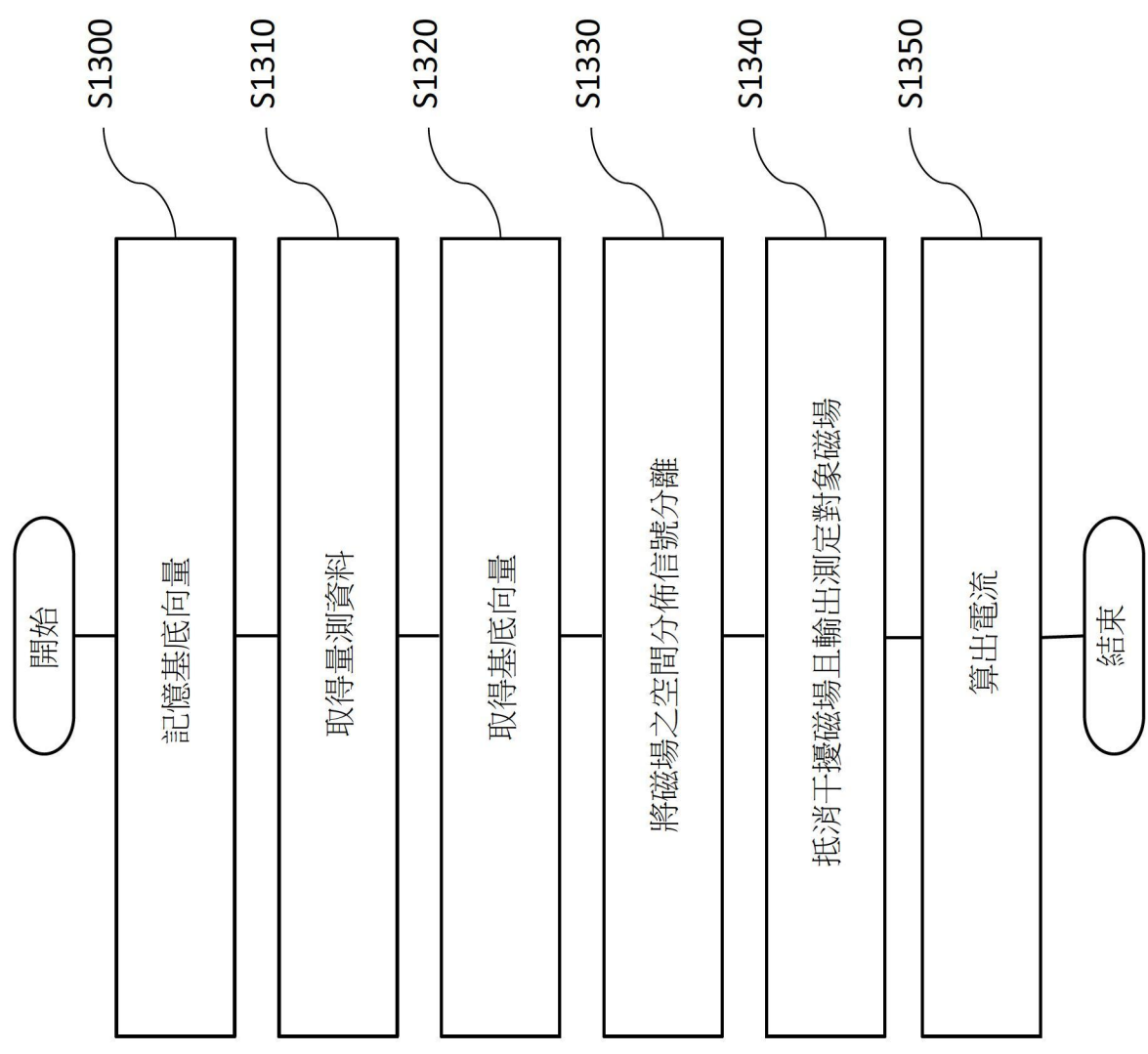
【圖10】



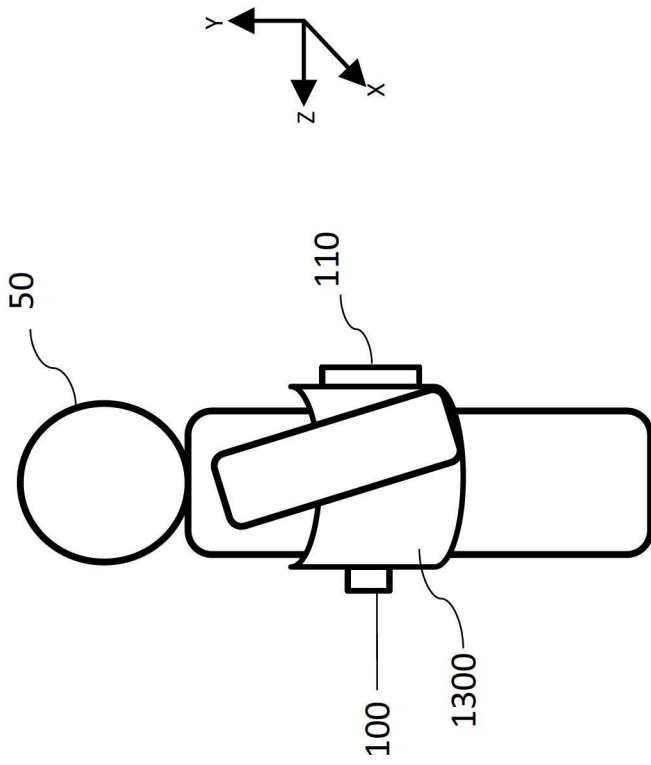
【圖11】



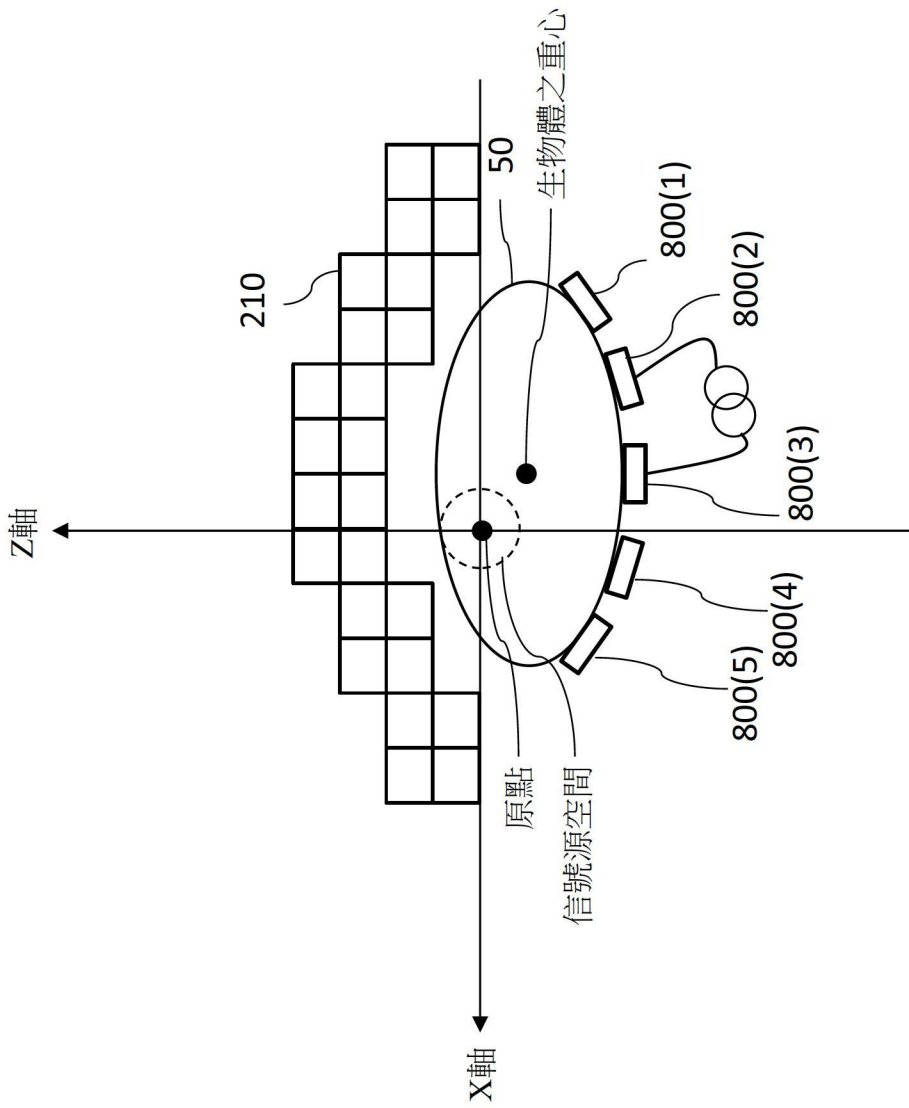
【圖12】



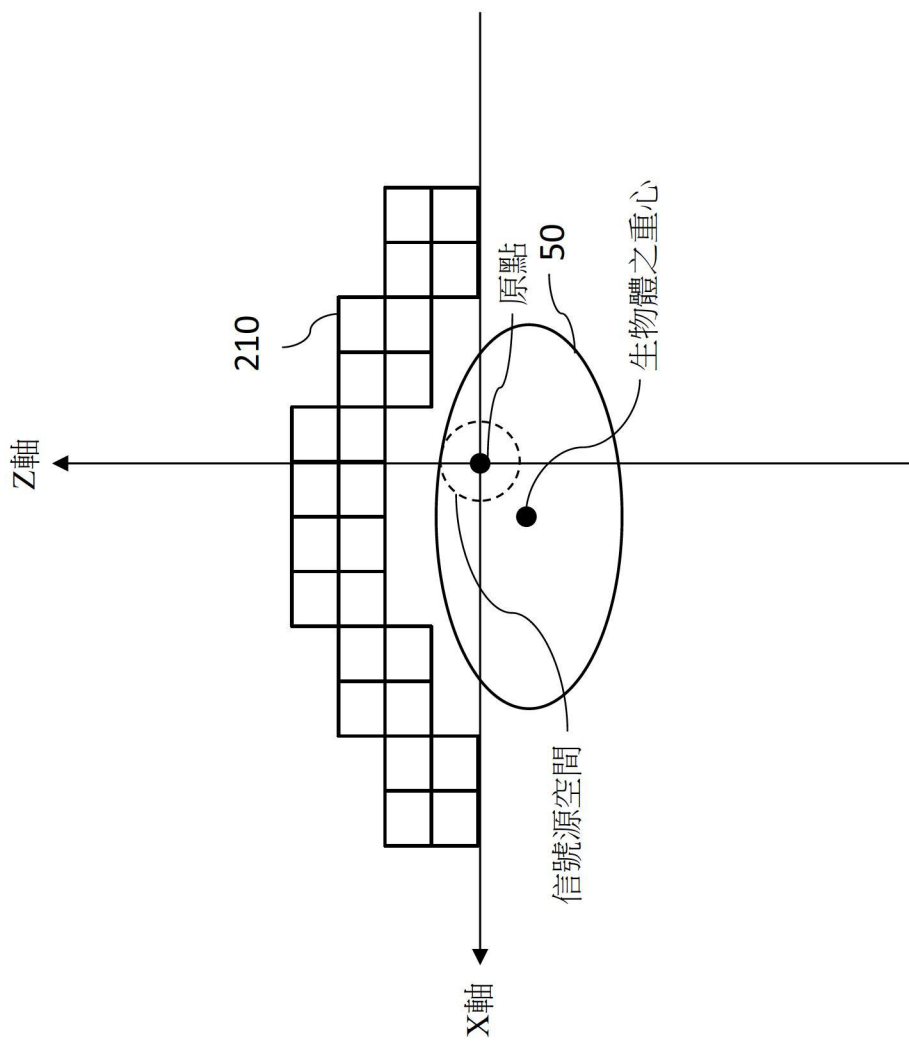
【圖13】



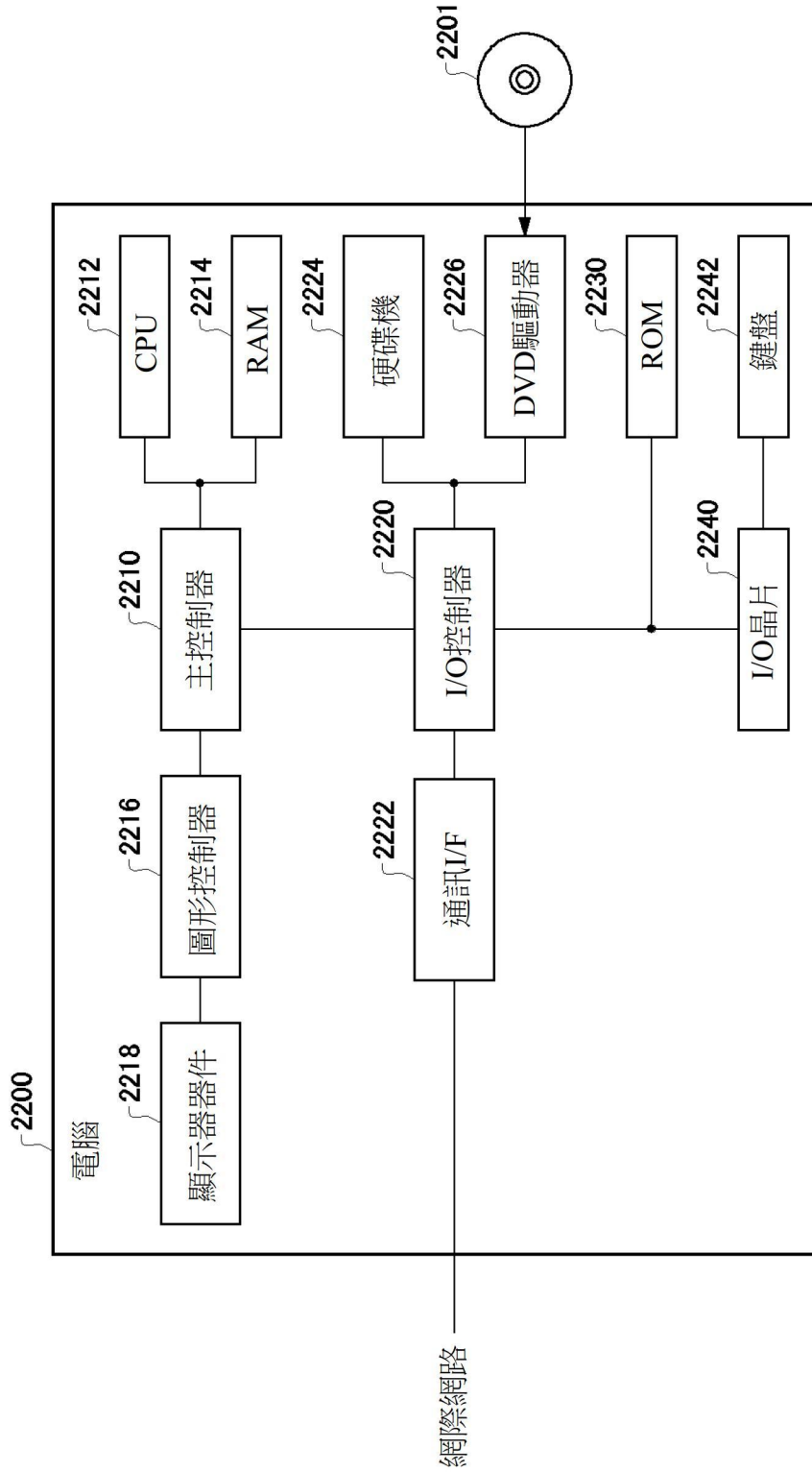
【圖14】



【圖15】



【圖16】



【圖17】