



(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 I533841 B

(45)公告日：中華民國 105(2016)年 05 月 21 日

(21)申請案號：102116070

(22)申請日：中華民國 102(2013)年 05 月 06 日

(51)Int. Cl. : **A61B5/05 (2006.01)**

(30)優先權：2012/10/02 日本

2012-220305

(71)申請人：安東秀夫(日本) ANDO, HIDEO (JP)
日本

(72)發明人：安東秀夫 ANDO, HIDEO (JP)

(74)代理人：林志剛

(56)參考文獻：

US 5685300

US 2004/0242976A1

US 2009/0062685A1

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：18 項 圖式數：39 共 200 頁

(54)名稱

生命活力測定方法，生命活力控制方法，以及有關生命活力資訊的傳送方法

DETECTING METHOD OF LIFE ACTIVITY, CONTROLLING METHOD OF LIFE ACTIVITY, AND
TRANSMISSION METHOD OF INFORMATION CONCERNING LIFE ACTIVITY

(57)摘要

根據生命活力測量方法或控制方法，以包括指定波帶中的波長之電磁波照射生命體，及測定該生命體的局部區域中之特性，或者控制其生命活力。此“局部區域”為由一或多個細胞所構成之區域。該“指定波帶”係依據下面現象的任一個所界定：[1]重新出現在細胞膜之組成分子中的原子之間的振動模式之基態與複數個激發態之間的躍遷能；[2]出現在對應於該生命體的該活力或其該變化之分子中的特定原子之間的振動模式之間的躍遷能；以及[3]核磁共振中的特定化學位移值。

According to a measuring method or a control method of life activity, a life object is illuminated with an electromagnetic wave including a wavelength in a designated waveband, and a characteristic in a local area of the life object is detected, or a life activity thereof is controlled. This "local area" is an area constituted by one or more cells. The "designated waveband" is defined based on any one of the following phenomena: [1] transition energy between a ground state of a vibration mode newly occurring between atoms in a constituent molecule of a cell membrane and a plurality of excited states; [2] transition energy between vibration modes occurring between specific atoms in a molecule corresponding to the activity of the life object or the change thereof; and [3] a specific chemical shift value in Nuclear Magnetic Resonance.

指定代表圖：

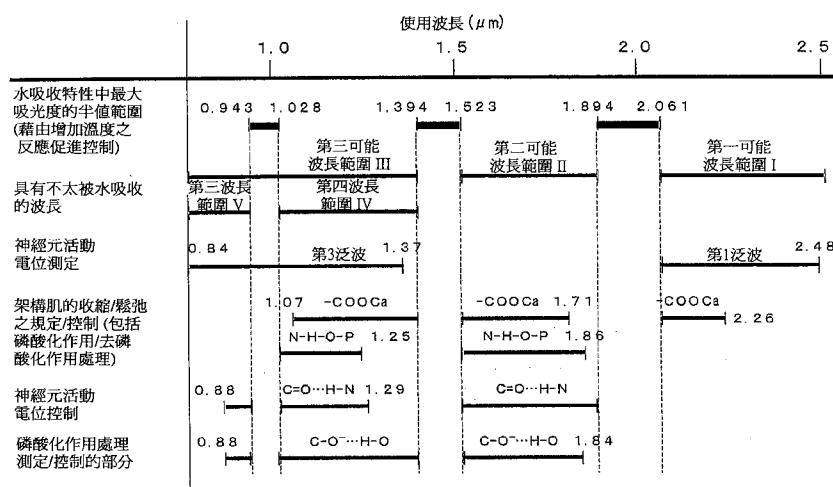


圖 28

告本

發明摘要

※申請案號：102116070

※申請日：102.5.06

※IPC分類：A61B 5/05 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

生命活力測定方法，生命活力控制方法，以及有關生命活力資訊的傳送方法

Detecting method of life activity, controlling method of life activity, and transmission method of information concerning life activity

【中文】

根據生命活力測量方法或控制方法，以包括指定波帶中的波長之電磁波照射生命體，及測定該生命體的局部區域中之特性，或者控制其生命活力。此“局部區域”為由一或多個細胞所構成之區域。該“指定波帶”係依據下面現象的任一個所界定：

[1]重新出現在細胞膜之組成分子中的原子之間的振動模式之基態與複數個激發態之間的躍遷能；

[2]出現在對應於該生命體的該活力或其該變化之分子中的特定原子之間的振動模式之間的躍遷能；以及

[3]核磁共振中的特定化學位移值。

【英文】

According to a measuring method or a control method of life activity, a life object is illuminated with an electromagnetic wave including a wavelength in a designated waveband, and a characteristic in a local area of the life object is detected, or a life activity thereof is controlled. This "local area" is an area constituted by one or more cells. The "designated waveband" is defined based on any one of the following phenomena:

- [1] transition energy between a ground state of a vibration mode newly occurring between atoms in a constituent molecule of a cell membrane and a plurality of excited states;
- [2] transition energy between vibration modes occurring between specific atoms in a molecule corresponding to the activity of the life object or the change thereof; and
- [3] a specific chemical shift value in Nuclear Magnetic Resonance.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第(28)圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：無

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：無

發明專利說明書

【發明名稱】(中文/英文)

生命活力測定方法，生命活力控制方法，以及有關生命活力資訊的傳送方法

Detecting method of life activity, controlling method of life activity, and transmission method of information concerning life activity

【技術領域】

本發明係相關於測量方法或控制方法，用以在活的狀態下藉由非接觸或非侵入性方法來測量（活體測量）或控制諸如包括人類的動物或植物等生命體中高速改變之動態生命活力或其變化。

【先前技術】

在生命體中高速改變之動態生命活力的例子為神經系統的活力。用以測量顱內活力的方法包括：利用近紅外光的血液之血液氧氣分析（在下文中被稱作“習知技術 1”）；以及利用功能性核磁共振造影（fMRI）法的血液之氧氣分析（在下文中被稱作“習知技術 2”），它們是習知技術的代表例子。

根據習知技術 1，使用含氧血紅素及去氧血紅素的近紅外光吸收光譜之變化來測量血液中的氧濃度（見非專利文件 1）。即、鍵合到氧分子的特定血紅素之含氧血紅素在波長 930nm 中具有最大吸收，而與氧分子分離的另一

特定血紅素之去氧血紅素在波長 760nm 及 905nm 中具有最大吸收。以 780nm、805nm、及 830nm 的各光作為測量用光源（半導體雷射）來照射頭部，及測量所傳送光的各自光束之強度變化。藉此從頭部的表面獲得有關在深度 3 至 4cm 之腦部的皮質區之訊號。

除了使用近紅外光的方法之外，具有使用核磁共振之方法來執行血液中的氧濃度之測量。即、當氧分子的吸收被轉變成氧分子的釋放時，血紅素分子中的電子軌道被改變，其改變磁性磁化率及縮短 MR（代謝率）的 T2 鬆弛時間。

根據習知技術 2，使用此現象來估計在神經系統中增加氧消耗率（活動區）的位置（見非專利文件 2 及 3）。當使用此方法時，藉由電腦處理可獲得測量結果，及可以三維方式呈現頭部之血液中的氧濃度分佈。

同時，已知有醫學治療作為用以控制生命體的動態生命活力之方法。

引用文獻列表

非專利文件

NPL1 : Yukihiro Ozaki/Satoshi Kawata:

Kinsekigaibunkouhou (Gakkai Shuppan中心, 1996)第 4.6 節

NPL2 : Takashi Tachibana: Nou Wo Kiwameru

Noukenkyu Saizensen (Asahi Shimbun出版, 2001)第 197 頁

NPL3 : Masahiko Watanabe: Nou Shinkei Kagaku

Nyumon Koza Gekan (Yodosha, 2002)第 188 頁

【發明內容】

技術問題

然而，根據習知技術 1 及 2，神經元的活動狀態測量之時間解析度及空間解析度低。

為了幫助瞭解問題，下面一開頭說明血液的氧分析為間接測量。血液中的氧濃度之測量係依據一心照不宣的假設：“當神經元活動時，血紅素應被去氧以供應其活力能量”。

然而，如 B. Alberts 等人：基本細胞生物學（Garland 出版公司，1998）的第 4 章所說明一般，從 ATP（腺苷三磷酸）到 ADP（腺苷二磷酸）的水解時所產生之能量被用於神經元的活力能量。

ADP 係產生於出現在存在於神經元的粒線體中之乙醯輔酶 A 的氧化處理之過程中。另外，神經元未直接與血管接觸，及氧分子係透過介於神經元與血管之間的神經膠質細胞而傳送到神經元。氧分子的傳送係與透過此種複雜過程之神經元的活力有關聯。

因此，認為血液中的氧濃度改變（降低）之現象僅出現在同時在神經系統中使大量細胞活動的局部區域四周。因此，在習知技術 1 及 2 中難以觀察到神經系統中幾個細胞的瞬間變化，諸如來自幾個神經元的短期活動電位。即、因為只能夠測定到同時使大量細胞活動的局部區域，所以理論上難以提高空間解析度。就其本身而言，在習知

技術 1 及 2 中，未直接而是間接地觀察到神經元的活力，使得測量準確性不足。

(有關時間解析度)

根據 2010 年 5 月 3 日所出版之 Nikkei 電子學的報告 (Nikkei BP) 第 44 頁，根據習知技術 1 測定在神經元變成活動後約 5s 改變之血液中的血紅素位準。因此在依據習知技術 1 之測定中，從神經元的活力之一開始出現很大的延遲。

另外，根據習知技術 2，使用 BOLD (血氧位準相依) 作用產生類似於上述的情況。BOLD 作用如下：當神經元活力由於腦部活力而增加時，首先氧消耗增加。結果，去氧血紅素濃度稍微增加，及幾秒鐘之後，附近區域中之微血管中的腦血流量快速增加，因此產生供應大幅超過氧消耗之大量的氧。此快速增加含氧血紅素濃度，結果 fMRI 訊號增強及其鬆弛時間變長。即、甚至在習知技術 2 中，含氧血紅素濃度的增加之測定仍需要在由於腦部活力而開始神經元的活力之後幾秒，如此，習知技術 2 亦對測定產生幾秒的延遲，與習知技術 1 類似。

就其本身而言，只要習知技術 1 及 2 測量血液中的氧濃度，對在神經元的活動開始之後的血液中之血紅素位準的變化而言就具有延遲。鑑於此，習知技術 1 及 2 的任一者中之時間解析度約 5s，非常低。

(有關空間解析度)

習知技術 1 的空間解析度取決於光源與用以測量通過頭部之光的強度變化之光電探測器之間的距離（見 2010 年 5 月 3 日所出版之 Nikkei 電子學（Nikkei BP）的第 43 頁）。當光源與光電探測器之間的距離變得越小時，測量光束到頭部內之穿透深度變得越淺。

因此，若光源與光電探測器之間的距離縮短以提高空間解析度，則無法測量頭部中的神經系統。如上述，在從頭部的表面之 3 至 4cm 的深度之頭部內的區域上執行測量之事例中，光源應被置放成距離光電探測器約 3cm，如此，空間解析度約 3cm。

另一方面，在習知技術 2 之事例中的空間解析度係由根據電磁波的衍射理論之測定異動磁場的波長（電磁波）所決定，及此測定異動磁場的波長係由欲待施加之 DC 磁場強度所決定。即使使用超導磁鐵來提高 DC 磁場強度，由於技術限制仍具有空間解析度的理論上限。根據如上述之見 2010 年 5 月 3 日所出版之 Nikkei 電子學（Nikkei BP）的第 42 頁，空間解析度為至多幾 mm，甚至在具有最高空間解析度之 fMRI 裝置中也一樣。

下面說明有關習知技術 1 之進入生命體的穿透深度。從人類的膚色可明白一般，可見光容易擴散地反射到生命體的表面上及難以穿透生命體。在上述的例子中，使用 780nm 的光、805nm 的光、及 830nm 的光作為測量光束。在它們中具有最長波長之 830nm 的光為近紅外光，但是

接近可見光區。因此，其到生命體的穿透深度亦短。結果，如上述，至多只能測量有關位在從頭部的表面之深度3至4cm中的腦部之皮質區的訊號。

鑑於此，本發明的目的在於提供在試圖增強空間解析度及時間解析度的同時能夠測量生命體中之活動狀態的方法等等。

同時，在已知作為控制生命活力的方法之醫學治療中，難以只有效控制生命體的特定區域。這是因為藉由嘴巴或藉由注射所給予的藥物循環經過人體及擴散到整個人體。因此，以治療目的用藥時，例如不僅相對減少在待治療（控制）之目標部分上作用的藥物量，並且也對待治療（控制）之目標部分以外的其他部分產生由於其他藥物作用之副作用。

鑑於此，本發明亦想要提供用以有效控制只有生命體的特定區域（由一細胞或一群複數個細胞所構成之區域）之活動狀態的方法等等。

問題的解決方案

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法或生命活力的控制方法為用以測量或控制包括動物或植物之生命體的活動狀態或其變化之生命活力的測量方法或生命活力的控制方法，包括：照射步驟，以電磁波照射生命體，電磁波的波長係包括在指定波帶中；以及測定步驟，測定與生命體之一或更多個細胞所構成的局部區域中之電磁波相

關聯的特性，或者控制步驟，藉由使用與電磁波相關聯的特性來控制活動狀態，其中，下面現象的任一個被用於測定或控制生命體的活動狀態或其變化：

[1]重新出現在細胞膜之組成分子中的原子之間的振動模式之基態與複數個激發態之間的躍遷能；

[2]出現在對應於生命體的活力或其變化之分子中的特定原子之間的振動模式之間的躍遷能；以及

[3]核磁共振中的特定化學位移值，

以及指定波帶係依據現象的任一個來決定。

根據本發明的一例示實施例之生命活力的測量方法即為：指定波帶係在細胞膜的電位變化條件隨著特定離子係附著於或脫離（detach）自局部區域中的特定物質之此種條件下所決定。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測定方法即為：指定波帶係在特定物質及特定離子為磷酯醯膽鹼或鞘磷脂及氯離子之組合、磷酯醯絲胺酸及鈉離子或鉀離子之組合、與糖脂及鈉離子之組合中的至少一個之此種條件下所決定。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法即為：根據有關磷酯醯膽鹼之氯離子的附著或脫離之指定波帶係依據波數 2480cm^{-1} 或從 $\delta 2.49$ 至 $\delta 2.87\text{ppm}$ 的化學位移值或有關 $\delta 3.43\text{ppm}$ 至 $\delta 3.55\text{ppm}$ 的化學位移值所決定；根據有關鞘磷脂之氯離子的附著或脫離之指定波帶係依據波數 2450cm^{-1} 或從 $\delta 2.49$ 至 $\delta 2.87\text{ppm}$ 的化學位移值或有關

$\delta 3.43\text{ppm}$ 至 $\delta 3.55\text{ppm}$ 的化學位移值所決定；根據有關磷酯醯絲胺酸之鈉離子的附著或脫離之指定波帶係依據波數 429cm^{-1} 所決定；根據有關磷酯醯絲胺酸之鉀離子的附著或脫離之指定波帶係依據波數 118cm^{-1} 或 1570cm^{-1} 所決定；以及根據有關糖脂之鈉離子的附著或脫離之指定波帶係依據波數 260 至 291cm^{-1} 所決定。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法即為：指定波帶被決定成對應於有關欲成爲基礎的波數之 10 至 20% 的邊際之波數範圍或者具有有關欲成爲基礎的化學位移值之 0.45ppm 至 0.49ppm 的邊際之化學位移值的範圍之波帶的至少一部分係包括在其內。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法即為：指定波帶被決定成由構成生命體之包括至少水的其他物質所吸收之電磁波的波帶被移除。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法即為：指定現象為出現在生命體的活動狀態已改變之後的 4 至 200ms 之範圍中的指定回應時間內之現象。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法即為：測定步驟為藉由使用共焦系統來測定生命體的任何橫剖面之局部區域中的電磁波之吸收特性的步驟。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法另包括：取得步驟，藉由照射步驟及測定步驟來取得表示生命體中之電磁波的吸收特性時間相依變化之態樣及空間分佈態樣的指定資訊；以及依據所取得的指定資訊，藉由參考

儲存生命活力資訊或環境資訊與指定資訊之間的關係之資料庫來規定指明生命體的生命活力資訊或定義生命體的四周環境之環境資訊的步驟。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法另包括：辨識生命體的生命活力資訊或環境資訊之步驟；以及依據所辨識的生命活力資訊或環境資訊及所取得的指定資訊來設定或校正它們之間的關係以儲存在資料庫之步驟。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量方法即為：藉由使用對應於具有不小於 $0.84\mu\text{m}$ 且不大於 $110\mu\text{m}$ 的波長之電磁波的局部區域中之特性或者對應於與不小於 $\delta 1.7$ ppm 且不大於 $\delta 4.5$ ppm 的範圍中之化學位移值相關聯的電磁波之局部區域中的特性來測定生命體之動態活力。

根據本發明的一例示實施例之生命活力的測量方法即為：測量生命體的局部區域中之特性的時間相依變化。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量方法即為：以具有 0.2 Hz 至 500 kHz 的範圍中之基頻的受調電磁波照射生命體之至少一部分。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量方法即為：測定生命體之一固定局部區域中的特性之時間相依變化，或者測定有關固定到生命體的不同位置之複數個局部區域中的特性之一組個別時間相依變化。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量方法即為：固定局部區域的至少其中之一對應於一細胞或一細胞的一部分，及以具有 0.2 Hz 至 500 kHz 的範圍中之基頻的受調

電磁波照射。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量方法即為：局部區域對應於一細胞或一細胞的一部分，及測定根據構成細胞的細胞膜之電位變化所出現的特性之變化。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量方法即為：以電磁波照射生命體，電磁波包括具有複數個不同波長之電磁波，或者具有複數個不同頻率之電磁波，以便測定對應於具有複數個波長的電磁波或具有複數個頻率的電磁波之生命體的局部區域中之特性。

根據本發明的一例示實施例之生命活力的測量方法包括：從所獲得的測定訊號產生動態生命活力資訊之產生步驟。

根據本發明的第一態樣之生命活力的測量方法為用以測量包括動物及植物之生命體的活動狀態之生命活力的測量裝置，包括：照射器，用以利用波長包括在指定波帶中之電磁波照射生命體；以及測定器，用以測定與生命體中由一或多個細胞所構成的局部區域之電磁波相關聯的特性，其中：下面現象的任一個被用於測定或控制生命體的活動狀態或其變化：

[1]重新出現在細胞膜之組成分子中的原子之間的振動模式之基態與複數個激發態之間的躍遷能；

[2]出現在對應於生命體的活力或其變化之分子中的特定原子之間的振動模式之間的躍遷能；以及

[3]核磁共振中的特定化學位移值，

以及指定波帶係依據上述現象的任一個來決定。

具有生命活力用測定區以及依據有關從生命活力用測定區所獲得之生命活力的測定訊號來執行預定處理之根據本發明的第二態樣之生命活力的測量裝置即為：生命活力用測定區係由發光區及訊號測定區所構成；發光區產生照射到生命體之電磁波；電磁波包括具有不小於 $0.84\mu m$ 且不大於 $110\mu m$ 的波長之電磁波，或者具有與不小於 $\delta 1.7$ ppm 且不大於 $\delta 4.5$ ppm 的範圍中之化學位移值相關聯的電磁波；以及訊號測定區測定包括有關由於電磁波的照射所獲得之生命體的活力之測定訊號的電磁波。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量裝置即為：局部區域對應於一細胞或一細胞的一部分，及測定根據構成細胞的細胞膜之電位變化所出現的特性之變化。

根據本發明的第二態樣之生命活力的測量裝置即為：發光區產生電磁波，電磁波包括具有複數個不同波長的電磁波或具有複數個不同頻率的電磁波。

生命活力測定訊號的傳送方法即為：以電磁波照射生命體，電磁波包括具有不小於 $0.84\mu m$ 且不大於 $110\mu m$ 的波長之電磁波，或者具有與不小於 $\delta 1.7$ ppm 且不大於 $\delta 4.5$ ppm 的範圍中之化學位移值相關聯的電磁波；測定有關生命體的局部區域中的特性之生命活力測定訊號；以及傳送生命活力測定訊號。

根據本發明的一例示實施例之生命活力測定訊號的傳送方法即為：局部區域對應於一細胞或一細胞的一部分；

以及測定由於構成細胞的細胞膜之電位變化所出現的特性之變化。

根據本發明的一例示實施例之生命活力資訊的傳送方法即為：以具有不小於 $0.84\mu\text{m}$ 且不大於 $110\mu\text{m}$ 的波長之電磁波或者具有與不小於 $\delta 1.7$ ppm 且不大於 $\delta 4.5$ ppm 的範圍中之化學位移值相關聯的電磁波照射生命體，以便獲得有關生命體的局部區域之生命活力測定訊號，生命活力資訊係產生自所獲得的生命活力測定訊號，及傳送生命活力資訊。

根據本發明的一例示實施例之生命活力測定訊號的傳送方法即為：測定有關對應於具有不小於 $0.84\mu\text{m}$ 且不大於 $110\mu\text{m}$ 的複數個波長之電磁波或者具有與不小於 $\delta 1.7$ ppm 且不大於 $\delta 4.5$ ppm 的範圍中之複數個化學位移值相關聯的電磁波之生命體的局部區域中之各自特性的生命活力測定訊號；以及傳送有關各自波長或各自頻率之生命活力測定訊號。

依據根據本發明的一例示實施例之生命活力資訊的服務即為：以電磁波照射生命體，電磁波包括具有不小於 $0.84\mu\text{m}$ 且不大於 $110\mu\text{m}$ 的複數個波長之電磁波，或者具有與不小於 $\delta 1.7$ ppm 且不大於 $\delta 4.5$ ppm 的範圍中之複數個化學位移值相關聯的電磁波；測定有關生命體的局部區域中之特性的生命活力測定訊號；以及依據從生命活力測定訊號產生生命活力資訊的結果，提供對應於生命活力資訊的服務，或者以電磁波照射生命體以提供對應於生命活

力的控制之服務。

依據根據本發明的一實施例之生命活力資訊的服務即為：依據測定或測量結果來提供服務，或者發生在由一或更多個細胞所構成之局部區域中的生命活力之控制。

本發明的有利效果

根據本發明之生命活力的測量方法或生命活力的控制方法，以波長包括在指定波帶中之電磁波照射生命體，及測定或控制對應於電磁波之生命體的局部區域中之特性或其變化。“指定波帶”為依據與生命體的活動狀態或其變化相關聯而形成在會出現之局部區域中的特定原子之間的振動模式之間的躍遷能或依據特定化學位移值所決定的波帶。“局部區域”為由一或更多個細胞所構成之區域。

結果，根據本發明，可測定根據生命體的活動狀態之變化而快速或以極短時間出現及與電磁波相關聯的特性。即、在試圖增強時間解析度的同時能夠測量生命體的活動狀態。另外，根據本發明的一實施例，因為藉由使用電磁波的輻合特性以電磁波只照射微小局部區域，所以不僅提高生命活力的測定或測量之空間解析度，而且生命活力只在微小局部區域中可控制。另外，若使用此控制方法或此測定結果，則可提高生命體的活動狀態之辨識準確性，及可提供適當服務給相關的生命體或個人。

【圖式簡單說明】

[圖 1]圖 1 為在活動及休息電位之事例中的神經元膜之兩表面上的荷電模型圖。

[圖 2]圖 2 為在 Cl⁻離子附著及脫離的事例中之 PCLN 的估計分子結構圖。

[圖 3]圖 3 為在 Cl⁻離子附著及脫離的事例中之 PCLN 的紅外線光譜特性估計圖。

[圖 4]圖 4 為用於依據不和諧振動來最初計算近紅外線光譜特性之流程圖。

[圖 5]圖 5 為相對靜態分子能 vs. 碳與氫原子核之間的距離偏差圖。

[圖 6]圖 6 為依據碳與氫原子核之間的距離偏差之 Cl⁻位置波動的說明圖。

[圖 7]圖 7 為有關不和諧振動之波函數|m>的振幅分佈圖。

[圖 8]圖 8 為淨原子電荷 vs. 碳與氫原子核之間的距離偏差圖。

[圖 9]圖 9 為能量的本徵值對應於 HOMO 及極小值之分子軌道的振幅分佈圖。

[圖 10]圖 10 為電偶極矩 vs. 碳與氫原子核之間的距離偏差圖。

[圖 11]圖 11 為膜電位變化測定與血液中的氧濃度變化測定之間的空間解析度比較圖。

[圖 12]圖 12 為膜電位變化測定與血液中的氧濃度變化測定之間的時間解析度比較圖。

[圖 13]圖 13 為膜電位變化測定與血液中的氧濃度變化測定之間的測定準確性比較之說明圖。

[圖 14]圖 14 為生命活力用受測點之監視方法的第一原理之說明圖。

[圖 15]圖 15 為深度方向上之生命活力用受測點之圖案的監視方法之第一原理的說明圖。

[圖 16]圖 16 為生命體表面上之標記位置的監視方法之第二原理的說明圖。

[圖 17]圖 17 為有關生命活力測定用光學系統之第一例示實施例的原理（使用共焦系統）之說明圖。

[圖 18]圖 18 為有關生命活力測定用光學系統之第一例示實施例的操作原理之說明圖。

[圖 19]圖 19 為生命活力測定用光學系統之第一例示實施例中的液晶快門圖案與光測定單元之間的關係圖。

[圖 20]圖 20 為有關生命活力測定用光學系統之應用實施例的操作原理之說明圖。

[圖 21]圖 21 為生命活力測定用光學系統之應用實施例中的光電探測器之組態的說明圖。

[圖 22]圖 22 為有關生命活力測定用光學系統之應用實施例的詳細光學配置之說明圖。

[圖 23]圖 23 為以高速測定生命體中之核磁共振特性的局部變化之方法的說明圖。

[圖 24]圖 24 為有關測定核磁共振特性改變之位置的方法之說明圖。

[圖 25]圖 25 為臉部表情與情感反應之間的關係之說明圖。

[圖 26]圖 26 為從臉部肌肉的移動獲得生命活力資訊之方法的說明圖。

[圖 27]圖 27 為在生命活力的測定中之生命活力用照射光之發光圖案的說明圖。

[圖 28]圖 28 為本例示實施例/應用實施例中之生命活力的測定/控制用適當波長範圍之說明圖。

[圖 29]圖 29 為用於藉由肌凝蛋白 ATPase 的 ATP 水解之機制的說明圖。

[圖 30]圖 30 為吸收帶波長為何依據賴胺酸的殘基被氫鍵合而改變之理由的說明圖。

[圖 31]圖 31 為氫鍵合伙伴與不和諧振動電位特性之間的關係之說明圖。

[圖 32]圖 32 為有關擬態肌的移動之例示測定訊號的說明圖。

[圖 33]圖 33 為臉部上收縮之擬態肌的位置與臉部表情之間的關係之說明圖。

[圖 34]圖 34 為藉由生命活力用測定區之可測定範圍與測定目標之間的位置關係之說明圖。

[圖 35]圖 35 為應用實施例中之生命活力的測量方法 1 之說明圖。

[圖 36]圖 36 為應用實施例中之生命活力的測量方法 2 之說明圖。

[圖 37]圖 37 為本例示實施例之生命活力控制裝置中的組態之說明圖。

[圖 38]圖 38 為生命活力控制裝置的應用實施例之說明圖。

[圖 39]圖 39 為電壓閘控離子通道的閘控機制與從其外面的控制方法之說明圖。

【實施方式】

在實施例說明之前將表列提供下面所說明的實施例之概要的內容之表格。此外，稍後將說明之實施例係相關於生命活力的測量方法、生命活力的測量裝置、生命活力測定訊號的傳送方法、或依據生命活動資訊的服務。

2]有關神經元的活動電位模型

2.1)依據背景資訊之神經元膜的結構特質

2.2)有關活動電位之電磁分析

2.3)在活動及休息電位之事例中的神經元膜之兩表面上的充電模型

2.4)背景資訊所說明之細胞質及細胞外液中的離子濃度

2.5)磷脂的分子結構及磷脂中的離子附著位置

3]依據活動電位模型之紅外線光譜特性估計

3.1)利用量子化學模擬程式的計算方法

3.2) Cl^- 離子到 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3$ 基的附著模型及對應吸收帶的波數估計

3.5)依據 K^+ 離子到磷脂的附著模型之紅外線光譜變化

4]依據活動電位模型之近紅外線光譜特性估計

4.2)說明依據不和諧振動之原始計算方法的概要

4.3)指示特別正常振動之 Schrodinger (薛丁格) 方程式

4.5)獲得 Einstein (愛因斯坦) 的躍遷機率

4.6)替代來自量子化學模擬程式的估計結果

4.6.1)利用量子化學模擬程式之數值分析法

4.6.2)估計不和諧電位

4.6.3)估計偶極矩特性

4.6.4)對應吸收帶之光吸收波長及光吸收率

4.7)有關本例示實施例之可測定範圍的討論

5]依據活動電位模型之 NMR 光譜特性估計

5.1)有關活動電位之 NMR 光譜特性變化及估計的化學位移值

5.1.1)勘探有關活動電位之改變的 NMR 光譜特性

5.1.2)利用另一量子化學模擬程式之計算方法

5.1.3)估計 NMR 光譜特性中之化學位移值

5.2)有關本例示實施例之可測量範圍的討論

6]本例示實施例之生命活力的測定/控制方法及生命活力的測量方法之技術特徵

6.1)欲待測量之生命活力的內容及生命活力的測定/控制方法之特徵

6.1.3)從欲待作為測定/控制目標的表面區域到極深區

域之生命體中的生命活力

6.2)生命活力用受測/受控點之校直及維持方法

6.2.1)藉由測定包括受測/受控點之橫剖面影像來設定測定位置的方法

6.2.2)藉由測定生命體表面上的特定位置來估計及設定受測點之位置的方法

6.3)生命活力的測定之光電轉換法

6.3.1)共焦系統的利用

6.3.2)藉由成像光學系統之空間變化及時間相依變化
的擷取

6.3.3)測定核磁共振特性的高速變化之方法

6.3.4)降低來自其他鄰近生命活力測定系統之干擾的方法

6.5)生命活力的測量方法

6.5.4)生命活力的其他測量方法

11]有關生命活力的測定/控制之其他應用實施例

11.1)架構肌的收縮及鬆弛狀態將被測定/控制之其他
生命活力現象

11.3)肌凝蛋白 ATPase 的移動機制

11.4)生命活力的測定/控制之特性

11.5)生命活力的測定方法之特徵

12]生命活力的控制方法

12.1)生命活力的基本控制方法之概要

12.3)離子通道的分子結構及閘控法

12.4) 生命活力的控制之特性

2] 有關神經元的活動電位模型

首先，第 2.1 及 2.4 節說明有關神經元膜的結構之眾所皆知的資訊及其環境條件。隨後，第 2.2 節說明有關普遍已知的活動電位現象之部分的電磁分析。然後第 2.3 及 2.5 節說明原先建議之神經元活動電位模型。

此神經元活動電位模型係依據第 2.3 節所建議之充電模型的概念。

2.1) 依據背景資訊之神經元膜的結構特質

首先，說明眾所皆知之神經元膜的結構特質。神經元具有可包括在除了神經元以外的另一種細胞中之共同膜，而共同膜包含：磷脂；糖脂；膽固醇；及包括離子通道的膜蛋白質。

包含磷脂；糖脂；及膽固醇之脂質雙層被組構成分裂成面向細胞外液之外層及面向細胞質之內層。外層包括屬於磷脂之特定分子，及特定分子很少包括在內層中。圖 1(a)圖示屬於磷脂或糖脂之哪一種分子係位在外層及內層。外層主要包含磷酯醯膽鹼 PCLN、鞘磷脂 SMLN、及糖脂，而內層主要包含磷酯醯絲胺酸 PSRN、磷酯醯乙醇胺 PEAM、及磷酸脂肌酸 PINT (PINT 的百分比含量極小)。根據圖 1，雙線指示堆疊到脂質雙層內之脂肪酸部分。

神經節苷脂屬於糖脂及特別具有負電荷，以及其含量

在屬於糖脂之任何種類的分子中是最大的。說明在神經元膜中之神經節苷脂的總重量為脂質之總重量的 5% 至 10%。因此，在此實施例中神經節苷脂可被視作代表糖脂。而且，據報告，神經節苷脂型 D1a (GD1a) 的百分比含量在哺乳動物之神經元膜中是最大的 (H. Rahmann 等人：糖科學及糖技術的趨勢第 10 冊，第 56 號 (1998)，第 423 頁)，使得在此說明中 GD1a 可代表所有種類的神經節苷脂。而且屬於糖脂之另一種分子可適用於稍後所提及的說明。

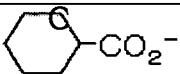
2.2) 有關活動電位的電磁分析

在休息膜電位的事例中細胞質中的電壓被保持成負的，而在活動電位之事例中電壓改變成正的。已知當活動電位出現時複數個正電荷聚集在面向細胞質之內層的表面上 (B. Alberts 等人：細胞的分子生物學第四版 (Garland 科學，2002) 第 10 章)。

在活動及休息電位之事例中脂質雙層可被假定成作為靜電容，因為脂質雙層的電阻值非常大及大於 100 十億歐姆，而靜電容值約為 1.0 微法拉 cm^2 (M. Sugawara：仿生學第 3 冊，第 7 號 (2006)，第 38-39 頁 [日文])。

電磁學的靜電容理論教導我們：當複數個正電荷聚集在面向細胞質之內層的表面上時，在活動電位的事例中複數個負電荷必須聚集在面向細胞外液之外層的表面上，及負電荷的絕對值必須等於正電荷值。

[表格 1] 在活動電位之事例中有關離子附著及脫離的
磷脂之官能基

	膜的外層		膜的內層	
	負離子 附著機率	正離子 脫離機率	正離子 附著機率	負離子 脫離機率
磷脂醯膽鹼 (PCLN)	$-N^+(CH_3)_3$	$>PO_2^-$		
鞘磷脂 (SMLN)	$-N^+(CH_3)_3$	$>PO_2^-$		
神經節苷脂型 D1a (GD1a)				
磷脂醯絲胺酸 (PSRN)			$-C-CO_2^-$ $>PO_2^-$	$-NH_3^+$
磷脂醯乙醇胺 (PEAM)			$>PO_2^-$	$-NH_3^+$
磷酸脂肌酸 (PINT)			$>PO_2^-$	

2.3)在活動及休息電位之事例中的神經元膜之兩表面上的充電模型

第 2.3 節說明在活動及休息電位之事例中的神經元膜之兩表面上的原先建議之充電模型，及藉由將第 2.2 節所提及的電磁分析應用到第 2.1 節所說明之膜結構來考慮此充電模型。

表格 1 表列當活動電位出現時複數個離子可附著或脫離之磷脂的官能基，及表格 1 顯示外層主要包含 PCLN、

SMLN、及 GD1a，而內層主要包含 PSRN、PEAM、及 PINT，如第 2.1 節所說明一般。

在水下之 PSRN 傾向具有“-1”電荷，因為 PSRN 包含各自傾向具有負電荷之兩官能基 $>\text{PO}_2^- & -\text{CO}_2^-$ ，及傾向具有正電荷之一官能基 $-\text{NH}_3^+$ 。

在水中之 PINT 亦傾向具有“-1”電荷，因為 PINT 只包含傾向具有負電荷之一官能基 $>\text{PO}_2^-$ 。根據圖 1(a)，“-1”電荷在神經元膜的表面上產生負電荷區域，及“負號”代表此負電荷區域。

在休息膜電位之事例中，當在內層上產生負電荷區域時，靜電引力使正電荷聚集在脂質雙層的外層上。因此，在圖 1(a)中由“正號”代表之正電荷區域可產生在 PCLN 及 SMLN 的親水頭部分上。

在活動電位之事例中，當正電荷聚集在內層上以及複數個正電荷區域係產生在 PEAM 及 PSRN 的親水頭部上時，不僅在 PCLN 及 SMLN 的親水頭部分上而且在 GD1a 上產生複數個負電荷區域（圖 1(b)）。

此節的結論是，假設膜的兩表面上之正及負電荷區域的可逆形成改變神經元膜電壓。

2.4)背景資訊所說明之細胞質及細胞外液中的離子濃度

[表格 2] 細胞質及細胞外液中的離子濃度

離子符號	細胞外液 (milli-mol/l)	細胞質 (milli-mol/l)
Na ⁺	145	5 - 15
K ⁺	5	140
H ⁺	4×10^{-5} (pH7.4)	7×10^{-5} (pH7.2)
Cl ⁻	110	5~15

此節討論產生正及負電荷區域（domain）的可逆形成之具體載子。

如表格 2 所示，Alberts 教導一般哺乳動物的細胞質及細胞外液中之離子濃度（B. Alberts 等人：細胞的分子生物學第四版（Garland 科學，2002）第 11 章，表格 11-1）。細胞外液中的多數離子為 Na⁺ 及 Cl⁻，而細胞質中的多數離子為 K⁺。而且，已知當活動電位出現時 Na⁺離子從細胞外部位流入細胞質。因此，可假設產生正及負電荷區域的可逆形成之多數載子為在外層上的 Na⁺或 Cl⁻離子附著或脫離及內層上的 K⁺或 Na⁺離子附著或脫離。

根據表格 2，H⁺離子（銻離子）及 OH⁻離子似乎對活動電位的影響較少，因為這些離子的濃度相當低。

2.5)磷脂的分子結構及磷脂中的離子附著位置

藉由組合第 2.3 節所考慮的充電模型與第 2.4 節所說明之載子模型，此節討論神經元膜的兩表面上之正及負電荷區域的詳細結構及位置。

當休息膜電位繼續以及負電荷區域係產生在面向細胞質的內層上時，Na⁺離子可被吸引到外層的表面及離子化鍵合到 >PO₂⁻ 基，以在 PCLN 或 SMLN 中局部形成中性鹽

$>\text{PO}_2^- \text{Na}^+$ 。根據表格 1，在水中的兩 PCLN 及 SMLN 包含 $>\text{PO}_2^-$ 及 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3$ 的官能基。因此，當 PCLN 或 SMLN 具有中性部分 $>\text{PO}_2^- \text{Na}^+$ ，剩餘的正基 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3$ 可在 PCLN 或 SMLN 中產生正電荷區域。

表格 1 亦圖示水下的 GD1a 幾乎不形成正電荷區域，因為其未包含正基。GD1a 只包含通常具有負電荷之官能基 $-\text{CO}_2^-$ 。認為當休息膜電位繼續時，複數個 GD1a 包括中性鹽 $-\text{CO}_2^- \text{Na}^+$ 及未產生電荷區域。

根據此原先建議的荷電模型，假設在活動電位之事例中 Na^+ 或 K^+ 離子可離子化鍵合到 PEAM、PSRN、及 PINT 的其中之一的 $>\text{PO}_2^-$ 基，或者離子化鍵合到 PSRN 的 $-\text{CO}_2^-$ 基。而且，當 Na^+ 或 K^+ 離子重新形成中性鹽時，在水中通常具有“+1”電荷之剩餘的官能基 $-\text{NH}_3^+$ 在 PEAM 或 PSRN 的親水頭部上產生正電荷區域。

當在面向細胞質的內層上產生正電荷區域時，靜電排斥作用會使 Na^+ 離子從 PCLN 及 SMLN 的中性鹽 $>\text{PO}_2^- \text{Na}^+$ 及外層上的 GD1a 之 $-\text{CO}_2^- \text{Na}^+$ 脫離。此 Na^+ 離子脫離可在 GD1a 上重新產生負電荷區域，因為具有“-1”電荷之 $-\text{CO}_2^-$ 基維持在 GD1a 中。

而且，內層上之正電荷區域的靜電引力吸引 Cl^- 離子到外層的表面，及這些 Cl^- 離子可與 PCLN 或 SMLN 的 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3$ 基組合，以形成氫（或離子）鍵。當 PCLN 或 SMLN 具有中性鹽 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3\text{Cl}^-$ 及負基 $>\text{PO}_2^-$ (Na^+ 離子已脫離) 二者時，在活動電位之事例中，這些重新產生的中

性鹽 $-N^+(CH_3)_3Cl^-$ 會在 PCLN 或 SMLN 的親水頭部上產生負電荷區域。

此荷電模型不僅可應用到上述神經元的活動電位，而且可應用到透過神經元的軸索之訊號傳送及通過神經肌接合的體細胞神經肌傳送。

軸索被比神經元膜厚很多之髓鞘 12 覆蓋。電磁學的靜電容理論教導我們靜電容值與髓鞘 12 的厚度成反比，使得髓鞘 12 的表面上之帶電區域的密度下降。因此，當測定經由神經元的軸索 5 之訊號傳送時應設計生命活力測定方法。稍後將說明此生命活力測定方法。

Netter (F. H. Netter: Netter醫療實例集第1冊神經系統部1解剖學及生理學 (Elsevier公司, 1983) 第162頁) 教導我們，當體細胞神經肌訊號通過神經肌接合 5 時肌肉膜的膜電位改變，使得可利用此實施例測定肌肉膜電位。

3]依據活動電位模型之紅外線光譜特性估計

第 3 章說明第 2 章所建議的依據活動電位模型之紅外線光譜特性，及紅外線光譜特性係由於量子化學模擬程式的電腦模擬。

3.1)利用量子化學模擬程式的計算方法

在第 3 及 4 章中，作者將“SCIGRESS MO Compact Version 1 Pro”用於量子化學模擬程式。由 Fujitsu 公司販售此量子化學模擬程式，及“SCIGRESS”為註冊商標。此

量子化學模擬程式使用半經驗分子軌道法。

此計算方法包含兩計算步驟以保持高度計算準確性。第一計算步驟在於最佳化分子結構，而第二計算步驟在於分析振動模式。

最佳化的一些關鍵字為“PM3 EF PRECISE EPS=78.4 GNORM=0.00001 LET DDMIN=0.00001 PULAY SAFE SHIFT=1.00”，其中“PM3 EPS=78.4”意指在水下的最佳化，“PM3”意指 Hamiltonian 的近似法，及其他關鍵字意指設定計算準確性或計算的收斂條件。而且，振動分析的一些關鍵字為“FORCE ISOTOPE EPS=78.4 PM3”，其中“FORCE ISOTOPE”意指振動分析。

表格 3 呈現計算結果，及在此節之後完整說明各個計算結果。

[表格 3] 有關紅外線光譜特性的計算結果

官能基的中性鹽部	包括官能基的磷脂/ 糖脂	波數 (cm ⁻¹)	相對光吸收率 (a. u.)
$-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3\text{Cl}^-$	磷脂醯膽鹼 鞘磷脂	2480	41.0
	神經節脂型 D1a	276	5.24
$-\text{C}-\text{CO}_2^-\text{Na}^+$	磷脂醯絲胺酸	429	20.3
$-\text{C}-\text{CO}_2^-\text{K}^+$	磷脂醯絲胺酸	118	2.89

3.2) Cl⁻離子到-N⁺(CH₃)₃基的附著模型及對應吸收帶的波數估計

此節說明當 Cl⁻離子附著至 PCLN 的 -N⁺(CH₃)₃ 基時藉由電腦模擬所估計之重新產生的吸收帶。由化學式 1 所表示之分子結構被用於此電腦模擬。

[化學數學 1]

當 Cl⁻離子附著至 PCLN 的 -N⁺(CH₃)₃ 基時用於電腦模擬之分子結構

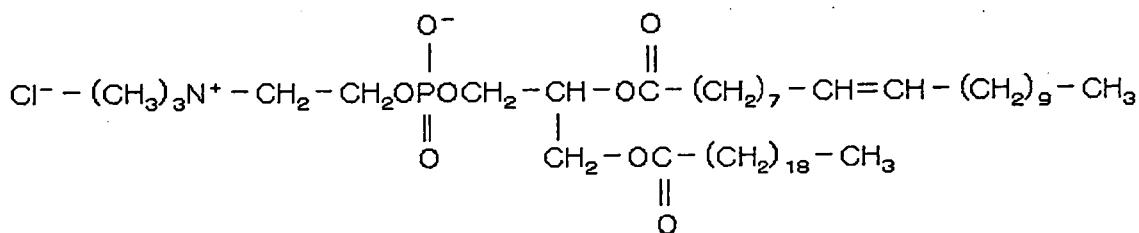


圖 2 圖示由電腦模擬最佳化的結構。圖 5(a)圖解 Cl⁻離子附著狀態，及圖 2(b)圖解 Cl⁻離子脫離狀態。如圖 2(a)所示，Cl⁻離子係附著於位在距磷原子最遠位置之氫原子，及 Cl⁻離子及氫原子形成氫（或離子）鍵。當然，Cl⁻離子可附著於未位在距磷原子最遠位置之 8 氢原子的其中之一。

圖 3 圖示由電腦模擬所估計的吸收光譜，及解析度被設定到 5 cm⁻¹。圖 3 的上部圖示 Cl⁻離子附著狀態，及圖示 Cl⁻離子脫離狀態之圖 3 的下部圖解單一 PCLN 的吸收光譜。以箭頭標示之特定吸收帶出現在圖 3 的上部，但是未出現在下部。而且，特定吸收帶係由於 C-H-Cl⁻ 的不對稱

拉伸。根據表格 3，此特定吸收帶的波數值為 2480 cm^{-1} ，及其相對光吸收率值為 41.0。

當 Cl^- 離子附著於 SMLN 的 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3$ 基時估計另一吸收光譜。另一估計的結果顯示出類似吸收帶的波數值為 2450 cm^{-1} ，及類似吸收帶的相對光吸收率值為 41.0。因此，確定 PCLN 及 SMLN 二者的 Cl^- 離子附著狀態同樣產生特定吸收帶。

如圖 3 的上部所示，以箭頭標示之特定吸收帶具有大的光吸收率。此現象的原因應被考慮。

表格 4 圖示在 Cl^- 離子附著及脫離的事例中以 Mulliken 的總體分析所計算之淨原子電荷 (Y. Harada: *Ryoushi Kagaku* (量子化學) 第 2 冊 (Shyoukabou, 2007) 第 18 章，第 18.6 節，第 163 頁 [日文])，及圖 2(a)圖示碳原子 C、氫原子 H、及氯離子 Cl^- 的各自位置。而且這些碳及氫原子以及此氯離子一起促成 C-H- Cl^- 的不對稱拉伸。

[表格 4] 在 Cl^- 離子附著及脫離的事例中之淨原子電荷

	磷原子 C	氫原子 H	氯離子 Cl^-
Cl^- 離子附著 狀態	-0.434	0.230	-0.920
Cl^- 離子脫離 狀態	-0.251	0.109	-1.00

表格 4 圖示當 Cl^- 離子附著於 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3$ 基時碳原子 C

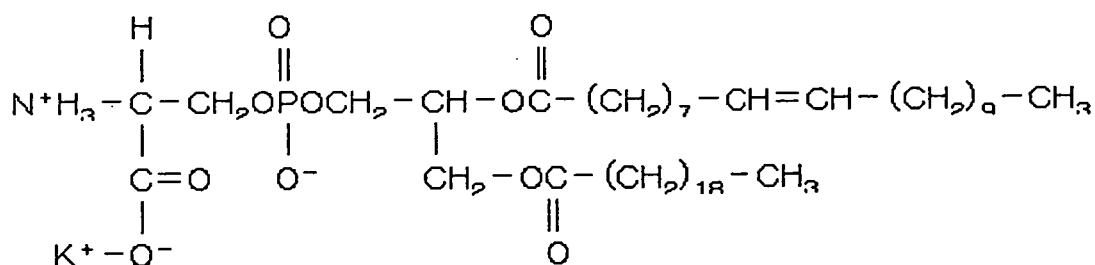
的淨電荷急遽減少而氫原子 H 的淨電荷明顯增加。認為在 Cl⁻離子附著之事例中，分子軌道流動到碳原子 C 及被氫原子 H 排斥，及將在第 4.6.3 節完整說明這些現象的原因。而且淨原子電荷的變化使電偶極矩 μ 增加，以提高光吸收率。

3.5) 依據 K⁺離子到磷脂的附著模型之紅外線光譜變化

此節說明在活動電位之事例中，當 K⁺離子附著到 PSRN 的 -CO₂⁻基時，由電腦模擬所估計之產生及抑制的吸收帶。由化學式 2 所表示之分子結構被用於此電腦模擬。

[化學數學 2]

當 K⁺離子附著至 PSRN 的 -CO₂⁻基時用於電腦模擬之分子結構



根據電腦模擬，附著至 PSRN 之 K⁺離子的最佳分子結構指出 K⁺離子位在 -CO₂⁻基的只有一個氧原子附近。好像離子位置的此差異係由於大於 Na⁺離子半徑之 K⁺離子半徑。

表格 3 圖示 -C-CO₂⁻K⁺的架構振動產生波數值為 118 cm⁻¹ 之新的吸收帶，以及相對光吸收率值為 2.89，其小於

有關 Na^+ 離子的對應值 20.3 很多。好像此小的值 2.89 係由於大於 Na^+ 離子半徑之 K^+ 離子半徑。而且，當 K^+ 離子附著至表格 1 所示之 PSRN 的 $>\text{PO}_2^-$ 基時，電腦模擬未產生新的吸收帶。

根據電腦模擬，到 $-\text{CO}_2^-$ 基的 K^+ 離子附著具有有區別的吸收光譜特性，其抑制羧基的對稱拉伸及將對應的相對光吸收率值從 98.0 急遽降低至 15.2，以及動態拉伸的波數值為 1570 cm^{-1} 。認為位在 $-\text{CO}_2^-$ 基的一氧原子附近之 K^+ 離子會強力阻礙羧基的對稱拉伸。

4]依據活動電位模型之近紅外線光譜特性估計

4.2)說明依據不和諧振動之原始計算方法的概要

有關紅外線光譜特性之此新近建議的原始計算方法具有下面特質：

1. 使用量子力學的微擾理論，用於第 n 泛波 (overtone) 波長的關係式及 Einstein 的躍遷機率係獲得自 Schrödinger 方程式；

2. 使用量子化學模擬程式，不和諧電位特性及電偶極矩特性被計算以替代用於 1. 所提及之關係式的這些特性；

3. 組合特性與關係式，估計第 n 泛波的波長值及對應的光吸收率。

根據圖 4，下面說明計算方法的概要。

使用量子化學模擬程式，執行用於特定大分子之振動分析，以找出對應於和諧振動的特別正常振動 (S3)。同

時，包括在特定大分子內電磁場互相作用之 Schrodinger 方程式被設定（S1）。然後，使用 Born-Oppenheimer 近似法，從 Schrodinger 方程式擷取出原子互相作用部分（S2）。在步驟 2 及步驟 3 執行之後，依據 S3 來選擇有關特別正常振動之特定原子互相作用（S4）。在此步驟 4 中，未選擇之其他原子互相作用的所有影響取代不和諧電位特性。

藉由使用量子化學模擬程式可數值化計算總靜態分子能量值（S6）。在此步驟 6 中，每當兩原子核之間的距離偏差被設定成每一增值時，重複最佳化分子結構以估計總靜態分子能量值的其中之一，以及兩原子核係相關於步驟 4 所選擇的特定原子互相作用。在步驟 5-7 中，依據量子化學模擬程式之總靜態分子能量取代依據量子力學之不和諧電位特性組合電腦模擬的數值分析與依據量子力學之關係式。在步驟 6 之後，藉由使用量子化學模擬程式來估計電偶極矩特性（S10），及此電偶極矩特性係用於步驟 11 執行。

步驟 4 所獲得之方程式包括包含第四階係數 κ_4 及第三階係數 κ_3 （不和諧項）之不和諧電位特性以及第二階係數 κ_2 （和諧項）。首先，解答方程式的 κ_4 及 κ_3 二者被設定成“0”之特定方程式，以獲得和諧振動的波函數，及和諧振動的這些波函數對應於一連串基本函數。另外，使用基本函數及時間相依微擾理論，解答包括 κ_4 及 κ_3 之方程式，以獲得不和諧振動的波函數（S5）。

在步驟 S7 中，以能量之另一波函數的本徵值減掉能量之波函數的本徵值來計算屬於近紅外光之吸收帶的波長值。

使用時間相依微擾理論及不和諧振動的波函數，有關各個不和諧振動模式的時間相依振幅變化之聯立方程式被公式化 (S8)。然後，解答聯立方程式，以獲得 Einstein 的躍遷機率的關係式 (S9)，及可從 Einstein 的躍遷機率達成吸收帶之間的光吸收率比較 (S11)。

此實施例顯示有關一連串波長值及第 n 個泛波之對應的光吸收率之估計方法，及第 n 個泛波係相關於共價及氫鍵 C-H-Cl⁻的不和諧不對稱拉伸。若獲得新的波函數以將指示不對稱拉伸之波函數與指示變形之波函數相乘，則此估計方法可被延伸以估計變形或變形與不對稱拉伸之間的某些種類的組合。

4.3) 指示特別正常振動之 Schrödinger (薛丁格) 方程式

由於圖 4 之步驟 1 至步驟 8 的處理，所以相關於 C-H-Cl⁻的不對稱拉伸之 Schrödinger (薛丁格) 方程式係由下面式子所指定。即、當質量降低時，有關作為碳原子核的質量之 M_C 及作為氫原子核的質量之 M_H 被界定作：

[數學 16]

$$M_x \equiv \frac{M_H M_C}{M_H + M_C} \dots (A \cdot 16)$$

然後，獲得下面式子

[數學 27]

$$i\hbar \frac{\partial}{\partial t} \phi_x = \left\{ -\frac{\hbar^2}{2M_x} \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \kappa_2 x^2 + \kappa_3 x^3 + \kappa_4 x^4 - (E \cdot \mu) \exp(-i2\pi\nu t) \right\} \phi_x \cdots (A \cdot 27)$$

在方程式 (A·27) 中，E 及 ν 表示外部電場向量的振幅及頻率， μ 表示由碳原子核及氫原子核所產生之電偶極矩。

4.5) 獲得 Einstein (愛因斯坦) 的躍遷機率

在方程式 (A·27) 中，當

[數學 32]

$$\beta \equiv \sqrt{2M_x \kappa_2} / \hbar \cdots (A \cdot 32)$$

時

則用於不和諧振動的能量 ε_m 之本徵值為

[數學 38]

$$\varepsilon_m \equiv \underline{\varepsilon_m} + \langle \underline{m} | \kappa_3 x^3 + \kappa_4 x^4 | \underline{m} \rangle = \frac{2\kappa_2}{\beta} \left(m + \frac{1}{2} \right) + \frac{3\kappa_4}{4\beta^2} (2m^2 + 2m + 1) \cdots (A \cdot 38)$$

4.6) 代入來自量子化學模擬程式的估計結果

根據圖 4，第 4.6 節以利用電腦模擬之數值分析的幾個結果代入依據量子力學之關係式，使得其獲得吸收帶的波長值及對應的光吸收率比較。另外，第 4.6 節亦詳細說明數值分析法。

4.6.1) 利用量子化學模擬程式之數值分析法

此節說明利用電腦模擬之數值分析法。

用於此數值分析之分子結構模型為水下的 $\text{Cl}^-(\text{CH}_3)_3\text{N}^+\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$ ，其係由於 Cl^- 附著到對應於 PCLN 或 SMLN 的成分之膽鹼 $(\text{CH}_3)_3\text{N}^+\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$ 。

每當包含 Cl^- -H-C 之不對稱拉伸的碳與氫原子核之間的距離偏差被設定成每一增值時，重複最佳化各個分子結構以估計總靜態分子能量及利用 Mulliken 的總體分析所計算之淨原子電荷的其中之一。

最佳化的一些關鍵字為“PM3 EF PRECISE EPS=78.4 GNORM=0.00001 LET DDMIN=0.00001 ALLVEC”。而且此數值分析保持高度準確性，因為距離偏差“0”之分子結構被確定未具有有關振動分析的負波數值。

4.6.2) 估計不和諧電位

有關圖 4 的步驟 6，圖 5 圖示相對靜態分子能量 vs. 包含 Cl^- -H-C 之不對稱拉伸的碳與氫原子核之間的距離偏差，及相對靜態分子能量意指總靜態分子能量的位移值，以將相對靜態分子能量的最小值調整到“0”。依據圖 5，方程式 (A·27) 中之參數係相關如下：

[數學 57]

$$\kappa_2 \approx 8.6, \kappa_3 \approx -14.2, \kappa_4 \approx 9.3 [\text{eV}/\text{\AA}^2] \cdots (\text{A}\cdot 57)$$

以式子 (A·57) 取代式子 (A·32) 獲得

[數學 58]

$$\beta \approx 62.1 [\text{\AA}^{-2}] \cdots (\text{A}\cdot 58)$$

圖 5 具有出現在 α 點與 β 點之間的不和諧電位特性之

表面上不連續點，及此節將說明表面上不連續點的成因。

如圖 6(a)所示，當碳與氫原子核之間的距離偏差之值為“0”時，量子化學模擬程式“SCIGRESS MO Compact Version 1 Pro”提供 $\text{Cl}^-(\text{CH}_3)_3\text{N}^+\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$ 的最佳化分子結構。圖 6(a)圖示 Cl^- 離子、氫原子核 H、及碳原子核 C 大約配置在直線上，使得 Cl^- 離子似乎位在鍵合氮原子核 N 與位在 N 的左側上之碳原子核 C'的外推下方（交替的長及短虛線）。當碳與氫原子核之間的距離增加時此排列繼續著。相反地，當距離偏差超過 -0.1 埃時， Cl^- 離子似乎移動到位在鍵合 N 及 C'的外推（交替的長及短虛線）上之特定位置，如圖 6(b)所示。此表面上 Cl^- 離子移動產生表面上不連續點。

圖 5 及 6 係依據假設所有原子核位置被詳細固定之半古典力學模型所獲得。根據完美量子力學，所有原子核位置未詳細固定及由波函數的每一個來表示，及表面上不連續點大體上離開。

圖 7 指出上述說明的證明。圖 7 圖示波函數 $|m\rangle$ ，其係藉由將式子 (A•57) 取代式子 (A•42) 所獲得，

[數學 42]

$$|m\rangle \equiv |\underline{m}\rangle - \frac{\kappa_3}{\kappa_2 \sqrt{\beta}} G_{m_3} - \frac{\kappa_4}{\kappa_2 \beta} G_{m_4}, \dots \quad (\text{A} \cdot 42)$$

而且其圖示基態 $|0\rangle$ 在表面上不連續點上具有足夠的存在機率。此現象暗示在基態 $|0\rangle$ 的事例中 Cl^- 離子的位置具有圖 6(a)及 6(b)二者的機率。

4.6.3)估計偶極矩特性

圖 8 圖示淨原子電荷 vs. 包含 Cl⁻-H-C 之不對稱拉伸的碳與氫原子核之間的距離偏差，及淨原子電荷的單位為電的量子 e_0 。

根據有關包含 Cl⁻-H-C 之不對稱拉伸的原子核移動之古典力學的觀點，如第 4.3 節的 [A] 及 [C] 所示一般，Cl⁻離子幾乎不移動及氫原子核 H 廣泛移動。因此，當碳與氫原子核之間的距離減少時（圖 8 之左側區），Cl⁻離子與氫原子核 H 之間的距離增加，及當 Cl⁻離子脫離時，Cl⁻離子的淨原子電荷值接近“-1”，而碳與氫的淨原子電荷值接近原始值。

相反地，當碳與氫原子核之間的距離增加時（圖 8 之右側區），Cl⁻離子與氫原子核之間的距離減少，及碳的淨原子電荷值單調地降低，但是氫的淨原子電荷值接近飽和值。

使用分子軌道分析的結果，下面可說明圖 8 所示之淨原子電荷特性的理由。圖 9(a) 及 9(b) 圖示最高及最低的佔據分子軌道。

圖 9(a) 所示之最高佔據分子軌道（HOMO）主要包含 Cl⁻離子的原子軌道 3P_x 及碳原子的 2P_x，及紅線及藍線軌道表示負及正振幅。另外，圖 9(a) 圖示負及正振幅之間的邊界位置係位在氫原子核的右側上，其中 HOMO 電子的存在機率為“0”。因此，當氫原子核的位置朝圖 9(a) 的右側移動且碳與氫原子核之間的距離增加時，HOMO 電子的

周圍存在機率減少，及氫的淨原子電荷值增加。而且，當氫原子核的位置大體上到達邊界位置時，氫的淨原子電荷值接近飽和值。

圖 9(b)所示之最低佔據分子軌道主要包含 Cl^- 離子的原子軌道 $3S$ 及氫原子的 $1S$ ，及此分子軌道特別延伸到碳原子核的位置。而且，當氫原子核的位置朝圖 9(b)的右側移動時，不僅相關於最低佔據分子軌道而且相關於不同分子軌道之 Cl^- 離子四周的分子軌道之存在機率傾向朝碳原子流動。因此，當碳與氫原子核之間的距離增加時，碳的淨原子電荷值減少，如圖 8 所示。

圖 8 圖示電偶極矩 μ vs. 碳與氫原子核之間的距離偏差，及電偶極矩 μ 係藉由以碳及氫的淨原子電荷取代式子 (A•13) 所獲得。

[數學 13]

$$\mu = Q_H X_H + Q_C X_C \cdots (A \cdot 13)$$

考慮電偶極矩向量 μ 平行於 X 軸之事例，即、在電偶極矩向量 μ 被表示作式子 50 之事例：

[數學 50]

$$|\mu| \cong \mu_0 + \mu_1 x + \mu_2 x^2 + \mu_3 x^3, \cdots (A \cdot 50)$$

根據圖 10，式子 (A•50) 的各個參數如下：

[數學 59]

$$\mu_0 \cong 0.281, \mu_1 \cong 0.635, \mu_2 \cong 0.0242, \mu_3 \cong -0.272 [e_0 \cdot \text{\AA}] \cdots (A \cdot 59)$$

4.6.4) 對應吸收帶之光吸收波長及光吸收率

表格 5 圖示有關 Cl-H-C 的不對稱拉伸之波數、波長、及躍遷機率比，及躍遷機率比對應於相對光吸收率值。使用式子 44

[數學 44]

$$\varepsilon_m - \varepsilon_0 = \frac{hc}{\lambda_m} \cdots (A \cdot 44)$$

可計算波數及波長，及各個 ε_m 係藉由以值 (A·57) 及 (A·58) 取代式子 (A·38) 所獲得。此外，各個 B_{0m} 係可藉由解答聯立方程式 (A·53) 及以方程式 (A·54) 及 (A·55) 取代式子 (A·56) 來計算。

[數學 53]

$$i\hbar \sum_{0 \leq m \leq q} g_{mu} \frac{\partial \eta_m(t)}{\partial t} \exp\left(i2\pi\left(\nu - \frac{\varepsilon_m - \varepsilon_0}{h}\right)t\right) \cong -E_X \cdot L_u, \quad (0 \leq u \leq 4) \cdots (A \cdot 53)$$

[數學 54]

$$i\hbar \frac{\partial \eta_m(t)}{\partial t} \exp\left(i2\pi\left(\nu - \frac{\varepsilon_m - \varepsilon_0}{h}\right)t\right) = -E_X \cdot P_m \cdots (A \cdot 54)$$

[數學 55]

$$\eta_m(t) = \frac{i}{\hbar} E_X P_m t \cdots (A \cdot 55)$$

[數學 56]

$$B_{0m} = \frac{8\pi^3}{3h^2} P_m^2 \cdots (A \cdot 56)$$

[表格 5] 有關 Cl-H-C 的不對稱拉伸之波數、波長、及躍遷機率比

m	1	2	3	4
躍遷模式	基本	第 1 泛波	第 2 泛波	第 3 泛波
波數(cm^{-1})	2283	4635	7040	9487
波長 $\lambda_m(\mu\text{m})$	4.38	2.16	1.42	1.05
躍遷機率比 B_{0m}/B_{01}	1	1/176	1/3480	1/3030

表格 5 圖示基本波數為 2283 cm^{-1} ，及表格 3 圖示對應值為 2480 cm^{-1} 。認為 2283 cm^{-1} 與 2480 cm^{-1} 之間的些微差異出現，因為表格 3 係利用和諧振動近似值所獲得，及表格 5 係藉由考慮到不和諧振動項所獲得。

表格 5 圖示第 1 泛波的相對光吸收率值（躍遷機率比 B_{02}/B_{01} ）非常低，及第 2 及第 3 泛波的相對光吸收率值更低。

若生命活力的測量裝置具有特別的設計來測定小訊號，如稍後說明一般，則可充分測定有關第 2 及第 3 泛波的吸收帶。

表格 5 係相關於從基態 $|0\rangle$ 到激發狀態 $|m\rangle (m \neq 0)$ 的其中之一的特定躍遷。然而，此實施例可測定有關激發狀態 $|m\rangle (m \neq 0)$ 之間的另一躍遷之另一吸收帶。

4.7) 有關本例示實施例之可測定範圍的討論

當式子 (A57) 所獲得的值係讀取自圖 5 時及當式子 (A59) 所獲得的值係讀取自圖 10 時，出現有大的讀取誤

差。鑑於此，在如表格 5 所示的理論估計值與實際值之間預期有一些差異。在此種事例中的差異通常可說約為 $\pm 20\%$ （至多 $\pm 10\%$ ）。因此，本例示實施例所採用之近紅外光波長的下限被估計為 $1.05 \times (1-0.1) = 0.945\mu\text{m}$ ，或者 $1.05 \times (1-0.2) = 0.840\mu\text{m}$ ，具有較大的估計誤差。

然而，當表格 5 所示之第 3 泛波的光未被用於測量及只有第 2 泛波或更低的光被用於測量時，本例示實施例所採用之近紅外光波長的下限被估計為 $1.42 \times (1-0.1) = 1.278\mu\text{m}$ ，或者 $1.42 \times (1-0.2) = 1.136\mu\text{m}$ ，具有較大的估計誤差。

另外，當表格 5 所示之第 2 泛波或更多的光未被用於測量及只有第 1 泛波的光被用於測量時，本例示實施例所採用之近紅外光波長的下限被估計為 $2.16 \times (1-0.1) = 1.944\mu\text{m}$ 或 $2.16 \times (1+0.1) = 2.376\mu\text{m}$ ，或者 $2.16 \times (1-0.2) = 1.728\mu\text{m}$ 或 $2.16 \times (1+0.2) = 2.592\mu\text{m}$ ，具有較大的估計誤差。

如本例示實施例所示的欲用於測量方法之紅外線輻射波長的上限將說明如下。

關於由紅外光所測量之吸收帶的波長（波數）與分子內振動之間的關係，依序從較短的吸收波長（依序從較大的波數值）產生下面振動：官能基的局部振動、分子的主鏈振動、全分子的振動、及全分子的轉動。

因此，與上述“分子中的局部狀態變化”一起的高速變化對應於它們之中的“局部振動”或“分子的主鏈振動”之測

量。

同時，出現在鈉離子係附著於羧基以形成離子鍵時之振動模式的分析結果如下：[A]根據第3.3節，對應於 $>\text{C}-\text{CO}_2^-\text{Na}^+$ 的架構振動之吸收帶的波數值（波長）為 260 至 291cm^{-1} （ 34.4 至 $38.5\mu\text{m}$ ）；以及[B]對應於 $\text{N}^+-\text{C}-\text{CO}_2^-\text{Na}^+$ 的架構振動之吸收帶的波數值（波長）為 429cm^{-1} （ $23.3\mu\text{m}$ ）。

另外，出現在鉀離子係附著於羧基以形成離子鍵時之振動模式的分析結果如下：根據第3.3節，[C]對應於 $\text{C}-\text{CO}_2^-\text{K}^+$ 的架構振動之吸收帶的波數值（波長）為 118cm^{-1} （ $84.7\mu\text{m}$ ）；以及[D]波數（波長）為 1570cm^{-1} （ $6.37\mu\text{m}$ ）之羧基 $-\text{CO}_2^-$ 的對稱伸縮式振動係由於鉀離子附著而大幅受到限制。

因此，必須考慮上述值作為本例示實施例之應用範圍（可測定範圍）的一部分。然而，在此考慮之前，[E]根據第3.2節，對應於 $-\text{N}^+(\text{CH}_3)_3\text{Cl}^-$ 的架構振動之吸收帶的波數值（波長）為 2465cm^{-1} （ $4.06\mu\text{m}$ ）（PCLN的 2480cm^{-1} 及SMLN的 2450cm^{-1} 之平均）；而在第4.6.4節波帶值為 2283cm^{-1} 。鑑於此，必須考慮此種些微差異。如第4.6.4節所說明一般，這些微差異的原因係因為“依據和諧振動近似法獲得第3.1節的振動分析結果”，而“第4.6.4節考慮不和諧振動項”。

因此，說明依據計算模型，[A]至[D]所表列之測量波長L可改變上至 $(2465/2283) \times L$ 。另外，[A]至[E]所呈

現的值僅為理論估計值，預期相對於實際值上至約 $\pm 20\%$ 的一些差異，如上述。如此，依據[A]至[E]的實驗值之下限被估計作 $L \times (1-0.2)$ ，及其上限被估計作 $(2465/2283) \times L \times (1+0.2)$ 。

鑑於此，考量上述關係式來測定現象[A]至[E]的每一個之本例示實施例的應用範圍（可測定範圍）將如下：

[A]>C-CO₂⁻Na⁺的架構振動 $\Rightarrow 27.5$ 至 $49.9\mu\text{m}$ ($34.4 \times 0.8 \approx 27.5$, $(2465/2283) \times 38.5 \times 1.2 \approx 49.9$)；

[B]N⁺-C-CO₂⁻Na⁺的架構振動 $\Rightarrow 18.6$ 至 $30.2\mu\text{m}$ ；

[C]C-CO₂⁻K⁺的架構振動 $\Rightarrow 67.8$ 至 $110\mu\text{m}$ ；

[D]-CO₂⁻的對稱伸縮式振動 $\Rightarrow 5.10$ 至 $8.25\mu\text{m}$ ；以及

[E]-N⁺(CH₃)₃Cl⁻的架構振動（第 3.2 節） $\Rightarrow 3.25$ 至 $5.26\mu\text{m}$ 。

從上述的全部觀點，鑑於[C]的上限，本例示實施例的測量方法欲待使用之紅外線輻射波長理想上至少 $110\mu\text{m}$ 或更低（波數值 91.1 cm^{-1} 或更多）。

因此，總結如上述的討論即為：本例示實施例欲待使用之光的波長範圍為“從 $0.840\mu\text{m}$ 至 $110\mu\text{m}$ ”作為最大範圍及“從 $2.592\mu\text{m}$ 至 $110\mu\text{m}$ ”作為最小範圍。

隨後，將水的吸收波長之影響添加到討論的總結。生命體的大部分係由水分子所構成。因此，當照射電磁波以測量或測定生命體的動態生命活力時，水分子的電磁波之吸收將是一大問題。因此，本例示實施例想到使用水分子的吸收相當小之波長區。根據 B. Alberts 等人：基本細胞

生物學 (Garland 出版公司, 1998) 第 68 頁, 第 2 至 24 圖, 構成動物細胞的化學化合物之組成 (包括無機離子) 係被 70% 的重量百分比之水分子所佔據。另外, 組成的剩餘 30% 中之 15% 係被蛋白質所佔據, 接著 6% 的 RNA、4% 的離子/小分子, 2% 的多醣、及 2% 的磷脂。同時, 蛋白質的光吸收特性係視細胞中之三級結構而定, 因此難以指明一般蛋白質的吸收帶之吸收波長區。鑑於此, 在本例示實施例中, 聚焦在“水分子的光吸收特性”, 因為 [1] 水分子係壓倒性大量包括在動物細胞中, 及 [2] 其光吸收特性係由於其穩定的分子結構所決定, 及具有相當小的水分子之光吸收的波長區被用於生命體中之動態生命活力的測定。此能夠在防止沿著此方式生命活力用測定光被水分子吸收的同時而相當穩定及準確測量或測定。Yukihiro Ozaki/Satoshi Kawata : Kinsekigai bunkouhou (Gakkai Shuppan 中心, 1996), 第 12 頁, 第 120 頁, 第 122 頁, 或第 180 頁說明水分子的最大吸收波長, 及本例示實施例將提供使用此處所說明之值的說明。

對應於對稱伸縮式振動及反對稱伸縮式振動之水分子的吸收帶之各自中心波長為 $2.73\mu\text{m}$ 及 $2.66\mu\text{m}$ 。另外, 在具有長於上述波長之波長區中, 氢分子的轉動之光吸收出現。因此, 在本例示實施例中, 為了測量生命體的動態活力, 採用稍微小於 $2.66\mu\text{m}$ 波長之 $2.50\mu\text{m}$ 作為邊界, 及使用具有短於邊界值的波長之波長區中的電磁波執行測量 (尤其是, 在考量上述討論之從 $0.840\mu\text{m}$ 至

2.50 μm 的範圍中)。

另一方面，在近紅外線區中，對應於反對稱伸縮式振動與水分子的變形振動之間的組合之吸收帶係在 1.91 μm 的中心波長。鑑於此，其他實施例可使用除了此吸收帶以外的波長區中之電磁波來測量。尤其是，如表格 5 所示之第 1 泛波的光（具有波長 2.16 μm ）被用於測量。然而，如上述一般，當從圖 5 讀取值時，出現約 $\pm 10\%$ 至 $\pm 20\%$ 的讀取誤差。考量此讀取誤差，不小於 $2.16 \times (1-0.05) = 2.05\mu\text{m}$ 且不大於 $2.16 \times (1+0.15) = 2.48\mu\text{m}$ 之電磁波被用於另一例示實施例。

另外，對應於水分子的對稱伸縮式振動與反對稱伸縮式振動之間的組合之吸收帶係在 1.43 μm 的中心波長。鑑於此，關於另一應用實施例，可使用上述波長與 1.9 μm 之間的波長區中之光（尤其是，不小於 1.5 μm 且不大於 1.9 μm 的光以避免水分子的吸收帶之中心波長），或者可使用具有短於 1.43 μm 的波長之波長區中的光。作為用於對應於後者之測量的電磁波，如表格 5 所示之第 3 泛波的光（具有波長 1.05 μm ）被用於測量。考量上述讀取誤差，在此事例中所使用之特定波長係在範圍：

$$1.05 \times (1-0.2) = 0.840\mu\text{m} \text{ 或更多且 } 1.05 \times (1+0.3) = 1.37\mu\text{m} \text{ 或更少。}$$

同時，其他波長範圍可被設定做應用實施例，和上述波長一樣。即、如下述，波長範圍可被設定，以便避免由存在於活組織中之“氧濃度指示劑”所吸收的波長區。例

如，當以近紅外光照射手掌或指頭時，可在其表面四周觀察到血管的圖案。這是因為包括在血管中之血紅素吸收近紅外光。即、在測定位於生命體的表面附近之血管後方（在血管後面）上的區域中之生命活力的事例中，具有測定光會被測定光路徑的中間之血管吸收，及測定訊號的 S/N 比（訊號/雜訊比）會降低之風險。除了血紅素之外，肌紅蛋白及細胞色素氧化酵素在近紅外光區中亦具有吸收帶，及近紅外光區的吸收光譜在氧化狀態及去氧狀態之間改變。因此，這些物質被稱作氧濃度指示劑。另外，根據 F. F. Jobsis:科學第 198 冊 (1977)，第 1264-1267 頁，說明細胞色素氧化酵素及血紅素在波長 $0.780\mu\text{m}$ 至 $0.870\mu\text{m}$ 上具有微弱吸收帶。因此，考量 $\pm 0.005\mu\text{m}$ 之測量誤差的一般範圍，若本例示實施例或應用實施例欲待使用之測定光具有波長 $0.875\mu\text{m}$ 或更多，則穩定獲得生命活力的測定訊號，而氧濃度指示劑未具有任何影響（光吸收）。從此觀點，上述波長範圍“從 $0.840\mu\text{m}$ 至 $110\mu\text{m}$ ”、“從 $0.840\mu\text{m}$ 至 $2.50\mu\text{m}$ ”、或“不小於 $0.840\mu\text{m}$ 且不大於 $1.37\mu\text{m}$ ”將被分別假設作“從 $0.875\mu\text{m}$ 至 $110\mu\text{m}$ ”、“從 $0.875\mu\text{m}$ 至 $2.50\mu\text{m}$ ”、或“不小於 $0.875\mu\text{m}$ 且不大於 $1.37\mu\text{m}$ ”。在如此決定用於生命活力的測定光或控制光之使用波長的事例中，即使氧濃度指示劑存在於吸收光路徑或控制光路徑的中間，測定光或控制光未被吸收，使得可確保生命活力測定訊號的 S/N 比，及可執行穩定的生命活力控制。

圖 11、12、及 13 為從空間解析度、時間解析度、及測定準確性的各自觀點之血液中的膜電位變化測定與氧濃度變化測定之間定量性能比較的影像。

如上述，習知技術 1 中之空間解析度為 3 cm 等級（見圖 11），及說明在使用 fMRI 裝置的磁性測定時之空間解析度為幾 mm 等級。在此事例中，如圖 11 所示，測定流動在此區域中的複數個微血管 28 之血液中的氧濃度之平均值。與那比較，在測定膜電位變化之事例中，空間解析度為上述測定光的波長之等級。

然而，在測定一神經元的活動電位作為細胞膜的電位變化測定之例子的事例中，鄰近神經元之間的平均距離對應於實質空間解析度。說明人類之腦皮質中的鄰近神經元之間的平均距離為 $20\mu\text{m}$ 等級。

如此，關於這些空間解析度之間的等級具有 100 倍的差異。以模擬方式在圖 11 圖示差異的影像。即、在如習知技術 1 一般藉由使用近紅外光來測定血液中之氧濃度變化之事例中，測定具有直徑 3 cm 之區域內的平均值。相反地，在此例示實施例中，可個別測定區域中之各個單一角錐形細胞體 17 或星狀細胞體 18 的活動電位。

另一方面，如下面第 6.3.1 節所說明一般，在測定膜電位變化之本例示實施例中，可使如圖 18 或 19 所示之二維液晶快門 51 中的透光區 56 之尺寸（孔徑尺寸）適當，以便測定諸如柱單位等複數個神經元的群組單位之活力（諸如柱等一組複數個神經元的總放電率）。因為柱具有

直徑約 0.5 至 1.0 mm 及高約為 2 mm 之圓柱形狀（或矩形實心），所以空間解析度可有利地自由改變成上述值（或者那些值以下），以測定每一柱單位的活力。

（有關測定單位的尺寸範圍）

如上述，可從一神經元單位（或軸索中的特定區）或一肌細胞單位（或神經肌接合單位）到複數個神經元（或肌細胞）的群組單位來廣泛設定本例示實施例的測定單位。即、在生命活力用受測點中，一或多個細胞所構成之局部區域被設定成用於測定的單一單位，及對應於電磁波之每一測定單位（在局部區域中）的特性被測定以便測定生命活力。

另外，此電磁波為具有在此處所說明（第 4.7 節）的範圍中之波長的近紅外光或紅外光，或者另一選擇是，藉由使用核磁共振來照射生命活力用受測點以測定生命活力之電磁波，稍後將於第 5 章加以說明。另外，當藉由使用核磁共振來測定生命活力時，可使用連續波 CW（連續波）光譜儀或脈衝式 FT（傅立葉變換）光譜儀。

本例示實施例的測定單位（局部區域）之尺寸理想上係在距測定使用的電磁波之波長的 1 cm 之範圍中，及更理想的是不小於 $10 \mu\text{m}$ 且不大於 3 mm，理由如下。若以包括在此測定單位（局部區域）中之細胞數來表示尺寸，則細胞數理想上不小於 1 且不大於 100 百萬，尤其是理想上不小於 1 且不大於 2 百萬。

下面說明測定單位（局部區域）的尺寸範圍。電磁波被窄化下至其根據衍射理論的波長尺寸（受限的衍射）。另外，已知與神經元活動電位有極大關係之電壓閘控 Na^+ 離子通道主要分佈在細胞體中的軸索根處。鑑於此，在測定只有一個神經元的活動電位之事例中，藉由聚集光在此軸索根四周而非以測定光廣泛照射整個細胞體，更加提高測定效率。結果，本例示實施例之測定單位（局部區域）的尺寸理想地大於欲待用於測定之電磁波的波長。

接著將說明本例示實施例之測定單位（局部區域）的尺寸之上限。如下面參考圖 25 或 26 於第 6.5.4 節將說明一般，在應用實施例中，從臉部肌肉的移動獲得生命活力資訊。在此事例中，藉由如習知技術 1 所說明之空間解析度（直徑約 3cm：見圖 11）無法獲得足夠的測定準確性。因為人類的眼皮或嘴唇之寬度約 1cm，所以必須將測定單位（局部區域）的尺寸之上限設定成 1cm 以便獲得測定準確性到某種程度或更多。另外，神經元之間的平均距離約為 $20\mu\text{m}$ ，及當以側邊為 1 公分的立方塊作為測定單位來測量腦部之深部時， $(10 \div 0.02) \times (10 \div 0.02) \times (10 \div 0.02) \approx 100$ 百萬個神經元將包括在此測定單位（局部區域）中。

下面假設將測定單位（局部區域）設定成上述柱的整數倍為一單位的事例。如上述，因為一柱的高度（腦皮質中之脊椎神經灰色物質的厚度）為 2mm，則平均而言 $2 \div 0.02 = 100$ 個神經元將校直在測定單位中。當廣義測定生命活力時，同時可測定一測定單位（局部區域）內之約

10 柱的活力。在此事例中，測定單位（局部區域）的長度之一邊長為 $10^{1/2} \times 1 \approx 3\text{ mm}$ 。鑑於此， $(3 \div 0.02) \times (3 \div 0.02) \times 100 \approx 2$ 百萬個神經元將包括在此測定單位（局部區域）中。另外，當將測定單位（局部區域）的一邊長（或直徑）設定成 0.5 mm 或 1.0 mm 時，一柱的生命活力可被測定作為測定單位（局部區域）（從上述柱尺寸的觀點）。此時，包括在測定單位（局部區域）中之神經元的數目將是 $(0.5 \div 0.02) \times (0.5 \div 0.02) \times 100 \approx 60,000$ 或 $(1 \div 0.02) \times (1 \div 0.02) \approx 300,000$ 。因此，在測定一神經元的生命活力對柱單位的生命活力之事例中，由不小於 1 且不大於 $60,000$ 至 $300,000$ 細胞所構成的區域被設定作測定單位，及對應於電磁波之其特性被測定以便測定生命活力。

（有關時間解析度）

藉由使用近紅外光或 fMRI 之血液中的氧濃度變化之測定係與藉由有關時間解析度之本例示實施例所說明的光學或磁力機構之細胞膜的電位變化之測定比較。

像習知技術 1 一樣，只要測定血液中的氧濃度變化，產生約 5 s 的延遲，就使得時間解析度實質上受到限制。與此比較，在測定膜電位變化之事例中，具有能夠忠實再生出現在神經衝動的期別 24 期間之約 0.5 至 4 ms 的活動電位脈衝波形之時間解析度。

由圖 12(b)的影像圖示它們之間的差異。當在位置 α 及位置 γ 中之星狀細胞體 18 或在位置 β 中之角錐形細胞

體 17 激發活動電位及細胞膜的電位被改變時，由於離子吸收（或離子釋放）導致特有振動模式出現，如第 3 或 4 章（本章節）所說明一般。因此，當以具有上述範圍之波長的光照射細胞體時，此光被吸收及產生特有振動模式之間的躍遷。

結果，如圖 12(b)所示，由於反射光的量之時間減少導致反射光量變化 401 出現。在圖 12(b)的例子中，在位置 α 中之星狀細胞體 18 在測定時間 163 的 t_0 開始激發活動電位，其使在位置 γ 中之星狀細胞體 18 能夠開始激發活動電位，接著在稍微延遲後產生位置 β 中之角錐形細胞體 17 的活動電位。此處，圖 12(b)中之一“鬍鬚”表示“一活動電位”。因為在如此測定膜電位變化之本例示實施例中時間解析度非常高，所以每一不同神經元可測定各個活動電位狀態。

然後，在測定時間 163 中開始活動電位的 t_0 之後的 5s 之 t_B 中，具有波長 830nm 的光之反射光量 48，及具有波長 780nm 的光之反射光量 47 開始慢慢改變。

發現在神經元激發活動電位之後，若下面現象的任一個未繼續，則將不出現血液中之氧濃度變化：(1) 在細胞體 17 及 18 中缺乏 ATP；(2) 在細胞體 17 及 18 中缺乏氧分子；以及(3) 在微血管 28 中缺乏含氧血紅素。即、只有當如圖 12(b)所示一般經常激發活動電位時，從(1)至(3)的上述現象繼續出現。

因此，當如圖 13(b)所示一般幾乎不激發活動電位

時，血液中之氧濃度不改變，因為現象（1）至（3）不出現。因此，認為用以測定血液中的氧濃度變化之方法對生命活力具有相當低的測定準確性。相反地，因為測定膜電位變化之本例示實施例只能夠測定一活動電位，如圖13(b)所示，所以在光學機構（近紅外光）及磁性機構（fMRI）的任一者能夠有利地大幅提高測定準確性。

（有關微弱訊號的測定）

如從值 B_{0m}/B_{01} （為表格 5 所說明之泛波位準中的躍遷機率之參考波的躍遷機率比）可看出一般，在本例示實施例中測定非常細微變化的訊號。因此，在本例示實施例中事先調變欲待投射到生命體上之電磁波（近紅外光），如稍後說明一般。

如此，藉由從自生命體返回的測定光僅擷取與調變訊號同步之訊號成分，可增加測定訊號的 S/N 比。若其調變週期長於測量對象改變之時間間隔，則難以測定測量對象的時間相依變化。因此，為了穩定測量測量對象的時間相依變化，必須設定調變訊號的基本週期等於或小於測量對象改變之時間間距的 1/5。

鑑於此，一例示實施例具有特徵：即、將調變訊號的基頻設定如下：將 1 Hz 或更大（至少 0.2 Hz 或更大）用於以短於 5s 的間隔變化之物體；將 25 Hz 或更大（至少 5Hz 或更大）用於以短於 200ms 的間隔變化之物體；以及將 1.25 kHz 或更大（至少 250Hz 或更大）用於以短於

4ms 的間隔變化之物體。

接著將說明一例示實施例之時間相依變化的間隔及調變的基頻之上限。通常，已知具有幾百 kHz 的訊號頻寬之類比訊號容易且穩定工作而不會振盪測定電路。另外，在此種訊號頻寬中，甚至不用小心注意包括在印刷電路中如何連接接地等等之實施仍是穩定的。另一方面，當操作範圍的頻寬超過 20MHz 時，測定電路容易被振盪，及印刷電路中的實施必須有極佳的技術。在本例示實施例之一例中測量約 0.5 至 2ms 的活動電位之事例中，不需要此種高速訊號測定。因此，將測定訊號頻寬限制到最小，以便穩定化電路及降低成本。

關於上述理由，在本例示實施例的一例子中特別將調變的基頻限制到 500 kHz 或更低，及將測量對象的時間相依變化之間隔設定成不小於 10ns (至少 2ns 或更多)。

5]依據活動電位模型之 NMR 光譜特性估計

5.1)有關活動電位之 NMR 光譜特性變化及估計的化學位移值

5.1.1)勘探有關活動電位之改變的 NMR 光譜特性

第 4.7 節說明此實施例顯示生命活力的新測量方法，其將生命體暴露至 $0.85\mu\text{m}$ - $50\mu\text{m}$ (或 $0.84\mu\text{m}$ - $2.5\mu\text{m}$) 波長的電磁波，及此新測量方法可測定指示生命活力之電磁波的時間相依變化。並且根據新測量方法，可詳細測量生命體的局部特性，及藉由轉換測量結果可獲得動態生命活動

資訊。

此第 5 章建議另一實施例，其測定在生命體的局部區域中之核磁共振特性的時間相依變化，及將測定結果轉換成動態生命活動資訊。

根據第 3.2 節，當 Cl⁻離子附著至屬於 PCLN 或 SMLN 之 -N⁺(CH₃)₃ 的氫原子且與氫原子形成氫（或離子）鍵時，有關氫原子核的淨電荷值改變。此淨電荷變化意指位在氫原子核四周之分子軌道的變化。因此，預料當位在氫原子核四周的分子軌道改變時核磁共振特性及對應的化學位移值改變，因為分子軌道的變化會使用於氫原子核的磁蔽作用改變。

此章節建議另一實施例，其測定核磁共振特性或對應的化學位移之時間相依變化，及將測定結果轉換成動態生命活動資訊。

5.1.2)利用另一量子化學模擬程式之計算方法

在此第 5 章中，將 Gaussian 09 用於量子化學模擬程式，及“Gaussian”屬於註冊商標（Gaussian 09修訂版 A.1，M. J. Frisch，G. W. Trucks，H. B. Schlegel，G. E. Scuseria，M. A. Robb，J. R. Cheeseman，G. Scalmani，V. Barone，B. Mennucci，G. A. Petersson，H. Nakatsuji，M. Caricato，X. Li，H. P. Hratchian，A. F. Izmaylov，J. Bloino，G. Zheng，J. L. Sonnenberg，M. Hada，M. Ehara，K. Toyota，R. Fukuda，J. Hasegawa，

M. Ishida , T. Nakajima , Y. Honda , O. Kitao , H. Nakai , T. Vreven , J. A. Montgomery , Jr. , J. E. Peralta , F. Ogliaro , M. Bearpark , J. J. Heyd , E. Brothers , K. N. Kudin , V. N. Staroverov , R. Kobayashi , J. Normand , K. Raghavachari , A. Rendell , J. C. Burant , S. S. Iyengar , J. Tomasi , M. Cossi , N. Rega , J. M. Millam , M. Klene , J. E. Knox , J. B. Cross , V. Bakken , C. Adamo , J. Jaramillo , R. Gomperts , R. E. Stratmann , O. Yazyev , A. J. Austin , R. Cammi , C. Pomelli , J. W. Ochterski , R. L. Martin , K. Morokuma , V. G. Zakrzewski , G. A. Voth , P. Salvador , J. J. Dannenberg , S. Dapprich , A. D. Daniels , O. Farkas , J. B. Foresman , J. V. Ortiz , J. Cioslowski , 及 D. J. Fox , -Gaussian, Inc. Wallingford CT , 2009) 。

將分子結構 $\text{Cl}^-(\text{CH}_3)_3\text{N}^+\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$ 用於此電腦模擬以獲得短時間及簡單估計。並且此計算方法亦包含兩計算步驟以保持高度計算準確性。第一計算步驟在於最佳化分子結構及確認是否完全完成最佳化，及第二計算步驟在於分析核磁共振特性。

最佳化的一些關鍵字為“#P RHF/6-31G(d) Opt Freq SCRF=(Solvent=Water, PCM)”。此處，“RHF/6-31G(d)”意指近似法及用於一連串計算的基本函數，“Opt SCRF=(Solvent=Water, PCM)”意指水下的最佳化，及“Freq”被用於確認最佳化結構。

並且核磁共振分析的一些關鍵字為“#P RHF/6-31G(d) NMR SCRF=(Solvent=Water, PCM)”。此處，“NMR”意指用以計算對應的化學位移值之核磁共振分析。此化學位移值係依據“ δ 刻度”，其表示事先計算之對應輸出資料與四甲基矽烷（TMS）的基本化學位移之間的減法值（R. M. Silverstein 及 F. X. Webster：有機化合物的光譜辨識第 6 版（John Wiley & Sons, 1998）第 4 章，第 4.7 節）。

5.1.3)估計 NMR 光譜特性中之化學位移值

首先，Gaussian 09 計算有關屬於包括在沒有 Cl^- 離子附著之單一膽鹼 $(\text{CH}_3)_3\text{N}^+\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$ 的甲基之氫原子核的化學位移值。並且第一計算結果係在 $\delta 2.49\text{ppm}$ 與 $\delta 2.87\text{ppm}$ 之間。

然後，其計算有關與分子 $\text{Cl}^-(\text{CH}_3)_3\text{N}^+\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$ 中的 Cl^- 離子形成氫（或離子）鍵之氫原子核的化學位移值，及下一計算結果係在 $\delta 3.43\text{ppm}$ 與 $\delta 3.55\text{ppm}$ 之間。

因此，這些計算結果顯示出 Cl^- 離子附著與脫離之間的化學位移之明顯躍遷。

5.2)有關本例示實施例之可測量範圍的討論

若當神經元激發活動電位時將氯離子 Cl^- 附著於細胞膜的外層上之 PCLN 或 SMLN 時，則 NMR 光譜臨時到達其從 $\delta 3.43\text{ppm}$ 至 $\delta 3.55\text{ppm}$ 的範圍中之峰值（在活動電位期間），及必須藉由對應於從 $\delta 3.43\text{ppm}$ 至 $\delta 3.55\text{ppm}$ 的範

圍中之峰值區的量來降低從 $\delta 2.49\text{ppm}$ 至 $\delta 2.87\text{ppm}$ 的範圍中之峰值區。

因此，在本例示實施例的另一應用實施例中，在 NMI 光譜上從 $\delta 3.43\text{ppm}$ 至 $\delta 3.55\text{ppm}$ 的範圍中之峰值的臨時增加或在 NMI 光譜上從 $\delta 2.49\text{ppm}$ 至 $\delta 2.87\text{ppm}$ 的範圍中之峰值的臨時減少被測量，以便測量活動電位現象。

根據電腦模擬所計算的值通常與測量的實際結果具有一些差異。差異被估計約為 0.45 至 0.49ppm 。鑑於此，本例示實施例的應用實施例測量在 NMI 光譜上從 $\delta 2.0\text{ppm}$ ($2.49-0.49$) 至 $\delta 4.0\text{ppm}$ ($3.55+0.45$) 的範圍中之峰值區（或峰值高度）的時間相依變化（臨時增加及減少）。

然而，本例示實施例的應用實施例並不侷限於神經元活動電位的測量，而是藉由測定 NMI 光譜上特別區中之峰值的臨時增加或減少（時間相依變化），本例示實施例可應用到生命體中之快速動態生命活力變化的測量。

理由如下：從第 4.7 節的說明判斷，由於位在質子變化四周的分子軌道，生命體之動態生命活力在短時間改變（反應速度快）的現象通常產生磁屏蔽作用的變化。

另外，此另一應用實施例具有大特徵，即、水中之分子狀態的變化被測定以測量生命活力。此另一應用實施例具有技術裝置來測定水下之分子狀態的特定變化，及此技術裝置係依據不同於對應於 NMR 光譜中的一或更多個水分子之特定峰值的測定光譜峰值。

說明構成單一水分子的氫核之化學位移值係在從

δ 0.4 ppm 至 δ 1.55 ppm 的範圍中，及由於水分子之間的氫鍵所導致之化學位移值為 δ 4.7 ppm (R. M. Silvestein & F. M. Webster：有機化合物的光譜辨識第 6 版 (John Wiley & Sons 公司，1998) 見第 4 章)。

根據 Pauling 的計算結果，相關於水分子之間的氫鍵之氧原子的陰電性大，其跟隨氟。如此，在形成到除了氧原子以外的原子（例如，上述氯離子）之氫鍵時的化學位移值小於如上述之 δ 4.7 ppm，及考量邊際 0.2 ppm，將為 δ 4.5 ppm 或更低。

另一方面，構成單一水分子之氫核的化學位移值之上限為 δ 1.55 ppm，但是應被設定成 δ 1.7 ppm 或更大，其被添加邊際 0.15 ppm，以便避免水分子的峰值。鑑於上述考量，藉由測定 NMR 光譜上不小於 δ 1.7 ppm 且不大於 δ 4.5 ppm 的化學位移值之範圍中的峰值區（或峰值高度）之時間相依變化，此另一應用實施例測量生命體的動態生命活力。

在此另一應用實施例中，在測定 NMR 光譜上之峰值區（或峰值高度）的相依變化之事例中的欲待測定之時間相依變化的間隔不小於 10 ns (至少 2 ns 或更大) 且不大於 5 s，如第 4.7 節已說明一般。另一選擇是，依據測量對象，間隔可不小於 10 ns (至少 2 ns 或更大) 且不大於 200 ms，或不小於 10 ns (至少 2 ns 或更大) 且不大於 4 ms。

6]本例示實施例之生命活力的測定/控制方法及生命活力的測量方法之技術特徵

第 6 章說明有關本例示實施例的生命活力的測定方法及生命活力的測量方法之基本原理及技術特徵。另外，此章節論及甚至在生命活力的控制方法中共同使用之例示實施例。

6.1)欲待測量之生命活力的內容及生命活力的測定/控制方法之特徵

6.1.3)從欲待作為測定/控制目標的表面區域到極深區域之生命體中的生命活力

本例示實施例假設作為測定/控制目標的表面區域到極深區域之生命體中的生命活力。此需要從生命體的三維空間之特定位置擷取生命活力測定訊號之技術，或者有關特定位置之選擇性生命活力控制技術。

在實現本例示實施例的第一階段中，為了在生命體中執行“生命活力用受測/受控點之校直及其維持”，執行下面操作：（1）三維的內部組態之解釋（構成生命體的所有部分之配置；以及（2）依據（1）的解釋之三維的測量對象之位置的計算以及位置的控制。

在第二階段中，執行（3）在（2）所指定的位置中之“生命活力測定訊號的擷取”或“局部生命活力的控制”。可隨著時間過去連續執行第一階段及第二階段，或可同時執行。

在下文中，操作（1）及（2）中所執行之“生命活力用受測/受控點之位置測定”被稱作“第一測定”。在本例示實施例中，具有下述的波長之電磁波（或光）被用於此第一測定（尤其是將在第 6.2 節中加以說明）。

而且，在下文中將操作（3）稱作“第二測定”。關於此第二測定，使用包括具有特定波長之電磁波或對應於特定化學位移值的電磁波之電磁波（尤其是將在第 6.3 節中加以說明）。

換言之，依據第一測定的結果將執行“在本例示實施例中，生命體中的生命活力之測定或控制包括‘測定電磁波的第一測定’及‘測定包括具有特定波長的電磁波或對應於特定化學位移值的電磁波之電磁波的第二測定’或‘使用包括特定波長的電磁波之電磁波的控制’”以及第二測定或控制。其特定程序被執行，使得藉由第一測定計算三維之測量/控制物體的位置，及從如此計算之內部位置藉由第二測定獲得相關於生命活力之測定訊號，或另一選擇是，藉由以包括特定波長之電磁波照射如此計算的位置中之區域，而局部控制生命活力。然而，本例示實施例並不侷限於上述，及可被執行成：

[1] 藉由第一測定計算三維之測量/控制物體的位置；

[2] 從如此計算之內部位置藉由第二測定獲得相關於生命活力之測定訊號；以及

[3] 依據測定訊號局部控制生命活力（藉由改變照射用電磁波之強度）。

如此，執行生命活力用受測/受控點之位置測定及位置控制的第一測定係與第二測定組合，以執行生命活力的實際測定。

在本例示實施例中，因為與執行生命活力的測定或控制之第二測定分開執行生命活力用受測/受控點之位置測定及位置控制的第一測定，所以用以執行第二測定的測量區（下述生命活力用測定區）可固定到遠離使用者之位置，而不直接附著於使用者的身體。因此，使用者可在四處移動而不會感覺到生命活力的測定。此大幅降低使用者的負擔及大大增加方便性。

此處，“具有特定波長之電磁波”指示“具有從 $0.840\mu\text{m}$ 至 $50\mu\text{m}$ 的範圍中之波長的光”用於測定“神經系統中的膜電位變化”，同時指示“具有從 780nm 至 805nm 或 830nm 的範圍中之波長的光”用於測定“周圍區域中之血液中的氧濃度變化”。另外，“具有特定波長之電磁波”指示“具有約 $8.7\mu\text{m}$ 的波長之紅外光”用於測定“由於溫度計的溫度變化”。為什麼波長應該為 $8.7\mu\text{m}$ 的理由被說明如下。溫度計測定從生命體表面釋放出來的黑體輻射，但是此黑體輻射的最大強度波長依據生命體的釋放表面溫度而定。當對應於人類身體溫度之最大強度波長被計算時，其結果為 $8.7\mu\text{m}$ ，因此此處使用此值。

另一方面，“對應於特定化學位移值之電磁波”指示如第 5.2 節所說明之“對應於不小於 $\delta1.7\text{ppm}$ 且不大於 $\delta4.5\text{ppm}$ 的範圍中之化學位移值的電磁波”用於測定所示

之“由 fMRI 的活動神經元分佈”，同時指示“對應於對應於磁化係數的變化之化學位移值的電磁波”用於測定“由 fMRI 的氧濃度變化”。

同時，在本例示實施例中，可從生命體自然釋放出來的電磁波測定到具有特定波長之電磁波。然而，因為如此自然釋放的電磁波具有低強度，所以難以具有測定訊號用的大 S/N 比。為了處理此，在本例示實施例中，以包括具有特定波長的電磁波或對應於特定化學位移值之電磁波的電磁波來照射生命體，及測定從生命體所獲得之照射光，以便執行第二測定。此能夠提高測定訊號的測定準確性。另外，如第 4.7 節所說明一般，可藉由不小於 0.2 Hz 且不大於 500 kHz 的範圍中之基頻來調變照射到生命體的電磁波，以便進一步提高測定訊號的準確性。

同時，可以第二測定所使用的電磁波之波長來協調用於設定生命體中之生命活力用受測點或受控點之第一測定的電磁波之波長以便藉由第二測定獲得生命活力測定訊號。然而，在本例示實施例中，兩電磁波的波長範圍被設定成不同值（即、用於第一測定之頻率分佈中的電磁波之最大強度波長被設定成不同於包括在用於第二測定的電磁波中之特定波長或特定化學位移值），以便去除用於第一測定的電磁波與用於第二測定或控制的電磁波之間的干擾。在此事例中，用以阻隔特定波長的光之濾色器係配置在第一及第二測定開口（訊號測定區的進入口），以便防止用於第一測定的電磁波進入到第二測定側，反之亦然。

用於第一測定及第二測定或控制之電磁波被設定成具有不同波長的本例示實施例中之特定方法即為：藉由使用具有可見光靈敏度之相機來測定三維的測量對象之位置；藉由使用上述紅外輻射或近紅外光，藉由 MRI 測量經過生命活力測定之生命體中之水濃度分佈，或者藉由使用 CT 掃描來決定測量對象的位置；藉由 fMRI 測定有關位置中之生命活力的測定訊號之生命體中的水濃度分佈係藉由 MRI 來測量或者藉由使用 CT 掃描來決定測量對象的位置；及藉由使用紅外光或近紅外光，執行有關位置中之生命活力的測定訊號之測定或控制。

此處，用於例示實施例之未來說明的字詞被定義如下。在下文中將根據下面定義來使用同一字詞。首先，獲得有關某種電磁波的資訊（如、強度、強度變化、相位量、相移、頻率值、或頻率變化）之操作被定義作“測定”。在說明書中，如上述，此“測定”具有兩定義，“第一測定”及“第二測定”。另外，狹義而言，此第二測定被稱作“生命活力的測定”。然而，在某些事例中，第一測定及第二測定通常可被稱作“生命活力的測定”。在本說明書中，由於測定所獲得之訊號被稱作“測定訊號”，及由於生命活力的測定所獲得之訊號被稱作“生命活力測定訊號”。

因此，直接從“訊號產生實際現象及測定方法”的段落中所示之實際現象所獲得的訊號對應於“由於第二測定所獲得之測定訊號”，但是若對下文中之字詞的解釋未出現有困惑之處，則那訊號通常可被稱作“測定訊號”。

如上述，所有生機活力之中，狀態可連同特別自然化學現象一起隨著時間改變之生機活力係包括在“生命活力”中。給予聚焦在神經系統的活力之說明作為生命活力的例子，但是本例示實施例並不侷限於此，如上述，及對應於上述生命活力之活力的所有測定將包括在本例示實施例之範疇中。另一選擇是，在本例示實施例中，“以非接觸方式藉由電磁波可測定之生命體的狀態或狀態的變化（時間相依變化或空間變化）”可被定義作生命活力。

同時，聚焦在神經系統的活力之的生命活力之例子包含“神經系統中的訊號傳送（傳送路徑或傳送狀態）”、“反射反應”、“無意識活動”、“認知反應”、“辨識/區別反應”、“感情反應”、“資訊處理”、“思考/冥想處理”等等。這某幾種“較高程度的受控生命活力”被定義作“生命活力資訊”（精神分裂症患者的症狀被局部控制到某種程度，因此包括在較高程度的受控生命活力中）。

另一選擇是，“有關產生活力（例如，在細胞之間）之複合動作的可解釋或可區別資訊”亦可被定義作“生命活力資訊”。即使植物或微生物活力包括某種受控複合動作，活力亦包括在生命活力資訊中。為了獲得此生命活力資訊，必須解釋包括生命體中的動態生命活力之訊號的生命活力測定訊號以及產生生命活力資訊。從此生命活力測定訊號產生生命活力資訊之處理被稱作“生命活力的解釋”。另外，範圍從生命活力測定訊號的取得到生命活力資訊的產生之處理可被稱作“生機活力測量”。

而且，接收包括具有與生命活力相關聯的訊號之特定波長的光之光或包括對應於具有與生命活力相關聯的訊號之特定化學位移值的電磁波之電磁波以及自此測定生命活力測定訊號之部分被稱作“訊號測定區”。而且，以廣義而言，接收光或電磁波以及將其轉換成電訊號之訊號測定區中的部分被稱作“生命活力的光測定區”，及接收光或電磁波以及將其轉換成電訊號之方法被稱作“生命活力的光測定法”。另外，包括對藉由訊號測定區中的光測定區所獲得之電訊號的訊號處理之擴大的電測定區被稱作“生命活力測定電路”。

在具有如第 6.3.3 節所示之組態的生命活力之光測定區作為一例示實施例中，測定線圈 84 測定對應於特定化學位移值之電磁波（測定線圈 84 將其轉換成電訊號）。另一方面，在另一例示實施例中，具有如第 6.3.1 節或第 6.3.2 節所示之組態的生命活力的光測定區光電式轉換具有特定波長的光（近紅外光或紅外光）。在生命活力的光測定區之例示實施例中，用於包括具有特定波長之上述光的光電轉換的光學系統（以及被置放作為光電轉換的正面部分）被稱作“生命活力測定用光學系統”。

同時，因為本例示實施例中生命活力測定訊號具有大的 S/N 比，所以可使用有具有特定波長（或對應於特定化學位移值）之電磁波被預定基頻調變，使得以受調電磁波照射作為測量對象（或測定目標）的生命體之此種方法。在此事例中產生至少具有特定波長（或對應於特定化學位

移植）之電磁波（或光）的區被稱作“發光區”。由訊號測定區及發光區所構成之整區被稱作“生命活力用測定區”。此處，在未具有發光區之例示實施例，生命活力用測定區對應於訊號測定區。

另一方面，如上述校直生命活力用受測點及執行第一測定以維持位置在其中之區被稱作“有關生命活力用受測點之位置監視區”或者僅被稱作“位置監視區”。由“生命活力用測定區”及“有關生命活力用受測點之位置監視區”所構成的整區被稱作“生命測定區”。訊號被傳送在此生命測定區中的有關生命活力用受測點之位置監視區與生命活力用測定區之間。即、如此節一開始所說明一般，依據由位置監視區的位置測定之結果，藉由生命活力用測定區來執行生命活力的測定。

6.2) 生命活力用受測/受控點之校直及維持方法

藉由使用如第 6.1.3 節所說明之第一測定方法，下面說明（1）中之三維的空間配置被抓住，及依據結果，在（2）中以三維計算生命活力用受測點或生命活力用受控點（測量對象的位置）以及執行位置控制的方法。

6.2.1) 藉由測定包括受測/受控點之橫剖面影像來設定測定位置的方法

下面說明測定包括受測點的橫剖面影像之基本原理，在本例示實施例中其被用於有關生命活力用受測點之位置

監視區，參考圖 14。需注意的是，圖 14、15、17、18、20、及 23 所說明之生命活力用受測點 30 對應於在本例示實施例的生命體中被局部影響之生命活力控制用目標區。光（或電磁波）係透過物鏡 31 朝生命活力用受測點 30 附近廣泛區域投射，像圖 14 省略之反射型光顯微鏡。然後，如此投射的光（或電磁波）在藉由包括各自點 α 、 β 、及 γ 之二維平面所構成的生命活力用受測點 30 及其周邊區上被擴散地反射。藉由使用此現象，包括各自點 α 、 β 、及 γ 的二維平面上（生命活力用受測點 30）之擴散的反射光被使用作為有關生命活力用受測點之測定光。

同時，為了找出（測定）獲得生命體中的生命活力測定訊號之點或者控制生命活力之點（即、生命活力用受測點 30），必須解釋有關第 6.1.3 節的（1）中之包括各自點 α 、 β 、及 γ 的二維平面上之內部結構（解釋構成生命體的各個部分及抓住其配置）。類似於當藉由習知光顯微鏡抓住表面結構時在表面上擴散式反射之光的強度變化之測定，測量在二維平面上之各點中的擴散反射光之強度變化。

然而，在本例示實施例中，必須測定生命體之特定橫剖面中的影像（測定訊號圖案），其不同於習知光顯微鏡。因此，本例示實施例使用共焦系統的特徵來測定生命體的橫剖面。

即、針孔 35 係配置在測定透鏡 32 的近焦位置，使得只有通過此針孔的測定光被光電探測器 36 測定到。在除

了生命活力用受測點 30 以外的點上擴散式反射及通過物鏡 31 之光在測定光的光學路徑 33 中間變成非平行光束，及在針孔 35 中形成非常寬的光點橫剖面（非常大的光點直徑），使得大部分的光無法通過針孔 35。

因此，因為光電探測器 36 只能夠測定到在物鏡 31 與測定透鏡 32 之間的測定光用光學路徑 33 中之平行測定光，所以只能夠測定從物鏡 31 的前焦點平面之位置所發出的測定光。如此，藉由將生命活力用受測點 30 與物鏡 31 的前焦點平面之位置同步化，可藉由光電探測器 36 測定只從生命活力用受測點 30 所獲得之測定訊號。

此處，可傾斜在兩軸方向上之反射鏡（檢流計鏡）34 係配置在物鏡 31 與測定透鏡 32 之間。在使反射鏡（檢流計鏡）34 傾斜之前，光電探測器 36 只能夠測定從生命活力用受測點 30 上的位置 α 所發出之測定光。另外，當使反射鏡（檢流計鏡）34 傾斜到右側時，只能夠測定從位置 γ 所發出的測定光，及當使反射鏡 34 傾斜到左側時，只能夠測定從位置 β 所發出的測定光。

圖 14 圖示將反射鏡 34 傾斜在交叉方向上之事例，但是本例示實施例並不侷限於此，及當使反射鏡 34 傾斜在正面-背面方向上時，能夠測定從垂直於頁面空間的方向上偏離之位置所發出的測定光。如此，當反射鏡（檢流計鏡）34 在雙軸方向上執行掃描及與傾斜同步地隨著時間過去監視由光電探測器 36 所測定的光量時，可從擴散地反射於生命活力用受測點 30 上之光獲得二維測定訊號圖

案。

有關第 6.1.3 節的 (2)，下面說明在與物鏡 31 的光軸呈直角的二維方向上之生命活力用受測點 30 的電流測定位置之位移方向及位移量的測定方法及校正方法（校直方法）。雖然未圖示於圖 14 所說明之光學系統中，但是諸如鋼板彈簧或配線等具有彈性的構件係配置在物鏡 31 與固定構件之間，使得物鏡 31 能夠移動在三軸方向上。另外，三個音圈係與物鏡連接，及三個音圈係局部配置在由固定磁鐵（未圖示）所產生的 DC 磁場中。因此，當電流流動在音圈的每一個中時，由於電磁力的作用，物鏡可移動在三軸中對應的一個之個別方向上。

在本例示實施例中，預定變成生命活力測定訊號的擷取目標之生命活力用受測點 30（如第 6.1.3 節所說明的（3）），及事先儲存自此獲得之測定訊號圖案。此測定訊號圖案指示被獲得作為來自與反射鏡（檢流計鏡）34 的雙軸方向上之掃描同步的光電探測器 36 之測定訊號及指示在生命活力用受測點 30 中之擴散反射光量的分佈之二維影像資訊。物鏡 31 係配置在接近生命活力用受測點 30 之適當位置，及從與此時所獲得之反射鏡（檢流計鏡）34 的雙軸方向傾斜同步之光電探測器 36 所獲得的二維訊號測定圖案（監視訊號）係與事先儲存的上述測定訊號圖案比較。

此時，藉由使用圖案匹配法，計算由目前所獲得的測定訊號圖案所指示之二維影像資訊及與物鏡 31 的光軸呈

直角的方向上之理想位置（由事先儲存的測定訊號圖案所指示之二維影像資訊的影像之中心位置）之間的測定位置之位移方向及位移量。

當如此獲得與物鏡 31 的光軸呈直角的方向上之位移方向及位移量時，電流流動到與物鏡 31 整合在一起的音圈，以便藉由在與其光軸呈直角之雙軸方向上移動物鏡 31 來校直生命活力用受測點 30。在測定週期期間繼續執行此種電反饋，及物鏡係固定在預定位置中（可測量生命活力用受測點 30 處）。

接著將說明沿著物鏡 31 的光軸之方向上的生命活力用受測點之監視測定方法（第 6.1.3 節之（1）及（2）的操作）。基本原理即為：藉由使用共焦（成像）系統的特徵來擷取生命體中具有不同深度之複數個區域的橫剖面影像；計算有關事先儲存的橫剖面影像資訊之圖案相等位準，及測定沿著物鏡 31 的光軸之方向上的電流位置。下面給定其詳細說明。

首先討論的是從生命活力用受測點 30 之位置 α 所發出的光聚集在針孔 35-1 中之事例，如圖 15 所示。從深於位置 α 之位置 δ 所發出的光聚集在位在針孔 35-1 前面的針孔 35-3，及由光電探測器 36-3 測定。同樣地，從淺於位置 α 之位置 ϵ 所發出的光聚集在位在針孔 35-1 後面的針孔 35-2，及由光電探測器 36-2 測定。光柵 37 係配置在圖 15 之測定系統中，以使光軸傾斜，以便在與光軸呈直角之方向上置放位置可從針孔 35-1 改變到針孔 35-3。在

此種光學配置中，當反射鏡（檢流計鏡）在雙軸方向上執行掃描時，與物鏡 31 的光軸呈直角且包括位置 δ 的平面上之測定訊號圖案係獲得自光電探測器 36-3。同樣地，與物鏡 31 的光軸呈直角且包括位置 ϵ 之平面上的測定訊號圖案係獲得自光電探測器 36-2。

同時，事先儲存從生命活力用測定點 30 及生命活力用測定點 30 之較淺側及較深測的區域所獲得之測定訊號圖案。此時，不僅當物鏡位在理想位置（可測量生命活力用受測點 30 處）時所獲得之包括位置 δ 及位置 ϵ 的平面上之測定訊號圖案，並且從朝生命活力用受測點 30 的較淺側或較深側大幅位移之位置所獲得的測定訊號圖案都在此時被儲存。

然後，事先儲存的這些測定訊號圖案係與從光電探測器 36-1 至 36-3 所獲得之測定訊號圖案比較（考量與物鏡 31 的光軸呈直角之二維方向上的位移量之圖案匹配），能夠判斷物鏡 31 目前位在光軸方向上的指定位置之較淺側或較深側。

在此圖案匹配處理中，計算有關事先儲存之對應位置中的測定訊號圖案之目前從光電探測器 36-3、36-1、及 36-2 所獲得的各自測定訊號圖案之相等位準，及估計物鏡 31 係位在相等位準最高的位置。

例如，假設由於計算與事先儲存的測定訊號圖案之相等位準的結果之事例，對應於目前從與反射鏡（檢流計鏡）34 的雙軸方向掃描同步之光電探測器 36-2 所獲得的

二維表面之測定訊號圖案具有相對於從事先儲存之生命活力用受測點 30 所獲得的測定訊號圖案之最高相等位準。

在那事例中，從圖 15 發現物鏡 31 的目前位置離生命活力用受測點 30 太近。在如此的測定結果中，電流流動到與物鏡 31 整合在一起的音圈內，以便沿著光軸向後移動物鏡。當物鏡 31 設定在最適合測量生命活力用受測點 30 之位置時，從與反射鏡（檢流計鏡）34 的雙軸方向掃描同步之光電探測器 36-1 所獲得的測定訊號圖案係與從事先儲存之生命活力用受測點 30 所獲得的測定訊號圖案相匹配。

甚至在物鏡 31 從生命活力用受測點 30 的測量位置大幅位移之事例中，若大位移量時之物鏡 31 的訊號圖案被如上述儲存，則能夠藉由執行與目前訊號圖案之圖案匹配（計算圖案之間的相等位準），來估計物鏡 31 的位移方向及位移量。

6.2.2) 藉由測定生命體表面上的特定位置來估計及設定受測點之位置的方法

在第 6.2.1 所說明的方法中，包括生命活力用受測點 30 之橫剖面圖案被直接測定以找出受測點的位置。另一實施例建議方法如下：當事先找出從生命體表面到受測點的深度時，測定三維的生命體表面之位置，及自動估計受測點的位置。

參考圖 16，下面將說明用以測定距離生命活力用測

定區的生命體表面上之標記位置 40 的相對位置之方法，其被重新建議作為相關於有關生命活力用受測點之位置監視區 46 的另一例示實施例（第二原理）。假設藉由一般家庭用照射燈照射生命體表面，及將生命體表面 41 上擴散地反射的光用於測定。然而，另一本例示實施例並不侷限於此，及可包括特定光源來照射生命體表面 41。

此例示實施例所示之測定受測點的位置之第二原理使用“三角”的原理。即、在圖 16 所示之另一例示實施例中，生命活力用測定區係設置有複數個相機透鏡 42，及配置在複數個相機透鏡 42 後面及能夠測定二維影像之複數個二維光電探測器 43（CCD（電荷耦合元件）感測器）。由於相機透鏡 42-1 的作用，從生命體表面上之標記位置 40 所發出（從生命體表面的標記位置 40 所擴散地反射）的光係聚集在二維光電探測器 43-1 上的一點。同樣地，藉由相機透鏡 42-2 的作用，將光聚集在二維光電探測器 43-2 上的一點。因此，依據係在二維光電探測器 43-1 及 43-2 上且形成影像之生命體表面上的標記位置 40 之投射位置，距離生命活力用測定區係配置到生命體表面 41 之區域的表面點之距離 44 以及側向方向及深度方向上的生命體表面上之標記位置 40 係藉由使用三角來計算。

另外，圖 16 所示之例示實施例具有特徵即為：有關生命活力用受測點之位置監視區 46 及生命活力用測定區 101 係以整合方式設置。由於此種整合設置，若事先找出距離生命體表面之生命活力用受測點 30 的深度，則可估

計從配置生命活力用測定區之區域的表面點 45 到生命活力用受測點 30 之距離。

6.3) 生命活力的測定之光電轉換法

下面說明（3）藉由使用第 6.1.3 節所說明之第二測定方法從生命體中的特定位置擷取生命活力測定訊號之方法（第二測定方法）的基本原理。

6.3.1) 共焦系統的利用

關於第一例示實施例，說明使用第 6.2.1 節所說明的共焦系統與技術裝置之方法。此例示實施例的基本原理具有特徵即為：‘從生命體中之一點發出到每一方向的光再次聚集於共焦位置或影像形成位置中之一點上’的光學原理被應用，及‘聚集於共焦位置或影像形成位置中之一點上的光被擷取，以便測定從生命體中之對應點所發出的光’。

圖 17 圖示被組構成依據此基本原理測定來自生命體中的特定位置之生命活力測定訊號的訊號測定區中之生命活力測定用光學系統的一例示實施例。另外，圖 18 及 19 圖示圖 17 之生命活力測定用光學系統的理論。

圖 17 之例示實施例圖示光學系統，其能夠同時測量在生命體中具有不同深度的三個平面區（ δ 、 α 、 ε ）上之生命活力。即、在由物鏡 31 及測定透鏡 32 所構成之光學系統中，二維液晶快門 51-1 係配置在對應於生命體中生

命活力用受測點 30α 的平面區之影像形成表面的位置中。在二維液晶快門 51-1 中，針孔形狀透光區 56 可被局部設定成如圖 19(a)所示。

因此，在通過二維液晶快門 51-1 的光束之中，只有通過此透光區 56 之光束可被傳送。結果，只有從與此透光區 56 的共焦關係（影像形成關係）中之生命活力用受測點 30α 中的一點所發出（所擴散地反射）之光可到達側向一維校直光測定單元 54-1 及縱向一維校直光測定單元 55-2。

因此，從由包括點 α 的二維平面所構成之生命活力用受測點 30α 所測定的生命活力測定訊號係直接由側向一維校直光測定單元 54-1 及縱向一維校直光測定單元 55-2 所測定（稍後將說明其細節）。另一方面，二維液晶快門 51-3 係配置在對應於位在深於生命活力用受測點 30α 且由包括點 δ 的平面區所構成之生命活力用受測點 30δ 的影像形成表面上。藉此，從受測點 30δ 所測定之二維的生命活力測定訊號係藉由側向一維校直光測定單元 54-3 及縱向一維校直光測定單元 55-3 所測定。

另外，二維液晶快門 51-2 係配置在對應於位在淺於生命活力用受測點 30α 且由包括點 ϵ 的平面區所構成之生命活力用受測點 30ϵ 的影像形成表面上。藉此，從受測點 30ϵ 所測定之二維的生命活力測定訊號係藉由側向一維校直光測定單元 54-2 及縱向一維校直光測定單元 55-2 所測定。

在圖 17 中，能夠自動打開及關上特定區之二維液晶快門 51 被用於從生命活力用受測點 30 所獲得的光（或電磁波）之擷取。然而，本例示實施例並不侷限於此，及使用 EO（電光學）或 AO（聲光學）之二維調變元件可被使用作為能夠自動打開及關上特定區的光學組件。另外，亦可使用無法自動打開及關上特定區之固定型機械針孔或縫隙、或非常小的折射透鏡或衍射元件。

同時，作為位置之測定及位置控制以獲得生命體中的生命活力測定訊號之方法（第 6.1.3 節所說明之操作（1）及（2）），此方法係與包括圖 17 所示之生命活力測定用光學系統的生命活力用測定區（見第 6.1.3 節之詞語定義）一起使用，採用圖 14 及圖 15 所示以及第 6.2.1 節所說明之“測定生命體中的橫剖面影像”之方法。

若從此生命體的特定橫剖面區測定擴散反射光量的二維變化圖案，則能夠不僅找到特定橫剖面上之神經元中的神經元細胞體 1 及軸索 2 之位置及神經肌接合 5 的位置，而且找到肌肉細胞 6 及神經膠質細胞（星細胞）的位置。

鑑於此，從在作為測量對象的特定橫剖面上（如、神經細胞體或軸索中的特定位置）希望測定到之生命活力的位置所發出（擴散地反射）之光（或電磁波）係由物鏡 31 及測定透鏡 32 聚集，及在聚集位置中（生命活力用受測點 30 的影像形成位置或共焦位置）擷取光。

此處將參考圖 18 詳細說明藉由使用如圖 17 所示之生命活力測定用光學系統來測定來自生命體中的特定位置之

生命活力測定訊號的原理。在圖 18 中，從生命活力用受測點 30α 所發出（擴散地反射）的光係聚集（成像）在二維液晶快門 51 上的光點 μ 中。因此，只在此光點局部打開液晶快門，以便在二維液晶快門中形成透光區 56μ 。同樣地，聚集（成像）從生命活力用受測點 30β 所發出（擴散地反射）的光之光點 ζ 被採用作為二維液晶快門中的透光區 56ζ 。

同時，從不同於上述光點之位置 η 所發出（擴散地反射）的光（見圖 18 中之“波浪線”所示的測定光的光學路徑 33）大幅散開在二維液晶快門 51 上，因此，大部分的光被二維液晶快門 51 阻隔。如此，只有非常小的光量通過二維液晶快門中的透光區 56μ ，但是通過的光量非常小。結果，光被埋藏在縱向一維校直光測定單元 55 上的雜訊成分中。

如上述，藉由在對應於生命體中之特定橫剖面的影像形成表面或共焦位置中“選擇性擷取通過特定區的光或電磁波”，能夠選擇性擷取來自生命體中的特定位置之生命活力測定訊號。鑑於此，藉由改變用以選擇性擷取通過特定區的光或電磁波之光學元件的配置，能夠沿著生命體中的深度方向同時測定不同位置的複數個區中之生命活力。

在那事例中，以光量將從生命體所獲得之光或電磁波分裂成複數個光束或電磁波，及用以選擇性擷取通過特定區的光或電磁波之光學元件係位在如此分裂的複數個光束（電磁波）之各自影像形成表面（共焦位置）上。

在圖 17 中，二維液晶快門 51-1 係配置在對應於生命活力用受測點 30 α 的影像形成表面上，及二維液晶快門 51-3 及 51-2 係配置在對應於生命活力用受測點 30 δ 及 30 ε 的各自影像形成表面上。

同時，在圖 17 中，從生命體所獲得之光或電磁波被光柵 37 分裂成行進在三方向上之光束（電磁波），但是並不特別限制。藉由改變光柵 37 的設計，從生命體所獲得之光或電磁波可被分裂成行進在五個方向上之光束（電磁波）或者行進在七個方向上之光束（電磁波）。另外，作為分裂從生命體所獲得的光或電磁波之光量分裂機構，可使用半透鏡、半稜鏡、或極化鏡或稜鏡。

下面說明直接獲得生命活力測定訊號之方法。如圖 18 所示，在藉由使用二維液晶快門 51 只擷取生命體中之特別生命活力用受測點 30 所獲得的光或電磁波之後，光電探測器係配置在由聚光透鏡 52 所構成之聚光平面（再成像表面）上，及生命活力測定訊號係藉由使用光電轉換所獲得。另一選擇是，此處可配置諸如 CCD 感測器等二維光測定元件（光感測陣列）。

然而，例如，在試圖測定如神經系統中之膜電位變化的測定之在生命體中快速改變的動態生命活力之事例中（如、“同時追蹤複數個神經元中之隨著時間過去的各自活動電位變化”），CCD 感測器無法達成足夠的反應速度。

相反地，在圖 17 至 19 所示之例示實施例中，能夠追

蹤隨著時間過去高速變化之一維校直光測定單元 54 及 55，係以矩陣方式組合，使得能夠同時及即時測定二維表面上的高速變化。尤其是，由光量將通過聚光透鏡 52 之光或電磁波分裂成幾段，及各自光束（電磁波）被指向側向一維校直光測定單元 54 及縱向一維校直光測定單元 55。在圖 17 中，用以藉由光量分裂通過聚光透鏡 52 的光，使用光分佈用光柵 53，其中第 0 級透射比約為 0% 及第 +1 級透射比對第 -1 級透射比之比率約為 1:1。然而，本例示實施例並不侷限於此，及可使用半透鏡、半稜鏡、或極化鏡或稜鏡作為光量分裂機構。

下面說明有關藉由組合具有彼此傾斜的校直方向之側向一維校直光測定單元 54 與縱向一維校直光測定單元 55 來獲得生命活力測定訊號的方法，參考圖 19。

光測定單元 a 至 j 係配置在一為方向（側向方向）上，可同時獨立測定及光測定單元 a 至 j 的各自訊號。雖然此處未圖示，但是各自前置放大器及訊號處理電路係獨立連接到光測定單元 a 至 j，使得可隨著時間過去平行監視光測定單元 a 至 j 的測定光量之各自高速變化。因為可平行測定各自光測定單元 a 至 j 的測定光量之變化，所以能夠測定出現在唯一一處之非常快速及些微的變化而不會漏看。

另外，在圖 19(b)所示之側向一維校直光測定單元中，可隨著時間過去測定一維方向上之測定光量的平行變化。另外，與從朝側向一維校直光測定單元的校直方向傾

斜之校直方向上校直的縱向一維校直光測定單元 k 至 t (非平行關係) 所獲得之測定光量的變化上的資訊段組合可擷取二維平面的一點中之測定光量的變化。

即、“能夠同時獨立測定訊號之複數個光測定單元群組（側向一維校直光測定單元 54 及縱向一維校直光測定單元 55）被配置，使得光測定單元的各自校直方向彼此傾斜（非平行），及從各自光測定單元群組所獲得之複數個測定訊號（從各自群組中之光測定單元 a 至 j 及光測定單元 k 至 t 所獲得的測定訊號）以矩陣方式組合”。因此，可隨著時間過去獨立且連續測定僅從被組構成二維之生命活力用受測點 30 內的特定光點所獲得之測定訊號的高速變化。這是圖 19 所示之本例示實施例的特徵。

同時，在圖 19 的 (b) 及 (c) 中，各自光測定單元群組中之光測定單元的校直方向係設定在彼此呈直角，但是本例示實施例並不侷限於此，及只要光測定單元的配置方向非平行，光測定單元的校直方向之間的傾斜角度可與 90 度大不相同。

下面參考圖 19 更特別說明。首先，其假設由於藉由使用圖 14 及 15 所示之（見第 6.2.1 節）光學系統所執行的第 6.1.3 節之 (1) 中所說明的內部結構之分析，所以在生命活力用受測點 30 中找到五個神經元細胞體。然後，執行第 6.1.3 節的 (2) 中所說明之位置控制，及即使測量用生命體（如、受檢查者）移動到某種程度，物鏡 31 亦仍連同生命體的移動而移動，使得經過生命活力的測定之

位置相當固定。

隨後，隨著第 6.1.3 節的（3）所示之生命活力訊號的擷取操作，在對應於生命活力用受測點 30 中的五個神經元細胞體之位置的二維液晶快門 51 上之影像形成位置中局部打開快門，以便在二維液晶快門中形成透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 。

然後，由於聚光透鏡 52 的操作，通過二維液晶快門中之透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 的各自光束係聚集在側向一維校直光測定單元 54 中之光測定單元 b 中的點 ζ' 、光測定單元 d 中的點 θ' 、光測定單元 f 中的點 λ' 、光測定單元 h 中的點 μ' 、及光測定單元 j 中的點 ξ' 。同樣地，通過二維液晶快門中之透光區 56λ 、 ξ 、 θ 、 μ 、及 ζ 的各自光束係聚集在縱向一維校直光測定單元 55 中之光測定單元 l 中的點 λ' 、光測定單元 n 中的點 ξ' 、光測定單元 p 中的點 θ' 、光測定單元 r 中的點 μ' 、及光測定單元 t 中的點 ζ' 。

例如，當與二維液晶快門中之透光區 56μ 具有影像形成關係之神經元激發活動電位時，位置 μ' 中之會聚光的強度立即改變以回應活動電位。結果，從光測定單元 h 及 r 獲得測定訊號。如此，藉由得知於側向一維校直光測定單元 54 及縱向一維校直光測定單元 55 中之光測定單元，可獲得測定訊號，找到生命活力用受測點 30 中哪一個神經元激發活動電位。

然後，如稍後將說明一般，在生命活力測定電路中執行脈衝計數，及計算每一神經元的特定時間中之活動電位

數目以測定活動狀態。

上述說明論及神經元的活動電位（對應於“神經系統中的膜電位變化”）作為生命活力的測定之例子。然而，本例示實施例並不侷限於此，及若軸索 2、神經肌接合 5、或肌肉細胞 6 的路徑被設定成對應於二維液晶快門中之透光區 56 的影像形成位置，則可測量軸索 2 中之訊號傳送狀態或到肌肉的訊號傳送狀態。

在上述之例示實施例中，二維液晶快門中之透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 的各自尺寸（孔徑尺寸）被設定成極小，及測定生命活力用受測點 30 上之每一小區域的生命活力，諸如神經元或一肌肉細胞 8 中之一神經元細胞體 1、軸索 2 或神經肌接合 5 等。此例示實施例的其他應用實施例係如下：（1）在圖 17 中，所有二維液晶快門 51-1、51-2、51-3 只配置在對應於具有相同深度的位置之共焦位置或影像形成位置（如，在生命活力用受測點 30 α ），以便測定對應於具有特定深度之固定位置的二維方向上之生命活力；及（2）在圖 19 中，可使二維液晶快門中之透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 的各自尺寸（孔徑尺寸）變得較大，使得能夠測定生命活力用受測點 30 α 上之較大範圍中的生命活力。在此事例中，圖 19(b)及(c)中之聚光光點 ζ' 、 θ' 、 λ' 、 μ' 、及 ξ' 的每一個包括有關生命活力用受測點 30 α 中之複數個神經元的活力訊號。因此，即使在聚光光點的其中之一測定對應於一活動電位的脈衝式訊號，仍無法指明激發活動電位的單一神經元。然而，藉

由測定對應於聚光光點中之活動電位的脈衝式訊號的出現頻率，可測定由生命活力用受測點 30α 中之複數個神經元所構成的特定區之活動狀態。

以廣義而言，此應用實施例能夠稍微抓住生命活力（與每一神經元的活力比較）。此測定方法的特定目的之例子為腦皮質中之每一柱的活力測定。

當使二維液晶快門中之透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 的各自尺寸（孔徑尺寸）變得較大時，來自具有不同深度的位置之神經元的活動電位訊號容易漏洩。此處，人類中之腦皮質的厚度稍微小於 2mm，使得從比深度方向上之腦皮質更淺側或更深側中的位置獲得活動電位訊號之可能性低。因此，若在此應用實施例中以質量測定在腦皮質的厚度之 2mm 內的神經元之活力，則解決從具有超出範圍的不同深度之位置漏洩活動電位訊號的問題（因為沒有活動電位訊號出現在比那更淺側或更深側）。

另外，腦皮質係由約寬度 0.5 至 1.0 mm 的柱（column）所構成，及說明在鄰近柱之間具有相當小的訊號傳送。因此，當根據柱尺寸（約 0.5 至 1.0 mm）設定二維液晶快門中之透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 的各自尺寸（孔徑尺寸）時，可測定每一柱的活動狀態（如、每一柱單位之活動電位測定頻率特性）。

另一方面，在腦皮質中，具有每一柱單元執行資訊處理之許多部分。鑑於此，本例示實施例可有效解決每一柱單元如何執行資訊處理，及第一時間找出其細節。除了上

述的測定方法之外，本例示實施例具有如此種技術裝置如下：（3）一維液晶快門 51 阻隔鄰近位在二維液晶快門中之透光區 56 的目標柱之柱的影像形成位置中之光，以便防止測定到來自鄰近柱之活動電位訊號，及“另一二維液晶快門 51 中之另一透光區 56”係配置在鄰近柱的影像形成位置中，使得由另一光測定單元 54 及 55 測定來自鄰近柱的活動電位訊號；及（4）藉由使用在（3）中由不同的光測定單元 54 及 55 獲得自彼此鄰近的柱之活動電位訊號，藉由訊號的計算處理來去除來自鄰近柱之串音（測定訊號的漏洩）。藉由從鄰近柱去除串音，此產生提高每一柱單元之訊號測定準確性的效果。

上述說明論及測定方法，其中測量對象的測定範圍為在二維液晶快門中之透光區 56 的對應影像形成位置之約 10 至 $1000\mu\text{m}$ ，是相當窄的區域。相反地，在藉由使用圖 17 所示的生命活力測定用光學系統測定周圍區之血液中的氧濃度變化之事例中，必須設定更寬廣的測定範圍。此外，必須進一步加寬二維液晶快門中之透光區 56ζ 、 θ 、 λ 、 μ 、及 ξ 的各自尺寸（孔徑尺寸），以與如此寬廣設定之測定區域一致。在此事例中，雖然圖 17 未圖示，但是設置圖 17 所示之複數個生命活力測定用光學系統，及各自選擇性傳送具有波長 780nm、805nm、及 830nm 的光之濾色器亦被配置在測定光的光學路徑 33 中。然後，分開測定具有各自波長 780nm、805nm、及 830nm 的光束，及計算有關測定光量的它們之間的比率。（1）根據有關具

有各自波長 780nm、805nm、及 830nm 的測定光束之間的測定光量之比率的時間相依變化，或者（2）藉由比較在測定期間所獲得的值與具有各自波長 780nm、805nm、及 830nm 的測定光束之間的測定光量之比率的初步測量值（參考值），來執行此事例中之生命活力的測定方法。

6.3.2) 藉由成像光學系統之空間變化及時間相依變化的擷取

作為有關第 6.3.1 節所說明之方法的另一應用實施例，下面說明生命活力測定用光學系統，其不需要此種高空間解析度且其適用於藉由使用簡化的生命活力測定用光學系統以低成本容易（一般）地測定生命活力之事例。

在下述之生命活力測定用光學系統的應用實施例中，光電探測器 36 係配置在對應於生命體中之生命活力用受測點 30 的影像形成位置中（在置放對應於其測定區的光測定單元之位置中），如圖 20 所示。根據生命體（受檢查者）的移動，成像透鏡 57 在光軸方向上自動移動，使得即使生命體（受檢查者）移動，光電探測器 36 仍總是在對應於生命活力用受測點 30 的影像形成位置中。

尤其是，當生命體（受檢查者）移動及光電探測器 36 離開影像形成位置時，藉由使用第 6.2.2 節及圖 16 所說明的方法估計（局部地對應於（1）及（2）的校直操作）生命體（受檢查者）之方向及移動量。若由於此找出必要的校正量，則成像透鏡 57 在光軸方向上自動移動以

被校正，作為對應於第 6.1.3 節的（2）之剩餘操作的位置控制。

在圖 20 所示之例示實施例中，成像透鏡 57 係連同前向電動機（未圖示）一起工作，及根據前向電動機的驅動操作，成像透鏡 57 沿著光軸方向移動。

此處，如圖 16 所說明之測量對象的位置測定使用一般可見光。另一方面，生命活力測定用光學系統使用近紅外光（或紅外光）。鑑於此，濾色器 60 係配置在測定光的光學路徑 33 中間，使得用於測量對象的位置測定之可見光不會混合到生命活力測定用光學系統內成為雜訊成分。

此處，假設神經元激發生命活力用受測點 30 α 中的活動電位之事例。當神經元激發活動電位以改變膜電位 20 時，短時間出現第 4.7 節所說明之近紅外光（或紅外光）的波長之光吸收。結果，在位置 α 中具有對應波長的光之擴散反射強度（或傳送光強度）減少。如圖 20(a)所示，當光電探測器 36 係配置在對應於生命活力受測點 30 之影像形成位置時，對應於受測點 30 之生命活力測定訊號 58 僅出現在位在對應於光電探測器 36 中之位置 α 的共焦（成像形成）位置之光測定單元 W。

若神經元激發遠離生命活力用受測點 30 的位置 δ 中之活動電位（如、從生命體表面 41 觀看，深於生命活力用受測點 30 的位置），則擴散地反射在位置 δ （或者通過位置 δ ）之測定光的光學路徑 33 曾經會聚在光電探測

器 36 前面的位置中，而後具有橫剖面光點尺寸之大尺寸的測定光投射在光電探測器 36 之廣泛區域上。結果，不僅在光電探測器 36 中之光測定單元 U 至 X 的大範圍中測定生命活力測定訊號 58，而且從一光測定單元所測定之生命活力測定訊號 58 的測定訊號振幅與圖 20(a)比較大幅降低。

鑑於此，只有當只從一光測定單元獲得具有大測定訊號振幅之生命活力測定訊號 58 時，判斷測定生命活力用受測點 30 上的生命活力，及生命活力測定訊號 58 被擷取。

另一方面，若在像圖 20(b)的非影像形成位置中激發活動電位，則在各自光測定單元 U 至 X 中所測定之生命活力測定訊號 58 在大多事例中具有非常小的測定訊號振幅，使得它們無法被測定及被埋藏在雜訊成分之中。

上述說明論及神經系統中的膜電位變化被測定作為生命活力測定訊號 58 之事例。本例示實施例並不侷限於此，及在測定周圍區中之血液的氧濃度變化之事例中，必須配置圖 20 所示之複數個生命活力測定用光學系統，及各自選擇性傳送具有波長 780nm、805nm、及 830nm 的光之濾色器 60 係配置在測定光的光學路徑 33 中間。然後，分開測定具有各自波長 780nm、805nm、及 830nm 的光束，及每一光測定單元計算它們在測定光量之間的比率。

當生命活力測定訊號 58 係獲得自位在對應於如圖 20(a)所示之光電探測器 36 的影像形成位置之生命活力用

受測點 30 時，來自特定光測定單元的測定光量之比率明顯改變。因此，與其他光測定單元比較，只有在測定光量中具有顯著比率之測定訊號被擷取作為生命活力測定訊號 58。不利地是，當測定光量中的各自比率在鄰近光測定單元 U、V、及 W 之間不是如此不同時，它們會在圖 20(b) 的狀態中。鑑於此，這些單元的訊號不被擷取作為生命活力測定訊號 58。

如此，(A) 當獲得自附近光測定單元之測定光量彼此比較及特定光測定單元的值（或比率）大幅改變（在光電探測器 36 中具有高空間解析度）時，只有特定光測定單元的訊號成分被擷取作為生命活力測定訊號 58。另一選擇是，可根據 (B) 各個光測定單元中具有各自波長 780nm、805nm、及 830nm 的測定光束之間的測定光量之比率的時間相依變化，或者 (C) 藉由比較在測定期間所獲得的值與具有各自波長 780nm、805nm、及 830nm 的測定光束之間的測定光量之比率的初步測量值（參考值），來擷取生命活力測定訊號 58。

另外，除此之外，如圖 20 所示之生命活力測定用光學系統可被應用到藉由溫度計的溫度變化測量。在此事例中，如圖 16 所示之位置測定用光學系統亦可一起用來校直。即、如圖 20 所示，當使深於生命體表面 41 之生命體內的那部分活動時，血液流動增加及生命體表面 41 的溫度局部增加。測量此時的生命體表面 41 之溫度分佈，及間接測量生命活力用受測點 30 的活動狀態。在此事例

中，生命體表面 41 的溫度分佈被擷取作為生命活力測定訊號 58。

在測定“神經系統中的膜電位變化”及“周圍區中之血液的氧濃度變化”的至少其中之一的事例中，通常使用 CCD 感測器作為圖 20 的光電探測器 36。在連續（隨著時間過去）測定生命活力用受測點 30 中之局部高速變化的事例中，CCD 感測器的回應速度不足以用於測定。在此例示實施例中，設置前置放大器給以二維方式配置之各自光測定單元 38-01 至 38-15，使得同時平行測定光測定單元 38-01 至 38-15 的測定光量，及連續（隨著時間過去）測定生命活力用受測點 30 中之局部高速變化。

圖 21 圖示在此種事例中之光電探測器 36 的組態。由光測定單元 38-01 至光測定單元 38-05 所構成之光測定單元群組為一維校直光測定單元，類似於圖 19(b)及(c)。光測定單元 38-01 至 38-05 係個別且直接連接到生命活力測定電路的各自前部 85。

在光電探測器 36 的半導體晶片上，以整體方式形成光測定單元 38 及其對應的生命活力測定電路之前部 85（藉由一起圖案化在同一半導體晶片上）。另一選擇是，可以混合方式形成光測定單元 38 及其對應的生命活力測定電路之前部 85，其中它們係藉由分開的半導體晶片所構成且並排配置在光電探測器 36 的表面上。

對應於光測定單元 38 之生命活力測定電路的前部 85 包括結合在其內之前置放大器及簡單訊號處理單元（脈衝

計數電路），及其輸出係連接到輸出自測定電路的前部及後部之測定訊號線 62。因為光測定單元 38 係連接到光電探測器 36 中之其對應的生命活力測定電路之前部 85，所以即使訊號非常弱，仍可穩定且準確地擷取生命活力測定訊號，而不會接收到干擾雜訊的任何影響。

鄰近於由光測定單元 38-01 至光測定單元 38-05 所構成之光測定單元群組，由光測定單元 38-11 至光測定單元 38-15 所構成之光測定單元群組係利用一些空間來配置，及光測定單元 38 的每一個係連接到其對應的生命活力測定電路之前部 85。利用以二維方式如此配置之光測定單元 38-01 至光測定單元 38-15，可以高速且連續地獨立測定出現在生命活力用受測點 30 的二維中之各個生命活力。

在圖 21 所示之光電探測器 36 上，對應於光測定單元 38 之生命活力測定電路的前部 85 係配置在大區域中。作為防止來自生命活力用受測點 30 的測定光投射在此區域上之技術裝置，如圖 22 所示，雙凸透鏡 68 係配置在測定光的光學路徑 33 中間（在成像透鏡 57 與光電探測器 36 之間）。雙凸透鏡 68 具有複數個圓柱透鏡（在其每一個中透鏡表面局部具有圓柱形狀）係設置成直線的形狀，及具有局部改變測定光的光學路徑 33 之功能。

此處，為了簡化說明，在從生命活力用受測點 30 上的各自光點所發出（擴散式反射或傳送）之測定光射線的光學路徑 33 之中，圖 22 僅圖解通過成像透鏡 57 的中心

之光射線的光學路徑。藉由使用圖 22 之雙凸透鏡 68 的光學折射，從生命活力用受測點 30 上的各自光點所發出之測定光射線到達光測定單元 38-2 至 38-4。然而，對應於光測定單元 38 之生命活力測定電路的前部 85 被組構成不被這些測定光射束照射。

同時，圖 22 所示之例示實施例利用雙凸透鏡 68，使得來自生命活力用受測點 30 之光（或電磁波）不投射在設置對應於光電探測器 36 中的光測定單元 38 之生命活力測定電路的前部 85 之區域上，而僅投射在設置光測定單元 38 的區域上。

然而，本例示實施例並不侷限於此，及用以只投射光在光電探測器 36 中的特定區上之其他極化元件或局部光阻隔元件係可配置在測定光到光電探測器 36 的光學路徑 33 之途中上。作為上述其他極化元件的例子，可使用閃耀衍射元件（在特定區中具有斜角）（如、具有第 0 級光及第 -1 級光的透射比幾乎 0%，及 +1 級光的透射比幾乎為 100% 之特色的衍射光柵）。

6.3.3)測定核磁共振特性的高速變化之方法

作為此例示實施例的另一應用實施例，下面參考圖 23 及圖 24 說明用以測定核磁共振特性的高速變化之方法。

當一神經元激發活動電位時，其膜電位暫時改變，其由於核磁共振（藉由氫核中的磁力共振之激發）而產生第

5.2 節所說明之化學位移值的範圍中之電磁波的吸收以及依據之後所出現的激發鬆弛之電磁波的發射。

另一方面，當使神經系統中特定區域（複數個神經元所構成之相當廣的區域）活動時，特定區域中之複數個神經元短時間重複激發其活動電位。鑑於此，藉由使用 MRI 或 fMRI，神經系統中之特定區域的活動狀態可被測定作為生命活力測定訊號，非作為一神經元中的單一活動電位，但是作為特定空間區域中之特定時間範圍所平均的訊號。因此，在第 6.3.1 或 6.3.2 節所說明之實施例的另一可選擇例示實施例中，藉由使用 MRI（磁力共振成像）或 fMRI（功能性 MRI）來測定第 5.2 節所說明之化學位移值的範圍中之核磁共振特性的局部變化，及藉此測定對應於神經元的膜電位變化之生命活力測定訊號。

然而，在此另一可選擇例示實施例中，可被測定之生命活力測定訊號的時間解析度只具有等於目前 MRI 或 fMRI 的位準之位準。就此點而言，因為習知技術 2 的時間解析度及空間解析度低，所以無法測定一神經元的單一活動電位。

圖 23 圖示另一應用實施例，其可解決此問題及測定核磁共振特性的內部高速變化。在圖 23(a)中，設置（超導）磁鐵 73 及磁場備製用線圈 72 之平面、設置激發線圈 74 之平面、以及設置用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 之平面係配置成彼此呈直角。此處，類似於習知 MRI 或 fMRI，（超導）磁鐵 73 被用於

從外面施加 DC 磁通密度。而且，磁場備製用線圈 72 係配置用於磁通密度的空間分佈校正以在欲待測定的有機體之部分 75（受檢查者的頭部）中形成均勻的磁通密度，以及用於根據第 5.2 節所說明之化學位移值來精密調整 DC 磁通密度的值。在某些事例中，此磁場備製用此線圈 72 可被用在習知 MRI 裝置或 fMRI 裝置。

此處，主要假設人體的頭部作為圖 23 所示之應用實施例的測量用目標有機體之生命活力的測定之目標。然而，應用實施例並不侷限於此，及在諸如人體中的心臟等內臟器官或四肢內部上可執行生命活力之測定。另外，有機體並不侷限於諸如狗或貓等哺乳動物，及包括微生物之任何有機體都可被設定在欲待測定的有機體之部分 75。

另外，此應用實施例具有“可將欲待測定的有機體之部分 75（受檢查者的頭部）放入或取出經過激發線圈 74”之特徵。因此，藉由增加激發線圈 74 的尺寸，可在像人類的大有機體之內部上執行生命活力的測定。此亦產生如下此種有利點：可自由使用測定核磁共振特性的高速變化之表面（配置用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 之平面）。下面特別說明此情況。為了測定生命活力，必須使欲待測定的有機體之部分 75 藉由（超導）磁鐵 73 及磁場備製用線圈 72 所形成之各自 DC 磁通密度分佈的區域放入取出，及需要下面條件：a) 將提供欲待測定的有機體之部分 75 的空間固定在 DC 磁通密度分佈的區域中；以及 b) 固定可使欲待測定的有機體之部

分 75 放入取出的空間。

甚至在習知 MRI 裝置或 fMRI 裝置中亦需要這些條件。然而，在這些習知裝置中，可使欲待測定的有機體之部分 75 放入取出的空間通常設置在測定線圈側（未圖示於圖 23），其係設置用於測定核磁共振特性的變化。

同時，如圖 23 的應用實施例所示，在用以產生 DC 磁通密度之（超導）磁鐵 73 的一側上未具有可使欲待測定的有機體之部分 75 放入取出的空間。若使欲待測定的有機體之部分 75 放入取出的空間係設定像在習知 MRI 裝置或 fMRI 裝置中之測定核磁共振特性的變化之平面的一側上（配置用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 之平面），則大幅限制此平面上的實體配置，藉以大幅減損核磁共振特性的變化之測定方法的自由度。相反地，圖 23 中的配置大幅提高核磁共振特性的變化之測定方法的自由度。

然而，因為激發線圈 74 四周的長度（周長）在圖 23 的配置中較長，所以激發線圈 74 中的電阻值上升，如此產生激發線圈 74 的頻率特性容易減少之問題。此應用實施例具有構成激發線圈 74 之佈線桿的橫剖面被加寬以便減少電阻值之此種技術裝置，藉以解決上述問題。

圖 23 所示之應用實施例具有下面特徵：用以測定核磁共振特性的變化之複數個測定單元 80 係配置成二維陣列形式，其各個包括用以測定具有短於激發線圈 74 的周長之周長的生命活力之測定線圈 84（見圖 23(a)）；以及

用以測定核磁共振特性的變化之一測定單元 80 被組構成包括生命活力測定電路的前部 85，以便具有獲得自測定線圈 84 的測定訊號之放大功能（前置放大器功能）及等同前部位準的訊號處理功能（見圖 23(b)）。

此處，當將測定線圈 84 的單一周長設定成短於激發線圈 74 時，測定線圈 84 中之電阻值降低，及藉由測定線圈 84 的訊號測定之頻率特性提高。此能夠更準確地測定高速改變的生命活力測定訊號。

同時，因為在習知 MRI 裝置或 fMRI 裝置中將前置放大器設置於測定線圈外面（未圖示於圖 23），所以經由測定線圈及前置放大器之間的纜線將干擾雜訊混入。另一方面，在此應用實施例中，用以測定核磁共振特性的變化之一測定單元 80 被組構成對獲得自各個測定線圈 84 的測定訊號具有前置放大器功能，以及等同前部位準的訊號處理功能，使得能夠降低干擾雜訊的混合，及可穩定且準確地獲得生命活力測定訊號。

下面特別說明此特徵。如圖 23(a)所示，在頁面空間上，用以測定核磁共振特性的變化（一種生命活力測定訊號）之二維排列的單元陣列 71 係配置在欲待測定的有機體之部分 75（受檢查者的頭部）的較淺側（未圖示）及較深側二者上。在用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 之每一個中，用以測定核磁共振特性的變化之測定單元 80（各個具有如圖 23(b)所示的組態）係配置成二維以便形成陣列組態。

此處，如圖 23(b)所示，設置在生命活力測定電路的前部 85 中之電力線和接地線 81 以及用於系統時脈+時間戳記訊號之傳送線 82 係配置成與測定線圈 84 呈直角。理由如下：此種配置不僅防止流經用於系統時脈+時間戳記訊號之傳送線 82 的傳送訊號（系統時脈和時間戳記訊號）漏洩至測定線圈 84，而且防止電力線和接地線 81 對測定線圈 84 有不利的影響。另一方面，在此應用實施例中，核磁共振特性的變化之測定（生命活力的測定）的時序被轉換成輸出自生命活力測定電路的前部 85 之生命活力測定訊號的輸出時序，反之亦然，藉以提高核磁共振特性的變化之測定（生命活力的測定）的測定準確性。另一選擇是，如圖 23(b)所示，若生命活力測定訊號用輸出線 83 係配置成與測定線圈 84 呈直角，則能夠防止來自生命活力測定訊號用輸出線 83 的輸出訊號漏洩到測定線圈 84。此能夠同時執行核磁共振特性的變化之測定（生命活力的測定）及生命活力測定訊號的輸出，使得可長時間週期執行核磁共振特性的變化之測定（生命活力的測定）。

當一神經元激發活動電位時，其膜電位暫時改變，其產生對應於第 5.2 節所說明之化學位移值的電磁波之吸收及發射。電磁波的吸收/發射特性根據活動電位圖案而改變，及其變化訊號出現在測定線圈 84 中。

雖然在圖 23(b)省略，但是此測定線圈 84 的端部直接連接到生命活力測定電路的前部 85 中之前置放大器。因此，當對應於發生在一神經元中之活動電位圖案的生命活

力測定訊號出現在測定線圈 84 時，生命活力測定訊號被前置放大器放大。如此放大的訊號通過隨著供應自生命活力測定電路的前部 85 中之激發線圈 74 的電磁波頻率調整之帶通濾波器（或測定器電路），使得只有對應於化學位移值的電磁波成分被取出，及藉由 A/D 轉換器（類比對數位轉換器）將訊號轉換成數位訊號且暫時儲存在記憶體區。如此，由於帶通濾波器（或測定器電路）的操作導致測定訊號的 S/N 比大幅提高。然而，此測定訊號非常微弱，因此在生命活力測定電路的前部 85 中經過訊號處理（前部處理）以更加增加測定準確性。

即、因為出現在神經元中之活動電位圖案被事先決定，所以對應那之活動電位圖案係儲存在生命活力測定電路的前部 85。然後，在不同的檢查時序中，在事先儲存之對應於活動電位的此測定圖案與暫時儲存在記憶體區的測定訊號之間執行圖案匹配計算（需注意的是，此時執行振幅值的標準化處理）。當圖案匹配的計算結果大於特定值時，認為神經元的活動電位已出現，及“測定時間”及“測定振幅值”暫時儲存在記憶體中。

如第 1.3 節已說明一般，神經衝動的期別 24 約為 0.5 至 4 ms。因此，為了在期別期間於此變化上準確且有效地執行訊號處理，希望圖 23(b)中用於系統時脈+時間截記訊號之傳送線 82 上所傳送的系統時脈頻率在 10kHz 至 1MHz 的範圍中。指定時間截記訊號作為沿著此系統時脈頻率每一時脈以 1 增加的計數值（每一個系統時脈添加

“1”）。另外，此時間戳記訊號（此二元計數值與系統時脈的時序同步且順著 NRZI（不歸零就反向）轉送），及重複特定次數之系統時脈被隨著時間過去交替安排且轉送。當此時間戳記訊號的頂位元已到達生命活力測定電路的前部 85 之時間被採用作為“由時間戳記訊所指示的時間”，及用以測定核磁共振特性的變化之所有測定單元 80 與此時間同步。

最初，在生命活力測定電路的前部 85 中，神經元的活動電位之“測定時間”及“測定振幅值”暫時儲存在記憶體中，以回應來自用於系統時脈+時間戳記訊號之傳送線 82 的傳送訊號。如此儲存在記憶體中達特定時間週期之資訊在從外面所指定的時序被輸出到生命活力測定訊號用輸出線 83 。

此處，在生命活力測定訊號用輸出線 83 中，輸出時序被指派給用以測定核磁共振特性的變化之各個測定單元 80，及暫時儲存在記憶體中之訊號在此事先指定的時序中透過生命活力測定訊號用輸出線 83 傳送。

如此，來自用以測定生命活力測定訊號用輸出線 83 所收集之核磁共振特性的變化之所有測定單元 80 的訊號被用於：(a) 依據統計處理來達成測定訊號的高準確性及高可靠性；及 (b) 計算生命體中的活動電位激發（或活動）區。在生命活力測定電路的後部（未圖示）執行上述 (a) 及 (b) 。

下面首先說明前一處理。來自用以測定核磁共振特性

的變化之所有測定單元 80 的每一訊號包括活動電位的“測定時間”。因此，當能夠精確地測定活動電位時，活動電位的測定訊號係在同一時序獲得自用以測定核磁共振特性的變化之相鄰測定單元 80。

因此，若在此時序未從用以測定核磁共振特性的變化之相鄰測定單元 80 獲得活動電位的測定訊號，則認為在生命活力測定電路的特定前部 85 中出現有“錯誤測定”，然後將其從測定目標移除。藉由在獲得自用以測定核磁共振特性的變化之此種複數個測定單元 80 的訊號（活動電位的測定次數）上執行比較處理，可達成測定訊號之更高的準確性及更高的可靠性。

參考圖 24，下面說明生命體中之活動電位激發（或活動）區的計算方法，藉由生命活力測定電路的後部執行其計算方法。當藉由欲待測定的有機體之部分 75（受檢查者的頭部）的位置 α 中之神經元激發活動電位時，可從用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 內各光點獲得測定訊號。根據電磁波，獲得自用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 內各光點之測定訊號的受測振幅值對應於由位置 α 中之偶極矩（點磁性電荷）所形成的磁場之強度分佈。

即、獲得自用以測定核磁共振特性的變化之二維排列的單元陣列 71 內各光點 (π 、 ρ 、 σ 、 ν 、 ψ) 之訊號的受測振幅值與各光點到位置 α 之距離 (r_π 、 r_ρ 、 r_σ 、 r_ν 、 r_ψ) 的平方成反比。鑑於此，在平滑在獲得自用以測定核磁共振

特性的變化之各自測定單元 80 的同一“測定時間”中之“受測振幅值”以便去除釘狀雜訊成分之後，使用圖 24 所示之關係。結果，能夠估計欲待測定的有機體之部分 75（受檢查者的頭部等等）中的活動區。

活動區的估計對應於第 6.1.3 節之（3）中的生命活力測定訊號之擷取。因此，必須校直生命活力測定訊號的擷取位置，或者識別第 6.1.3 節的（1）及（2）所說明之擷取位置。關於此操作，必須根據藉由使用圖 23 所說明之訊號測定區的習知 MRI 測定方法或習知 MRI 裝置來事先測量內部水濃度分佈圖案或內部脂肪濃度分佈圖案。隨後，藉由習知 MRI 測定方法所獲得之影像圖案及生命活力測定訊號的擷取結果被組合，及執行活動區（或經常激發活動電位的區域）之校直（位置的識別）。

然後，從設置在訊號測定區之生命活力測定電路的後部（見第 6.1.3 節有關期別的定義），“內部活動區的訊號（活動區的位置及範圍之訊號）”、“在各個設定期別期間每一區域的活動電位數之訊號”、“依據活動區中的放電率之內訊號傳送途徑”等等被輸出作為生命活動測定訊號。

6.3.4)降低來自其他鄰近生命活力測定系統之干擾的方法

在本例示實施例的生命活力之測量方法中，生命活力測定訊號的量非常小，此外，必須以生命活力測定用照射光來照射測量對象。因此，在複數個不同的生命活力用測定區 101 配置在彼此接近的位置之事例中，具有生命活力

用測定區 101 會被來自另一生命活力用測定區 101 的生命活力測定用照射光 115 影響（干擾）之此種風險。為了降低此干擾，在此例示實施例中，各個生命活力測定用照射光 115 具有識別資訊，使得來自另一生命活力測定用照射光 115 之影響程度在數量上可被測量。如此能夠藉由在測定側上的計算處理來抵銷干擾，藉以產生即使彼此具有一些實體干擾，仍可確保生命活力的測定之高準確性的效果。

下面說明各個生命活力測定用照射光 115 被組構成具有識別資訊之方法。如第 4.7 節的說明已說明一般（有關微弱訊號的測定），事先使用調變訊號產生器 113 或 118，在生命活力測定用照射光 115 上執行強度調變。本例示實施例利用使用只有兩種頻率（即、基頻和基頻的 1.5 倍之頻率）的（時間序列）組合之被稱作 MSK（最大移鍵）的調變方法作為調變方法。圖 27(a)圖示各個生命活力測定用照射光 115 被組構成具有藉由使用 MSK 的識別資訊之方法。生命活力測定用照射光 115 的照射時間被分成生命活力的測定之期別 440 及生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441。此處，在生命活力的測定之期別 440 期間，生命活力測定用照射光 115 經過利用只有基頻的單一頻率及利用恆定振幅之強度調變，及在此期別期間測定生命活力。另外，在生命活力受控的事例中，在此生命活力的測定之期別 440 內，以強力且連續的生命活力測定用照射光 115（沒有強度調變的直線照射光）照射測量

對象只達特定週期。另一方面，在生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441 期間，生命活力測定用照射光 115 係依據 MSK 來調變。甚至在生命活力受控之事例中，生命活力測定用照射光 115 的強度及調變方法被維持成同於測定的期別期間。藉此，在生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441 期間，可穩定測定生命活力測定用照射光 115。如此，不管生命活力的測定期別或控制期別為何，都可識別各個生命活力測定用照射光 115 的識別資訊。

圖 27(b)圖示在生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441 期間生命活力測定用照射光 115 之調變狀態。基頻的 1.5 倍之頻率的強度調變週期在同步訊號 451 週期期間繼續。因此，藉由測定此同步訊號 451 能夠容易找出生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441 之起始時序。之後，依據如下的原始組合圖案產生生命活力測定用照射光 115：基頻，其依據 MSK 頻率且對應於生命活力用測定區之製造商識別用 ID 資訊 452；及基頻的 1.5 倍之頻率。藉由識別生命活力用測定區之製造商識別用 ID 資訊 452，生命活力用測定區 101 可識別製造配置在鄰近位置的生命活力用測定區之製造商。隨後，指示對應的生命活力用測定區之識別資訊 453 的基頻及基頻的 1.5 倍之頻率的原始組合圖案出現。在此例示實施例中，對應的生命活力用測定區之產品號碼被圖示做識別資訊 453，但是另一選擇是，若所有生命活力用測定區具有不同圖案（資訊），則識別資訊 453 可具有除了產品號碼以外的其他資訊。可藉

由 MSK 調變來顯示可由製造商隨後設定給識別資訊 453 之關於製造商的原始資訊 454。

接著將說明在干擾出現於不同的生命活力用測定區之間的事例中去除有關訊號處理之影響的方法。光發射在不同的生命活力用測定區之間並不同步，因此，生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441 在不同時序到來。在一生命活力用測定區發光之生命活力的測定之期別 440 中，在另一裝置中之另一生命活力用測定區的內在資訊表示期別 441 亦同時出現。在此事例中，在一生命活力用測定區發光之生命活力的測定之期別 440 中，具有基頻的 1.5 倍之頻率的調變光在此處漏洩，使得立即可找到光的干擾。另外，在同步訊號 451 的週期期間，以基頻的 1.5 倍之頻率繼續著強度調變，使得藉由在頻譜分析之後比較各自頻率中的振幅值，可準確地測定漏洩位準（干擾位準）。依據測定結果來執行計算處理，藉以大量去除來自其他生命活力用測定區 101 的影響。如此，當各個生命活力測定用照射光 115 被組構成具有如圖 27 所示之識別資訊時，即使來自其他生命活力用測定區 101 的干擾出現，仍可穩定且高準確性地測定生命活力。

6.5) 生命活力的測量方法

6.5.4) 生命活力的其他測量方法

包括人類的哺乳類動物之神經系統具有層級結構。在諸如腦皮質層等中樞神經系統層 7 中，形成非常複雜的神

經迴路，因此非常難以從自此測定的生命活力測定訊號產生個人資訊或平均生命活力資訊。

然而，層之間的神經迴路係彼此連接，使得活力與各自層一起協同執行。

鑑於此，另一例示實施例具有特徵即為：“生命活力資訊係產生自較低層的生命活力測定訊號，藉此估計較高層的生命活力資訊”，作為解決取得有關包括腦皮質層或邊緣系統的中樞神經系統層 7 之生命活力資訊的困難之對策。

說明杏仁核變成有關人類或動物的腦部中之情感反應之核心角色，及在中心杏仁核表現情感反應（ Hideho Arita: Nounai busshitsu no sisutemu shinkei seirigaku (Chugai-igakusha, 2006) 第 105 頁）。來自中心杏仁核的輸出訊號係直接輸入到顏面運動核（ Masahiko Watanabe: Nou Shinkei Kagaku Nyumon Koza (Ge) (Yodosha, 2002)，第 222 頁）。

此處，此顏面運動核在臉部肌肉上運作，以控制臉部表情。因此，在中心杏仁核所表現的情感反應直接出現在臉部表情上。

另一方面，直接從中心杏仁核輸出到腦皮質之神經迴路未明顯存在，及例如來自此中心杏仁核的輸出訊號透過杏仁核中的中核到達前額葉區。除此之外，此中核接收來自杏仁核、丘腦、丘腦下部的其他區域之訊號輸入（ Masahiko Watanabe : Nou Shinkei Kagaku Nyumon Koza

Gekan (Yodoshia, 2002), 第 221 頁)。

當來自中心杏仁核的輸出訊號到達前額葉區且具有受到這些訊號所造成的一些變化時，前額葉區所辨識的感覺變得稍微不同於在發生於中心杏仁核中的潛意識下的情感。此指示此種可能性，即、“臉部表情更準確地呈現比自己知道的更多情感”。

鑑於此，此處所說明的另一實施例具有特徵即為：取代從包括腦皮質層的中樞神經系統層 7 獲得生命活力測定訊號，測定由來自顏面運動核的活動所形成之臉部肌肉的移動，及從測定訊號產生生命活力資訊。因此，不需要從自此解釋生命活力非常複雜且困難之（包括腦皮質層或邊緣系統的）中樞神經系統層 7 獲得生命活力資訊，可從相當容易解釋的“臉部肌肉之移動的解釋”之結果準確獲得有關關於邊緣系統或腦皮質的情感反應之資訊。

在此事例中，圖 16 所示之生命體表面上的標記位置 40 對應於受檢查者（或使用者）之臉部位置。同時，當今已有具有藉由使用影像辨識技術來自動測定對象的臉部位置之功能的數位相機。鑑於此，在此本文所說明的另一實施例中，有關生命活力用受測點的位置監視區（用以執行第一測定的區）被組構成具有影像辨識技術，及來自受檢查者（或使用者）之臉部位置的測定訊號被假設作生命活力測定訊號。

另外，在執行此處所說明的另一例示實施例之事例中，在“A]成像圖案尺寸（尺寸的標準化）之變化”的處理

之階段中，成像圖案尺寸被標準化到能夠顯示受檢查者（或使用者）的整個臉部之尺寸，及儲存在後部的記憶體區 142 中。若不管受檢查者的臉部是多小/多大，或者受檢查者與訊號測定區 103 之間的距離多遠都將受檢查者的臉部尺寸標準化到如此的預定尺寸，則提高臉部之眼睛或嘴巴的位置測定之容易性及準確性，藉以容易從生命活力測定訊號產生生命活力資訊。

圖 25 圖示臉部表情及情感反應之間的關係。圖 25(a)圖示休息期間的臉部表情，圖 25(b)圖示微笑時的臉部表情，圖 25(c)圖示生氣時的臉部表情，及圖 25(d)圖示困惑時的臉部表情（由於圖示拙劣所以難以清楚區分它們，但是欲圖示各自臉部表情）。表情顯示出受檢查者（或使用者）的感覺。在圖 26 中以箭頭圖示此時的臉部上之肌肉移動。在如圖 25(b)的微笑時，眉毛及眼睛的外部肌肉向下收縮。另外，嘴巴的外部肌肉向上及向外收縮。在圖 25(c)的生氣時，眉毛及上眼瞼的外部肌肉向上收縮，及下眼瞼的肌肉向下收縮。同時，嘴巴的外部肌肉向下及向外收縮。另一方面，在圖 25(d)所示之困惑時，眉毛下方的內部肌肉朝內收縮。另外，同時，下眼瞼四周的肌肉收縮以向上提高下眼瞼。因此，臉部肌肉的收縮或鬆弛狀態之測定結果係與對應於情感反應等等的生命活力資訊相關聯。

當臉部肌肉收縮時，神經肌接合 5 的活動（膜電位的變化）及肌肉纖維膜的隨後電位變化 27 出現。因此，可

藉由使用如第 4.7 節所示之近紅外光/紅外光或者如第 5.2 節所示之核磁共振來測定膜電位的變化。

另外，當臉部肌肉收縮時，氧濃度變化出現在臉部肌肉四周的微血管中，使得藉由使用近紅外光能夠產生“周圍區中之血液的氧濃度變化之測定”。

而且，當臉部肌肉收縮或重複收縮及鬆弛時，產生自肌肉內部的熱到達臉部的表面，藉以局部增加臉部的皮膚表面上之溫度。因此，即使使用溫度計來測量臉部的皮膚表面上之溫度，仍可執行有關臉部肌肉的活力之生命活力的測定。

11]有關生命活力的測定/控制之其他應用實施例

11.1)架構肌的收縮及鬆弛狀態將被測定/控制之其他生命活力現象

作為出現在生命體之動態生命活力的例子，第 1 至 5 章主要論及用以測定神經系統的活動電位狀態及訊號傳送狀態之方法。然而，本例示實施例並不侷限於此，及每一“藉由非接觸方法之生命體中的動態生命活力之測定、測量、或控制”將包括在本例示實施例或應用實施例中。在參考圖 25 及 26 之第 6.5.4 節的說明中，到神經肌接合之訊號傳送狀態（神經肌接合 5 的活動）的測定被用於架構肌之收縮及鬆弛狀態的測定。作為上述例示實施例的應用實施例，第 11 章說明用以直接測定架構肌的實際收縮狀態及實際鬆弛狀態之方法及其原理。另外，此處亦說明藉

由使用測定原理來控制架構肌的收縮/鬆弛之方法。

根據 B. Alberts 等人：細胞的分子生物學，第四版（Garland Science, 2002）第 16 章，架構肌的收縮之處理主要係藉由下面兩步驟所構成：

a] 控制以藉由釋放鈣離子到肌肉細胞內而能夠收縮架構肌；以及

b] 藉由遷移肌凝蛋白到肌肉細胞中的肌動蛋白絲來收縮架構肌。

同時，第 6.5.4 節所說明的“到神經肌接合的訊號傳送（神經肌接合 5 的活動）”出現作為緊接在上述 [a] 步驟之前的前步驟。

在 [b] 中之架構肌的收縮步驟中，重複“肌凝蛋白的變形”、“肌凝蛋白頭到肌動蛋白絲的附著”、“接觸狀態中的肌凝蛋白形狀之恢復”、及“肌凝蛋白頭從肌動蛋白絲的脫離”。此處，藉由使用 ATP（腺苷三磷酸）的水解出現“肌凝蛋白的變形”。即、肌凝蛋白的一部分包括被稱作肌凝蛋白 ATPase 的特定酵素，及當串聯連接三個磷氧基之 ATP 鍵合至此時，一相鄰的水分子結合其中，及從此鍵去除磷氧基的其中之一。

如此，架構肌的收縮需要“肌凝蛋白頭到肌動蛋白絲的附著”。然而，在架構肌的鬆弛中，原肌凝蛋白佔據此鍵合處，及妨礙“肌凝蛋白頭到肌動蛋白絲的附著”。同時，當第 6.5.4 節所說明的“到神經肌接合的訊號傳送（神經肌接合 5 的活動）”出現時，大量鈣離子流動到此處如

同步驟 [a]。當在此時如此流入的鈣離子鍵合到肌鈣蛋白時，連接到肌鈣蛋白之原肌凝蛋白被取代，及能夠進行“肌凝蛋白頭到肌動蛋白絲的附著”。當此鈣離子鍵合到肌鈣蛋白時，估計離子鍵形成在包括於肌鈣蛋白中之天冬胺酸鹽的殘基或構成麩胺酸鹽的殘基之一部分的羧基與鈣離子 Ca^{2+} 之間。

11.3) 肌凝蛋白 ATPase 的移動機制

在 I. Rayment：生物化學期刊第 271 冊 (1996) 之第 15850 頁上說明 ATP 鍵合到具有肌凝蛋白中之肌凝蛋白 ATPase 的功能之活動處的局部分子結構，及其主要部分的摘錄係圖示於圖 29。在圖 29 中，粗實心線指示共價鍵，粗波浪線指示離子鍵，及由側向連續線所組成的垂直線指示氫鍵。另外，細實線的箭頭指示鍵合軌道（電子雲密度分佈）的電子機率分佈之偏離方向。此處，ATP 具有三個磷氧基串聯連接到腺苷酸之分子結構，但是在圖 29 中，一個磷氧基連接到腺苷酸的狀態被統一說明作 AMP（單磷酸腺苷）。說明鎂離子 Mg^{2+} 在 ATP 的水解中扮演重要部分，及由於鎂離子 Mg^{2+} 的作用而活動之水分子直接在兩個磷氧基之間鍵合處作用以劈開鍵合。另外，具有肌凝蛋白中之肌凝蛋白 ATPase 的功能之活動處包括賴氨酸 Lys185 及天門冬素 Asn235。圖 29 的數字指示肌凝蛋白中之胺基酸的連續識別號碼，其為蛋白質。

當 ATP 鍵合到具有肌凝蛋白 ATPase 的功能之活動處

時，其中的氧原子 O₅⁻及 O₂ 被氫鍵合到賴胺酸 Lys185 的殘基之一部分及天門冬素 Asn235 的殘基之一部分。另外，ATP 四周的水分子中之氫原子 H₁ 被氫鍵合到 ATP 中的氧原子 O₂。另一方面，鎂離子 Mg²⁺形成到水分子中的氧原子 O₁ 之弱離子鍵，藉以致動水分子。

此外，亦認為鎂離子 Mg²⁺亦形成到另一水分子中之氧原子 O₉ 的弱離子鍵，以及形成到 ATP 中之兩個氧原子 O₃⁻及 O₈⁻的弱離子鍵。說明在生命體中之水環境（約 pH 7）中，ATP 帶有負電，和其中的 γ 磷氧基及 β 磷氧基分別對應於兩個負電荷及一個負電荷。

在圖 29 中，為了方便說明，假設 O₃⁻、O₅⁻、及 O₈⁻各個帶有一負電荷。當在生命體的水環境中（約 pH 7）帶有正電荷之賴胺酸 Lys185 的殘基及二價鎂離子 Mg²⁺鍵合到它們時，整個形成電中和狀態。當各個分子被三維置放以如此形成各種鍵時，透過賴胺酸 Lys185 的殘基中之氫原子 H₂，ATP 中之氧原子 O₅⁻四周的電子存在機率（電子雲的密度分佈）進行朝向帶有正電之氮原子 N₁⁺的移動 α ，如圖 57(b)已說明一般。然後，為了補償氧原子 O₅⁻四周的電子雲密度之減少，磷原子 P₁ 及氧原子 O₂ 之間的鍵合軌道之電子機率的一部分在方向 β 上移動。

另一方面，因為以 ATP 形式鍵合兩個磷氧基之氧原子 O₂ 被氫鍵合到天門冬素 Asn235 的殘基中之氫原子 H₆，所以透過如箭頭 γ 所示之氫原子 H₆，位在氧原子 O₂ 四周的電子雲密度分佈之一部分稍微移動朝向氮原子

N_2 。另外，為了補償具有兩個正電荷之鎂離子 Mg^{2+} 四周的電子雲密度之壓倒性缺乏，電子雲密度分佈透過磷原子 P_2 及氧原子 O_8^- 從氧原子 O_2 的附近進行移動 δ 。

結果，氧原子 O_2 附近的電子雲密度大幅減少，但是因為此氧原子 O_2 形成到水分子中之氫原子 H_1 的氫鍵，所以藉由此氫鍵合路徑防止電子雲密度的減少。尤其是，氧原子 O_1 與水分子中的氫原子 H_1 之間的鍵合軌道之電子機率減少如箭頭 ϵ 所示，及氫鍵的電子存在機率增加。如此增加的電子作用成氫原子 H_1 與氧原子 O_2 之間的鍵合軌道，藉以形成氫原子 H_1 與氧原子 O_2 之間的共價鍵。另外，鎂離子 Mg^{2+} 牽引周遭電子雲密度朝向其周圍，使得電子雲在箭頭 ζ 的方向上流動。

由於此，氧原子 O_1 與水分子中的氫原子 H_1 之間的鍵合軌道之電子存在機率減少，及共價鍵被改變成氫鍵。根據此變化，氧原子 O_1 與氫原子 H_1 之間的距離加寬，但是在圖 29 中省略有關距離變化的說明。當電子雲密度的偏移出現在箭頭 ϵ 及 ζ 所示之方向上時，氧原子 O_1 四周的電子雲密度大幅減少，及水分子被致動。此使氧原子 O_1 能夠利用鄰近氧原子 O_1 的磷原子 P_1 四周之電子雲密度，以便補償氧原子 O_1 (η) 四周減少的電子雲密度。

此使得在磷原子 P_1 與氧原子 O_1 之間電子雲密度增加，及電子存在機率作用成磷原子 P_1 與氧原子 O_1 之間的鍵合軌道。此形成磷原子 P_1 與氧原子 O_1 之間的共價鍵。另一方面，鎂離子 Mg^{2+} 牽引其周遭電子雲密度朝向

其周圍，使得電子雲進一步在箭頭 θ 所示之方向上流動。然後，電子雲密度移動在箭頭 β 、 γ 、 δ 、 η 、及 θ 所示的方向上，其大幅降低磷原子 P1 與氧原子 O2 之間的鍵合軌道之電子存在機率。當具有電子存在機率“0”的區域出現在如圖 57(c)所示的磷原子 P1 與氧原子 O2 之間作為其結果時，磷原子 P1 與氧原子 O2 之間的鍵合軌道改變成逆鍵合軌道，及磷原子 P1 與氧原子 O2 之間的鍵合被劈開。

當總結 ATP 的水解機制時，下面幾件事可被說明如圖 29(b)所示。

>> 氧原子 O1 與水分子中的氫原子 H1 之間的共價鍵改變成氫鍵，及氧原子 O2 與 ATP 中的氫原子 H1 之間的氫鍵改變成共價鍵。

>> 在圖 29(b)中，在磷原子 P1 與氫原子 O2 之間的鍵改變成磷原子 P1 與氧原子 O1 之間的鍵之區域中，緊接在 ATP 的水解之後，具有磷原子 P1 及磷原子 P2 在中心之 γ 磷氧基及 β 磷氧基各個具有氫氧根-OH，但是在生命體的水環境 (pH 7) 中立即劈開 OH 之間的鍵。

ATP 的水解反應具有一大特徵即為：隨著作用“ γ 磷氧基（氧原子 O5 在其中）/ β 磷氧基（氧原子 O2 及 O6 在其中）各自被氫鍵合到賴氨酸 Lys185 的殘基/天門冬素 Asn235 的殘基”。

11.4) 生命活力的測定/控制之特性

第 11.4 節係相關於將用於光學測定/測量或控制架構肌的收縮及鬆弛狀態時之電磁波（光）的適當波長範圍，及從廣泛觀點執行檢查。在第 4.7 節已說明測定或測量神經元的活動電位狀態時之適當波長範圍。此節首先特別討論第 4.7 節的說明，而後討論欲待用於藉由非接觸方式來測定/測量或控制有關出現在“生命體中”之更一般的動態活力之電池波（光）的適當波長範圍，神經元的活動電位以及架構肌的收縮及鬆弛狀態也一樣。隨後，依據考慮的一般結果，討論欲待用於測定或控制架構肌的收縮及鬆弛狀態時之電磁波（光）的適當波長範圍。

本例示實施例或其應用實施例具有一大特徵，即為：

[1]於出現“在生命體中”之動態生命活力上執行測定/測量或控制。其更特定特徵係為：為了體現測定/測量或控制，

[2]藉由使用根據外來電磁場（電磁波）與在生命體的活力期間或當活力改變時出現且由那時分子中的兩或更多個特定原子所產生之振動模式的互相作用之振動模式的轉換來執行測定/測量或控制。

另外，近紅外光適用於能夠通過“生命體”的電磁波，尤其是具有特徵：

[3]氫原子（形成氫鍵）有關聯的振動模式之間的轉變容易與近紅外光互相作用。這是因為氫原子在其他原子之中為最輕量的，因此容易以高速（以高頻）振動（鑑於古典物理）。因此，在具有特徵[3]之例示實施例或其應

用實施例中，能夠容易測定/測量在較少被水分子吸收之較短波長（高頻）中的近紅外光之吸收變化，如此能夠測定/測量或控制生命體之相當深的區域中之生命活力。

有關符合上述本例示實施例或應用實施例中的特徵之波長，下面首先討論[1]“在生命體中”可容易執行之測定/測量或控制的範圍。可見光不通過人類皮膚，因此無法觀察人體的內部。通常，具有波長 $0.8\mu\text{m}$ 或更低之可見光幾乎不通過生命體。同時，當在緊握手指的同時將手掌固定在陽光下時，可從手指之間的縫隙看見紅光。從此種現象，可明白具有波長長於紅光之光通過生命體到某種程度。尤其是，實驗顯示出具有波長 $0.84\mu\text{m}$ 或更高之光容易通過生命體表面上的皮膚以進入生命體。另一方面，如第 4.7 節已說明一般，因為具有波長大於 $2.5\mu\text{m}$ 之紅外光容易被生命體中的水分子吸收（成為對稱伸縮式振動、反對稱伸縮式振動、及水分子的轉動之激發能量），所以由於光衰減難以傳送電磁波通過。如第 4.7 節已說明一般，水分子佔據構成動物細胞之化學化合物的 70%（重量），使得由於水分子的吸收而具有少許光衰減之波長光束可通過生命體。因此，在使用“通過生命體”之電磁波來執行生命活力的測定/測量或控制之事例中，理想上，使用具有範圍從 $0.84\mu\text{m}$ （或 $0.875\mu\text{m}$ ）至 $2.5\mu\text{m}$ 之波長的近紅外光。

下面尤其是討論[1]“在生命體中”可容易執行之測定/測量或控制的範圍。如第 4.7 節已說明一般，具有對應於

約中心波長 $1.91\mu\text{m}$ 及 $1.43\mu\text{m}$ 之水分子的組合之吸收帶。另外，具有約中心波長 $0.97\mu\text{m}$ 之另一吸收帶，但是光吸收小。此處，下面詳細討論 Yukihiro Ozaki/Satoshi Kawata: Kinsekigai bunkouhou (Gakkai Shuppan 中心，1996) 之第 12 頁上的圖 2.1.1 及第 180 頁上的圖 4.6.1 所示之水的近紅外吸收光譜，上述吸收帶參考此。結果，發現從 0.943 至 $1.028\mu\text{m}$ 、從 1.394 至 $1.523\mu\text{m}$ 、及從 1.894 至 $2.061\mu\text{m}$ 的範圍中指定指示 $0.97\mu\text{m}$ 、 $1.43\mu\text{m}$ 、及 $1.91\mu\text{m}$ 的最大吸收波長中之吸光度的一半值之波長範圍，如圖 28 所示。即、在這些波長區中水的光吸收大。因此，在從 $0.84\mu\text{m}$ 到 $2.5\mu\text{m}$ 的波長範圍中，除了上述範圍以外之波長區對應於水的光吸收小之區域。即、在本例示實施例或應用實施例中，當光吸收被認為在約中心波長 $0.97\mu\text{m}$ 的吸收帶中是小的（具有小的光吸收影響）時，理想上，將包括具有在從 $2.061\mu\text{m}$ 到 $2.5\mu\text{m}$ 之第一可應用波長範圍 I、從 $1.523\mu\text{m}$ 到 $1.894\mu\text{m}$ 之第二可應用波長範圍 II、及從 $0.84\mu\text{m}$ 到 $1.394\mu\text{m}$ 之第三可應用波長範圍 III 的任一者內之波長的電磁波之電磁波用於測定/測量或控制生命活力，如圖 28 所示。同時，在測定或控制生命活力時希望去除活組織中的氧濃度指示劑之影響（光吸收）的事例中（見第 4.7 節），第三可應用波長範圍 III 將是 $0.875\mu\text{m}$ 到 $1.394\mu\text{m}$ 。藉由如此設定第三可應用波長範圍 III，即使氧濃度指示劑存在於測定光路徑的中間，測定光仍不被吸收，使得能夠確保生命活力測定訊號的 S/N 比。

另外，爲了防止在具有中心波長 $0.97\mu\text{m}$ 之吸收帶的光吸收，理想上，除了上述範圍之外，還可使用包括具有在從 $1.028\mu\text{m}$ 到 $1.394\mu\text{m}$ 之第四可應用波長範圍 IV、及從 $0.84\mu\text{m}$ 到 $0.943\mu\text{m}$ (或者從 $0.875\mu\text{m}$ 到 $0.943\mu\text{m}$) 之第五可應用波長範圍 V 的任一者內之波長的電磁波之電磁波。

自然地，用於測定/測量或控制生命活力之電磁波的理想波長範圍應用到第 4.7 節所說明之神經元的活動電位狀態之測定或測量。隨後，關於上述考慮的結果，

[2] 在藉由使用外來電磁場與在生命體的活力期間或當活力改變時出現在分子中的兩或多個特定原子之間的振動模式之間的轉換之相互作用來執行測定/測量或控制之本例示實施例或應用實施例的特徵之考量下討論神經元的活動電位狀態之測定或測量。根據第 4.7 節，在神經元的活動電位狀態之測定/測量時，對應於主要由 C-H-C1 所產生的反對稱伸縮式振動模式之間的轉換之第 1 泛波的使用波長在從 2.05 至 $2.48\mu\text{m}$ 的範圍中。然而，此波長範圍與水大量吸收光之 2.05 至 $2.061\mu\text{m}$ 的波長區重疊。因此，理想上，對應於第 1 泛波且用於測定/測量之電磁波包括波長範圍 2.061 至 $2.48\mu\text{m}$ 內的電磁波，使得能夠避免上述重疊範圍。同時，在具有中心波長 $0.97\mu\text{m}$ 的吸收帶中之水的光吸收產生許多問題之事例中，根據第 4.7 節，理想上，對應於反對稱伸縮式振動模式之間的變換之第 3 泛波且用於測定/測量的電磁波包括在波長範圍 0.840 至 $1.37\mu\text{m}$ 內之電磁波長。另外，爲了去除如上述之氧濃

度指示劑的影響，理想上，對應於第 3 泛波且用於測定/測量的電磁波包括在波長範圍 0.875 至 $1.37\mu\text{m}$ 內之電磁波長。然而，為了避免在具有中心波長 $0.97\mu\text{m}$ 的吸收帶中之水的光吸收之影響以便獲得高準確的測定/測量，將包括具有波長在範圍從 $0.840\mu\text{m}$ 到 $0.943\mu\text{m}$ (或 $0.875\mu\text{m}$ 到 $0.943\mu\text{m}$) 或從 $1.028\mu\text{m}$ 到 $1.37\mu\text{m}$ 之電磁波的電磁波用於神經元的活動電位狀態之測定/測量較佳。

考量 [1] 生命體中的測定/測量或控制之特徵及 [2] 振動模式之間的轉變與外來電磁場（電磁波）的相互作用之特徵，下面說明執行架構肌的收縮及鬆弛狀態之測定/測量或控制的事例。如第 11.1 節已說明一般，架構肌的收縮/鬆弛動作係由兩步驟所構成：

- a] 控制以藉由釋放鈣離子到肌肉細胞內而能夠收縮架構肌；以及
- b] 架構肌的收縮功能。

因此，在兩步驟的每一個上可獨立執行測定/測量或控制。

最初說明為有關步驟 [a] 的測定/測量方法或控制方法。如第 11.1 節所說明一般，在步驟 (a) 中，預期羧基與鈣離子 Ca^{2+} 之間的離子鍵出現。在此事例中，如第 3.5 節所說明一般，認為對應於單一羧基的對稱伸縮式振動模式之吸收帶的相對吸光度大幅減少。因此，在此例示實施例中，

>> 對應於羧基的對稱伸縮式振動模式之吸收帶的相對

吸光度之變化（快速減少）被測定，以便測定/測量架構肌是否在可收縮狀態中，

或另一選擇是，

>>振動模式中的激發光被投射以增加羧基之對稱伸縮式振動模式的能階，使得能夠防止鈣離子 Ca^{2+} 鍵合到羧基及控制架構肌的收縮/鬆弛動作。羧基之對稱伸縮式振動模式通常為基態（能階為最低之振動狀態）。當以對應於第 n 泛波的激發光照射時，羧基之對稱伸縮式振動模式的能階升高。在羧基的振動小（能階低）之事例中，鈣離子 Ca^{2+} 容易鍵合到羧基。另一方面，在振動模式的能階升高之事例中，即使鈣離子 Ca^{2+} 暫時鍵合至此，由於高能量仍相當可能脫掉（分開）離子 Ca^{2+} 。即、藉由以對應於第 n 泛波的激發光照射，鈣離子 Ca^{2+} 難以鍵合到羧基，使得架構肌的收縮控制被阻止及架構肌的鬆弛狀態繼續。

因為第 3.5 節只圖示激發羧基的對稱伸縮式振動模式之參考音的波數值，所以下面說明對應於第 n 泛波的激發光之波長。下面說明並不侷限於架構肌的收縮/鬆弛之控制，而是可普遍應用到第 11.4 節所說明之每一例示實施例或應用實施例，其中 [2] 藉由使用根據外來電磁場（電磁波）與在生命體的活力期間或當活力改變時出現且由那時分子中的兩或多個特定原子所產生之振動模式的互相作用之振動模式的轉換來執行測定/測量或控制。

最初，藉由使用如第 4.5 節所說明之下面方程式（A 38）：

[數學 38]

$$\varepsilon_m \equiv \varepsilon_m + \langle m | \kappa_3 x^3 + \kappa_4 x^4 | m \rangle = \frac{2\kappa_2}{\beta} \left(m + \frac{1}{2} \right) + \frac{3\kappa_4}{4\beta^2} (2m^2 + 2m + 1) \cdots (A \cdot 38),$$

當能階 ε_0 位移到 ε_m 時之能量的必要量 $h\nu_m$ 被表示作：

[數學 60]

$$h\nu_m = \varepsilon_m - \varepsilon_0 = \frac{2\kappa_2}{\beta} m + \frac{3\kappa_4}{2\beta^2} (m^2 + m) \cdots (A \cdot 60).$$

因此，從方程式 (A 60)，其中參考音、第 1 泛波及第 2 泛波的頻率被假設為 ν_1 、 ν_2 及 ν_3 ，下面關係被建立：

[數學 61]

$$\frac{2\kappa_2}{\beta h} = 2\nu_2 - \nu_3 = 2\nu_1 - \frac{\nu_3}{3} \cdots (A \cdot 61);$$

以及

[數學 62]

$$\frac{3\kappa_4}{2\beta^2 h} = \frac{\nu_3}{3} - \frac{\nu_2}{2} = \frac{\nu_3}{6} - \frac{\nu_1}{2} \cdots (A \cdot 62)$$

。

藉由使用如此獲得的方程式 (A 60) 至 (A 62)，依據不和諧振動，可從參考音、第 1 泛波及第 2 泛波的頻率 ν_1 、 ν_2 及 ν_3 估計第 $(m-1)$ 泛波的波長 λ_m (頻率 ν_m) 之值。

依據參考文件，藉由使用方程式 (A 60) 至 (A 62) 的計算所估計之參考音及第 $(m-1)$ 泛波的波長 λ_m 係圖示於表格 7。在表格 7 所示的值之中，附加 (1) 之值係參考 Yukihiro Ozaki/Satoshi Kawata: Kinsekigai bunkouhou (Gakkai Shuppan 中心，1996) 第 218 至 219 頁。另一方

面，附加（2）之值係藉由組合第 3.5 節的計算結果與參考 R. M. Silverstein 及 F. X. Webster：有機化合物的光譜識別第 6 版（John Wiley & Sons 公司，1998）第 3 章，第 3.6 節所獲得。另外，離子羧酸基-COO⁻之對稱伸縮式振動的第(m-1)泛波之波長係藉由外推藉由使用參考音的波長之值的羧酸-COOH 之 C=O 的振動之計算值來計算。

[表格 7]

	參考音 (μm)	第 1 泛波 (μm)	第 2 泛波 (μm)	第 3 泛波 (μm)	第 4 泛波 (μm)
一級胺 -CONH ₂ 中的分子間氫鍵合	3.19-3.21 (計算結果)	1.60-1.62 參考 (1)	1.07-1.09 參考 (1)	0.81-0.83 (計算結果)	0.65-0.67 (計算結果)
二級胺 -CONH ⁺ 中的氫鍵合部之振動	3.02-3.32 (計算結果)	1.53-1.67 參考 (1)	1.04-1.12 參考 (1)	0.79-0.85 (計算結果)	0.64-0.68 (計算結果)
羥酸-COOH 的 C=O 之間的振動	5.68 參考 (2)	2.84-2.86 (計算結果)	1.89-1.92 參考 (1)	1.42-1.45 (計算結果)	1.13-1.17 (計算結果)
離子羧酸基-COO ⁻ 的對稱伸縮式振動	6.25-6.37 參考 (2)	3.12-3.21 (計算結果)	2.08-2.15 (計算結果)	1.56-1.63 (計算結果)	1.24-1.31 (計算結果)
締合-OH 醇中的分子間氫鍵合	2.90-3.25 (計算結果)	1.50-1.60 參考 (1)	1.04-1.05 參考 (1)	0.80-0.77 (計算結果)	0.67-0.61 (計算結果)

大部分羧基是在生命體的水環境 (pH = 約 7) 中之離子羧酸基-COO⁻的狀態中。因此，本例示實施例中有關羧基的對稱伸縮式振動模式之第 n 泛波的激發光基本上對應於表格 7 中之一列“離子羧酸基-COO⁻的對稱伸縮式振動”。然而，甚至在此水環境之下，仍具有一些羧基保持羧酸基-COOH 的狀態之可能性，及鈣離子 Ca²⁺鍵合到此 C=O 處。因此，在 a]以控制藉由釋放鈣離子到肌肉細胞內

而能夠收縮架構肌中，在本例示實施例中，兩波長被組合且假設如下：

- 對應於第 2 泛波的波長範圍被假設 1.89 至 $2.15\mu\text{m}$ ，
- 對應於第 3 泛波的波長範圍被假設 1.42 至 $1.63\mu\text{m}$ ，
以及
- 對應於第 4 泛波的波長範圍被假設 1.13 至 $1.31\mu\text{m}$ 。

另外，類似於第 4.7 節，這些值的測量誤差被預期為約 10%。鑑於此，上述範圍的各自下限為 $1.89 \times (1 - 0.05) = 1.80$ 、 $1.42 \times (1 - 0.05) = 1.35$ 、及 $1.13 \times (1 - 0.05) = 1.07$ 。同樣地，其各自上限為 $2.15 \times (1 + 0.05) = 2.26$ 、 $1.63 \times (1 + 0.05) = 1.71$ 、及 $1.31 \times (1 + 0.05) = 1.38$ 。如此，包括測量誤差 $\pm 5\%$ 的波長範圍如下：

- 對應於第 2 泛波的波長被假設 1.80 至 $2.26\mu\text{m}$ ，
- 對應於第 3 泛波的波長被假設 1.35 至 $1.71\mu\text{m}$ ，以及
- 對應於第 4 泛波的波長範圍被假設 1.07 至 $1.38\mu\text{m}$ 。

考慮到重疊部分，推斷出“適合測定/測量或控制的波長範圍係在從 1.07 至 $1.71\mu\text{m}$ 的範圍中及在從 1.80 至 $2.26\mu\text{m}$ 的範圍中”。另外，從此範圍藉由排除如圖 28 所示之被水分子大量吸收的波長範圍，適合 [a] 對 Ca^+ 與羧基- COO^- 之間的鍵之測定/測量或控制的波長範圍為 1.07 至 $1.39\mu\text{m}$ 、1.52 至 $1.71\mu\text{m}$ 、2.06 至 $2.26\mu\text{m}$ 。此波長範圍係圖示於圖 28。

在以包括具有如上述說明的範圍中之波長的電磁波之電磁波照射生命體之事例中，在本例示實施例或應用實施

例中，測量/控制被執行如下：

>>在生命體中藉由具有上述範圍中之波長的電磁波之吸收量或吸收變化來測定有關生命活力的訊號，及測定訊號被處理以測量生命活力狀態；以及

>>在生命體中增加具有上述範圍中的波長之電磁波的照射量（暫時）以便控制生命活力。即、投射到生命活力的測定用本體之電磁波的光量非常小，使得在架構肌中激發振動模式之羧基的比率小及生命活力本身不受影響。然而，當如此投射之電磁波的光量增加時，架構肌中之羧基的大部分被激發以產生振動，藉以能夠阻止鈣離子 Ca^{2+} 鍵合至此，及架構肌的收縮變得不可能。

另外，在本例示實施例或應用實施例中，可同時執行有關生命活力的測定/測量或控制。在此事例中，在減少具有上述範圍中的波長之電磁波的照射量以測定/測量生命活力及檢查其活動狀態的同時，（有時藉由增加照射光量來）執行生命活力的控制。

接著將說明欲待用於本例示實施例或應用實施例中之測定/測量或控制的分子位準中之活力的特徵，即、

[3]使用氫原子（形成氫鍵）有關聯的振動模式之間的轉換之事例（已在此節說明）。

如圖 29 所示，在架構肌中的 ATP 之水解反應中，形成到賴氨酸 Lys185 的殘基之一部分及天門冬素 Asn235 的殘基之一部分的氫鍵。為了藉由局部電荷的中和作用穩定地產生水解反應，需要“具有正電荷之胺基酸的殘基與具

有負電荷的 ATP 之間的氫鍵”。因此，在 ATP 的水解中，在除了架構肌以外的其他區域中亦經常形成到賴胺酸 Lys185 之殘基的氫鍵。即、如第 11.3 節所說明一般，因為 ATP 在 pH 7 的水環境中具有負電荷，所以到鎂離子 Mg^{2+} 及具有正電荷的胺基酸之殘基的局部鍵需要電中和。除了賴胺酸 Lys185 的殘基之外，只有在精胺酸的殘基中包括具有正電荷的胺基酸之殘基，及在任一事例中，氫原子係位在帶正電部分的外面。因此，在電中和狀態中，氫鍵非常有可能形成在此氫原子與 ATP 中的氧原子之間。另外，因為與此氫鍵有關聯之氫原子本身比其他原子輕量，所以使用振動模式之間的轉換在生命體之相當深的區域中容易執行測定/測量或控制生命活力，如上述。

只有少部分賴胺酸的殘基及精胺酸的殘基被氫鍵合到水分子（其氧原子），但是出現在 ATP 水解中之吸收帶及從氫鍵到水分子所衍生的吸收帶因為下面理由具有不同的中心波長值。圖 30(a)圖示賴胺酸 Lys185 的殘基之一部分被氫鍵合到 ATP 中的氧原子之事例，及圖 30(b)圖示賴胺酸 Lys185 的殘基之一部分被氫鍵合到水分子中的氧原子之事例。當與氫鍵合有關聯之氫原子 H2 與氧原子 O5 或 O10 之間的距離變得小於最佳值時，水分子非輕輕地固定，因此氧原子 O10 與氫原子 H9/H10 之間的相對排列不改變。相反地，當氫原子 H2 與氧原子 O5 之間的距離變得小於最佳值時，變形出現在 ATP 中及 ATP 及形成氫鍵之整個賴胺酸 Lys185 的分子間能量增加，如圖 30(b)所示

。

結果，當氫原子 H₂ 與氧原子 O_{5/O10} 之間的距離變得小於最佳值時之整個分子的能量之增加量在氫鍵合到 ATP 中的一部分時大於氫鍵合到水分子時。

圖 31 圖示由於與氫鍵有關聯的分子結構之差異對不和諧振動電位特性的影響。由圖 31 的側向軸所指示之形成電偶極矩的兩原子之間的距離表示賴胺酸 Lys185 的殘基中之氫原子 H₂ 與圖 30 的例子中之氫鍵合伙伴的氧原子 O_{5/O10} 之間的距離。圖 30(a)的特性對應於圖 31 之交替的長短虛線，而圖 30(b)的特性對應於圖 31 的虛線。認為將兩氫鍵合原子彼此間隔開之方向（氫原子 H₂ 與氧原子 O_{5/O10} 之間的距離變得大於最佳值之方向）上的電位特性不大受到與氫鍵合有關聯之分子結構影響。另一方面，當兩氫鍵合原子變得較近（氫原子 H₂ 與氧原子 O_{5/O10} 之間的距離變得小於最佳大小）時，在兩原子之間的距離增加如圖 30(a)所示之方向上，變形出現在 ATP 的分子結構中，藉以使總能量的差異值增加（由圖 31 的虛線之特性所指示）。

另外，因為當兩氫鍵合原子較近時總能量的差異值增加，所以 κ_2 及 κ_4 的係數值如圖 31 所示一般增加。結果，如方程式 (A 60) 所示一般，吸收帶的頻率增加（波長減少）。因此，依據賴胺酸 Lys185 的殘基之一部分所氫鍵合的氫鍵合伙伴是 ATP 還是水分子，吸收帶的波長會變化。另外，如上述說明所示，依據與氫鍵有關聯之胺

基酸的殘基中的差異（如、胺基酸的殘基是賴氨酸 Lys185 的殘基、精胺酸的殘基、還是天門冬素 Asn235 的殘基），吸收帶的波長值會變化。

以此方式，本例示實施例或應用實施例具有以下此種效果：從在生命活力期間（暫時）改變之吸收帶的波長值估計與鍵合有關聯之分子的差異，使得能夠識別詳細的生命活力（內部反應）之間的差異。另外，此特徵及效果並不侷限於架構肌中的收縮/鬆弛及氫鍵合，而是亦可應用到特定原子的振動模式中之（暫時）變化所伴隨的任何生命活力（內部反應）。另外，當如將在第 12 章所說明一般由於與鍵合有關聯之分子差異的此波長選擇性被用於生命活力控制時，能夠根據適當波長的差異來執行控制，使得其他生命活力不太受到影響。此產生可降低由於生命活力控制所導致的不必要副作用之此種效果。

另一方面，從第 4 及 5 章的說明之組合，當不和諧振動電位特性改變如圖 31 所示一般時，位在與氫鍵有關聯之氫原子四周的電子之分佈特性改變。鑑於此，特定原子的振動模式中之（暫時）變化所伴隨的任何生命活力（內部反應）之測定或測量不僅藉由使用吸收帶的波長值之差異來執行，而且可藉由使用核磁共振時之化學位移值中的差異（見第 5 章）來執行。

對應於出現在生命活力（內部反應）中的氫鍵合之吸收帶的波長值與氫鍵有關聯之分子的組合之間的詳細對應性需要理論計算及實驗值的資料歸檔。在本說明書中，取

代說明嚴謹的值，說明考慮測量誤差及由於測量環境所導致之測定值的差異之吸收帶的波長範圍之概要。對應於出現在 ATP 的水解中之氫鍵合的振動模式之間的轉換結構上具有接近於表格 7 中之一列“一級胺-CONH₂ 的分子間氫鍵合”之特性。對應於架構肌的收縮之 ATP 水解中的氫鍵合係相關於賴氨酸 Lys185 的殘基及天門冬素 Asn235 的殘基（見圖 29），但是依據胺基酸的殘基之差異的吸收帶之中心波長的變化被認為相當小。各自吸收帶的波長範圍在下文中一起說明。如第 4.7 節所說明一般，當考慮由於測量誤差或測量環境所導致的測定值之差異的變化範圍被估計作 $\pm 15\%$ 時，變化範圍如下： $1.60 \times (1 - 0.15) = 1.36$ 、 $1.62 \times (1 + 0.15) = 1.86$ 、 $1.07 \times (1 - 0.15) = 0.91$ 、及 $1.09 \times (1 + 0.15) = 1.25$ 。因此，當總結這些值時，可獲得下面範圍：

- 對應於第 1 泛波之吸收帶的波長範圍從 $1.36\mu\text{m}$ 到 $1.86\mu\text{m}$ ；以及
- 對應於第 2 泛波之吸收帶的波長範圍從 $0.91\mu\text{m}$ 到 $1.25\mu\text{m}$ 。

關於如此獲得的範圍，藉由排除如圖 28 所示之被水分子大量吸收的波長範圍所獲得之剩餘範圍如下：

- 對應於第 2 泛波之吸收帶的波長範圍從 $1.03\mu\text{m}$ 到 $1.25\mu\text{m}$ ；以及
- 對應於第 1 泛波之吸收帶的波長範圍從 $1.52\mu\text{m}$ 到 $1.86\mu\text{m}$ ，如圖 28 所示。

然而，範圍只圖示第 n 泛波的測定範圍到最後。另外，對應於組合之吸收帶亦包括在近紅外線區中。鑑於此，當亦考量測定組合之波長範圍時，具有被圖 28 所示的水較不吸收之第一、第二、第三、第四、及第五波長範圍 I 至 V 可被利用作為目標範圍。另一選擇是，若組合用吸收帶中的吸收量大且不太受到水的吸收影響，則理想的波長範圍將在 $0.84\mu\text{m}$ (或 $0.875\mu\text{m}$) 到 $2.50\mu\text{m}$ 的範圍中，如第 4.7 節所示一般。另外，類似於上面有關 ATP 的水解，可執行下面：

- 依據生命體中具有上述範圍中的波長之電磁波的吸收量或吸收變化之有關生命活力的訊號之測定，及藉由處理測定訊號之生命活力狀態的測量；以及
- 藉由（暫時）增加生命體中具有上述範圍中的波長之電磁波的照射量之生命活力的控制（需注意的是，可平行執行測定/測量及控制）。即、為了收縮架構肌，緊接在 ATP 的水解反應之前，ATP 中之氧原子 O₂、O₆、及 O_{5'}被氫鍵合到賴氨酸 Lys185 的殘基之一部分及天門冬素 Asn235 的殘基之一部分（圖 29）。此時，投射高強度電磁波，使得有關氫鍵合之大部分氫原子 H₆、H₅、及 H₂ 的振動模式被激發。此使氫原子 H₆、H₅、及 H₂ 能夠在激發狀態中振動，藉以藉由能量來劈開氫鍵。此使 ATP 能夠不具有可如圖 29 所示一般執行水解之分子排列，藉以能夠阻止 ATP 的水解反應，使得架構肌不收縮及其鬆弛狀態繼續。

上述說明主要論及架構肌的收縮/鬆弛之測定/測量或控制作爲例子，但是本例示實施例亦可應用到有關“ATP 的水解”之生命體中的任何活力之測定/測量或控制作爲應用實施例。例如，藉由上述方法之測定/測量或控制亦可應用到離子泵功能以在光合作用期間泵唧特定離子離開細胞到外面或碳固定，作爲使用 ATP 的水解之操作。另外，根據 B. Alberts 等人：細胞的分子生物學第四版（Garland 科學，2002）第 16 章，動力蛋白被用於包括神經元軸索中的物質運輸之細胞中的物質運輸，但是 ATP 的水解亦被用於此動力蛋白的移動。因此，藉由上述方法之測定/測量或控制亦可應用到細胞中的此物質運輸，作爲生命活力的一例子。

11.5) 生命活力的測定方法之特徵

此節說明藉由將 ATP 的水解反應用於肌肉收縮測定所獲得的生命活力測定訊號之特性及與其相關之測量方法。然而，本例示實施例並不侷限於上述，及如上節所說明之 a] 以控制藉由釋放鈣離子到肌肉細胞內而能夠收縮架構肌的現象可被用於肌肉的測定。最初，作爲生命活力的測定前提，以包括當賴氨酸 Lys185 的殘基之一部分被氫鍵合到 ATP 中的氧原子時所出現之吸收帶的中心波長之電磁波（光）來照射肌肉部位，如前面章節（第 11.4）節所說明一般，以便測定電磁波（光）的吸收狀態。圖 32 圖示在肌肉收縮活力 511 開始之前及在肌肉收縮活力 512

期間的電磁波（光）之吸收變化的差異。在肌肉收縮活力 511 開始之前，沒有氫鍵合出現在賴胺酸 Lys185 的殘基之一部分與 ATP 中的氧原子之間，使得未產生對應於那的吸收帶，及其中心波長中的光吸收量小。之後，在肌肉收縮活力 512 期間，ATP 的水解反應未同步出現，使得電磁波的吸收量沿著測定時間大幅波動。即、非常大量的肌凝蛋白存在於肌肉細胞中，及產生 ATP 的水解反應之時序在個別肌凝蛋白之間不同。在當肌凝蛋白同時產生 ATP 之水解反應的時刻，電磁波（光）的吸收量增加，但是另一方面，在只有一些肌凝蛋白同時產生 ATP 之水解反應的時刻，電磁波（光）的吸收量減少。因此，在本例示實施例中，關於圖 32 所示之測定訊號特性，依據電磁波（光）的吸收變化量之振幅值 513 來評估肌肉收縮活力。另一選擇是，使用特定時間內電磁波（光）的吸收變化量之最大值來評估肌肉收縮活力。

在本例示實施例中，測定“人類的臉部肌肉之收縮狀態”，以便測量如第 6.5.4 節所說明之受檢查者的情感反應，作為用以藉由測定作為生命活力的測定對象之“肌肉收縮活力”來測量生命活力的方法。J. H. Warfel：四肢第 6 版（Lea & Febiger, 1993）說明臉部的表情肌肉之收縮及表情之間的關係，及圖 33 圖示其摘錄。當人驚訝時，顱頂肌 501 收縮，及當人感覺疼痛時，皺眉肌 502 收縮。此對應於當人驚訝時眉毛提高而當人感覺疼痛時皺起前額之現象。另外，臉頰隨著微笑提高，其表示當微笑時顴骨

肌 503 收縮的狀態。另一方面，當人感覺悲哀時，降鼻翼肌 505 收縮，使得嘴巴伸長及嘴巴外面向下。同時，當人想要說些話或表達諸如不滿意的感覺時，人有時會突然冒出嘴唇。當人想要表達臉部表情時，口輪匝肌 504 收縮。另一方面，當人無表情時，降下唇肌 506 傾向收縮。當人有懷疑且表示輕蔑時，頰肌 507 收縮及嘴巴的中心向下。

臉上收縮之擬態肌的位置與臉部表情之間的關係建議“根據哪種擬態肌收縮可發現想表達哪一種情感反應”。本例示實施例具有以下此種特徵：即時測量受檢查者的情感反應或感覺，以藉由使用此現象來找出哪種肌肉收縮及收縮強度如何。習知上已知從諸如臉上的構成部分（眼睛及嘴巴）的位置、形狀、或時間相依變化等幾何資訊估計受檢查者的感覺之技術。然而，此方法具有以下此種問題：受檢查者的原有臉部結構及測量時的臉部角度大幅影響測量，使得測量準確性不足及測量耗時。相反地，在此例示實施例中，因為根據將收縮之擬態肌的位置或強度來測量情感反應或感覺，所以可立即執行高度準確測量。另外，因為測量為非接觸方法，所以可在自然狀態下於受檢查者上有利地執行測量，而不強加負擔給受檢查者。

另外，不僅本例示實施例可以非接觸方式執行測量，並且本例示實施例具有即使受檢查者自由四處移動仍可穩定執行測量之此種裝置。在測量期間受檢查者自由四處移動之事例中，例如，在某些事例中，生命活力的測定對象（即、受檢查者）之位置 522 能夠朝生命活力用測定區中

之可測定範圍 521 的角落移動，如圖 34 所示。在此種事例中，本例示實施例利用從有關生命活力用受測點之位置監視區 46 所獲得的訊號以便測定生命活力。如第 6.1.3 節已說明一般，

◆本例示實施例具有依據第一測定來執行第二測定之大特徵。此處所使用之“第一測定”指示如第 6.1.3 節所定義之“生命活力用受測點的位置測定”，及圖 16 所示之“有關生命活力用受測點之位置監視區 46”例如執行測定。另外，“第二測定”指示“生命活力的測定”，及如圖 16 所示之“生命活力用測定區 47”例如執行測定。

同時，本例示實施例亦具有以下此種特徵：為了獲得特徵，事先執行生命活力用測定區 101 及有關生命活力用受測點之位置監視區 46 的操作檢查（S101），如圖 35 或 36 所示，以及

◆當生命活力用受測點之位置測定（第一測定）及生命活力之測定（第二測定）的至少任一個不可執行時（S102），執行不輸出生命活力測定訊號之此種處理（S103）。

例如，如圖 34 所示，若生命活力的測定對象（例如、受檢查者）之位置 522 在生命活力用測定區的可測定範圍 521 內，則可執行生命活力的測定（第二測定）。然而，若生命活力的測定對象（例如、受檢查者）之位置 522 在生命活力用測定區的可測定範圍 521 外，則無法執行生命活力的測定（第二測定）。另外，測定藉由以生命

活力測定用照射光照射生命活力的測定對象（如、受檢查者）所獲得之反射光，但是若在光學路徑的一部分上阻隔光，則無法執行生命活力的測定（第二測定）。同樣地，無法執行圖 35 或 36 之 S102 所示的藉由有關生命活力用受測點的位置監視區 46 之位置測定的事例對應於生命活力的測定對象（如、受檢查者）移動到藉由有關生命活力用受測點的位置監視區 46 之位置測定可執行的位置測定之範圍外的事例或者在測定光路徑的一部分上阻隔光之事例。

另外，如上述，在第一及第二測定的至少任一者不可執行之事例中，諸如“0”等特定值可被輸出例如圖 35 或 36 的 S103 所示一般，取代停止生命活力測定訊號 106 的輸出。同時，經由“螢幕顯示”或“音頻”，可通知使用者有關生命活力的測定不可執行之狀態（S103）。

另一方面，第 6.1.3 節說明藉由生命活力用受測點的位置測定來計算三維之測量對象的位置（第一測定），及從生命體中受計算的位置獲得有關生命活力的測定（第二測定）之訊號。尤其是將說明其此特定內容。上述特徵中之“依據第一測定”的意義即為：

- ◆依據生命活力用受測點的位置測定（第一測定）來測定生命活力用受測點 30 之深度方向上的位置。此對應於圖 35 或 36 中之 S104 的步驟（藉由有關生命活力用受測點之位置監視區 46 的測定）。使用“三角”之原理作為如參考圖 16 的第 6.2.2 節所說明之其特定方法。隨後，依

據由於 S104 中之測定所獲得的“生命活力用受測點 30 之深度方向上的位置資訊”（對應於圖 16 配置生命活力用測定區之區域的表面點之距離 44），在光軸方向上移開設置在生命活力用測定區 101 之物鏡 31（圖 17 或 18），以便移動到最適宜生命活力用測定的位置。此對應於如 S105 所說明之生命活力用測定區 101 的操作之控制。同時，相機透鏡 42 亦設置在如圖 16 所示之有關生命活力用受測點的位置監視區 46 中，及根據 S104 所獲得之生命活力用受測點 30 的深度方向上之位置來最佳化相機透鏡 42。結果，在設置於有關生命活力用受測點的位置監視區 46 中之二維光電探測器 43 上獲得生命體表面 41 的清楚成像圖案。如此，只有在有關生命活力用受測點的位置監視區 46 中獲得清楚成像圖案之後，才能獲得生命活力的測量中所指定之有效生命活力測定訊號 106（稍後說明）。

參考圖 33 的說明已說明“找到在擬態肌中收縮之肌肉的位置時，容易找到對應的情感反應”。即、未輸出指示遍及如圖 34 所示之生命活力用測定區中的可測定範圍 521 之區域的肌肉收縮量之所有生命活力測定訊號，但是從生命活力用測定區中的可測定範圍 521 摷取“有關情感反應（或表情）的肌肉之位置”，及只有肌肉的收縮狀態被輸出作為生命活力測定訊號。此能夠容易執行使用生命活力測定訊號 106 的解釋（即、生命活力測量）。因此，本例示實施例具有大特徵即為：

◆依據生命活力用受測點的位置測定（第一測定）輸出生命活力測定訊號 106。然後，若生命活力的測定對象之位置 522（圖 17、18、或 20 中之生命活力用受測點 30 對圖 16 所示之有關生命活力用受測點的位置監視區 46 之相對位置）與生命活力測定訊號 106 之間的關係被檢驗，則能夠容易決定此特徵是否被執行。即、甚至在保持相同感覺（情感）的受檢查者移動之事例中，若生命活力測定訊號 106 連續且穩定被輸出，則依據生命活力用受測點的位置測定（第一測定）（特徵被執行），能夠決定特定肌肉的位置被密切注意，及肌肉的收縮狀態被輸出作為生命活力測定訊號 106。另一方面，在有關生命活力用受測點之位置監視區 46 的測定光路徑之一部分上阻隔光以及甚至在一段時間之後（考慮生命活力測定訊號 106 的緩衝處理），可靠的生命活力訊號 106 仍保持輸出之事例中，估計未執行特徵。

在從生命活力用測定區中之可測定範圍 521 摷取“有關情感反應（或表情）的肌肉之位置”之前，需要在有關生命活力用受測點之位置監視區 46 中擷取生命活力用測定區中的可測定範圍 521 之生命活力的測定對象之位置 522。此位置擷取處理使用例如數位相機等等所使用之“臉部辨識技術”及“臉部角度擷取技術”。在此臉部辨識技術中，藉由圖案匹配來擷取具有人類臉部特有的形狀之眼睛、嘴巴、鼻子、及耳朵的位置，以便找出“被認為是臉部的位置”。在此如此找到“被認為是臉部的位置”之後，位

置中之眼睛、嘴巴、鼻子、及耳朵的位置被搜尋，及臉部角度被估計。

此處，從圖 33 所示之眼睛及嘴巴的位置可推論“有關情感反應（表情）的各種擬態肌之位置”。從二維光電探測器 43 上的二維之成像圖案推論出“有關情感反應（或無表情）的各種擬態肌之位置”的操作對應於用以藉由有關生命活力用受測點之位置監視器 46 的測定生命活力用受測點 30 之平面取向上的二維之位置的方法，如圖 35 或 36 所說明的步驟 106。同時，此第 11.5 節說明各種擬態肌的收縮狀態之測定作為生命活力的例示測定。然而，圖 35 或 36 所示之例示實施例並不侷限於此，及可應用到任何生命活力的測定或測量，例如，第 4 章所說明的神經元激發活動電位之處的擷取、稍後將在第 13 章所說明之依據酸磷化作用活力之活動細胞的位置之擷取等等。

有兩種方法作為用以將圖 35 或 36 中的步驟 106 所獲得之測定結果引導到生命活力測定訊號 106 的方法。首先，在圖 35 所示之本例示實施例中，生命活力用測定區 101 中的測定位置係依據步驟 106 的測定結果來控制（S107）。在此步驟中，執行控制以便只從生命活力用測定區之可測定範圍 521 中的“有關情感反應（表情）的各種擬態肌之位置”獲得生命活力測定訊號。即、對應於步驟 S106 所獲得之“有關情感反應（表情）的各種擬態肌之位置”的位置被設定作圖 18 及 19 的二維液晶快門中之為透光區 56（見第 6.3.1 節）。

結果，在圖 18 之縱向一維校直光測定單元 55 中，只獲得與對應的擬態肌之肌肉收縮（ATP 水解反應）相關聯的生命活力測定訊號 106。然後，此處所獲得的生命活力測定訊號照原樣被輸出（S108）。在此例示實施例中，因為生命活力測定訊號 106 的擷取方法非常簡單，所以有利地能夠以低成本製造生命活力用測定區 101 及獲得高度精確的測定訊號。

另一方面，在圖 36 所示之應用實施例中，在生命活力用測定區 101 之整個測定區中（圖 34 所示之生命活力用測定區的可測定範圍 521 之所有區域）測定生命活力，如 S111 所示。另外，在此事例中，作為生命活力用測定區，使用參考圖 20 至圖 22 之第 6.3.2 節所說明的方法。在生命活力測定電路的後部 86 中之後部的訊號處理操作區中，藉由使用 S106（S112）的測定資訊，從 S111 所獲得之生命活力測定訊號擷取必要的測定訊號，及被輸出作為必要的生命活力測定訊號（S113）。在採用此方法之事例中，除了圖 33 所示之“有關情感反應（或表情）的擬態肌”以外的其他臉部肌肉的收縮資訊也被獲得作為測定訊號，藉以能夠藉由使用後部的訊號處理操作區中之那些測定訊號來執行高階訊號處理。因此，藉由使用此應用實施例所示之方法，能夠更高度精確地測量生命活力。

臉部收縮的擬態肌之位置及其收縮量被測定以測量受檢查者的情感反應（或情感移動）之上述例示實施例可被應用到防止憂鬱或其早期測定或診斷。下面說明此應用實

施例。大部分的人在感覺憂鬱時不笑，及活潑表情的次數傾向減少。因此，如上面參考圖 33 所說明一般，甚至當一個身體上沒有損傷的人感到憂鬱時，仍估計到顴骨肌 503 及口輪匝肌 504 的收縮次數減少。當人感到更加憂鬱或感到由憂鬱所觸發的悲傷時，認為降鼻翼肌 505 的輕微收縮頻率增加。當憂鬱更加進展時，人笑得越少及漸漸變得面無表情。在此事例中，非常可能在降下唇肌 506 保持拉緊的同時鬆弛顴骨肌 503 及口輪匝肌 504。鑑於此，藉由測定收縮的擬態肌之位置及收縮量，可估計（測量）在那點憂鬱感覺有多深。另外，隨著時間過去之憂鬱感覺的頻率（如、憂鬱感覺持續多久或一天或一星期中憂鬱感覺多常出現），或者憂鬱感覺的出現頻率之時間相依變化（一個人是否忘記感覺及很快恢復，或者憂鬱狀態是否隨著時間過去繼續進展）將也是個問題。

因此，

1]若隨著時間過去可測量受檢查者的憂鬱之進展，則將有用於憂鬱的早期測定或醫療檢查。

除此之外，使用此應用實施例能夠

2]根據受檢查者的精神傾向來防止憂鬱。

即、容易想得相當嚴重的人及嚴肅的人傾向較容易產生憂鬱。因此，藉由監視受檢查者的臉部表情及抓取精神傾向，根據受檢查者之精神傾向可執行對憂鬱的警戒性測量。下面說明具體方法。如上述，臉部上收縮之擬態肌的位置及其收縮量被測定，及以值來表示在那點中受檢查者

的憂鬱感覺有多深（有關憂鬱的進展）。然後，若可經由第 7.2.2.3 節所說明之生命測定部 218 隨著時間過去連續執行測量，則檢查如此以值表示之憂鬱感覺的位準之時間相依變化。此能夠容易判斷受檢查者在哪一個位準，例如、“健康”、“感覺憂鬱”、“需要注意精神方面的健康”、“短期憂鬱（=需要連續檢查）”、“需要治療”、或“非常嚴重”，及能夠由精神科醫生來及時治療。

習知上，已試圖將利用腦波或近紅外光之血液中的氧分析用於憂鬱的診斷。然而，在上述方法中必須測量設備與患者接觸，如此產生在患者上加諸許多負擔以及難以長時間連續測量的此種問題。相反地，此應用實施例為完全無接觸方式的測量，使得能夠容易執行長時間的連續測量，而不會在受檢查者上加諸負擔。

下面說明藉由使用第 7 章所說明的生命測定部 218 之憂鬱症的預防及診斷方法。

<生命測定部設置在精神科醫生的諮詢室中之方法>

這是利用生命測定部 218 作為診斷裝置之方法及對應於包裝裝置。當非臥床的患者坐在此生命活力控制裝置前時，連續以數值形式出現憂鬱的進展位準。藉由使用此值，精神科醫生能夠以數字知道療效。

<生命測定部設置在患者身體四周及隨著時間過去抓取患者的感覺之時間相依變化的方法>

假設生命測定部 218 設置在桌上或鄰近電視或個人電腦之事例。在此應用實施例中，生命測定部 218 可以非接觸方式提供給受檢查者。另外，在使用參考圖 35 或 36 所說明之方法的事例中，即使受檢查者移動，可自動跟隨移動。因此，此能夠抓取隨著時間過去的長時間週期之患者的感覺變化。然後，藉由生命活力測定部 218 所獲得之生命活力測定訊號 248 或生命活力資訊 249 透過網路即時傳送到精神科醫生或電腦的管理者。此使精神科醫生或電腦的管理者能夠對憂鬱症執行早期預防性治療或早期測定。

若依據上述技術能夠進行對憂鬱症的此種早期測定，則亦可執行對應的早期治療。另外，應用實施例有助於憂鬱症的此治療。

12]生命活力的控制方法

此例示實施例具有特徵即為：

[1]以電磁波從生命體外面照射其內部；

[2]局部改變生命體的狀態；以及

[3]以非接觸方式控制生命活力。

下面說明用以執行控制之生命活力控制裝置的組態、用於生命活力的控制之基本原理等等。

12.1)生命活力的基本控制方法之概要

圖 37 圖示用於本例示實施例之生命活力控制裝置的例子。用於本例示實施例之生命活力控制裝置具有下面特

徵：

>>具有相當高強度之電磁波從生命體的外面投射到生命體的內部以便被使用作控制光；

>>具有波長在範圍不小於 $0.84\mu\text{m}$ 且不大於 $2.5\mu\text{m}$ 的電磁波被使用作爲控制光；

>>控制光被聚集在生命體中的特定位置；

>>生命體的控制及生命體的測定可平行執行

…在生命體中欲待控制之位置中測定活動狀態之後執行控制，或者在執行測定的同時執行控制；以及

>>可與控制光的照射同時施加來自外部的特定電壓。

在本例示實施例的生命活力之測量方法中，首先必須設定生命體中欲成爲控制對象之位置。爲了方便，在圖 37 中，用來作爲控制對象的欲待測定/控制之有機體的部分 600 被假設爲受檢查者的頭部，及本例示實施例利用神經元中的活動電位控制作爲例子。然而，本例示實施例並不侷限於此，及包括手、腳、及腰之生命體中的任何位置都可被用來作爲欲待測定/控制之有機體的部分 600，及此處的有機體可以是除了動物以外的植物、細菌、及微生物。

此生命活力控制裝置係設置有生命活力用受測點之位置測定監視器區 432，以監視欲待測定/控制之有機體的部分 600。此生命活力用受測點之位置測定監視器區 432 根據參考圖 14 及 16 之第 6.2 節所說明之方法來執行監視。另外，在受檢查者爲動物之事例中，在測定或控制期間會

稍微移動。在此種稍微移動的事例中，物鏡 31 被移動在三軸方向上以跟隨生命活力用受測點 30。

尤其是，當在生命活力用受測點之位置測定監視器區 432 最初設定生命活力用受測點 30 的位置之後欲待測定/控制之有機體的部分 600 移動時，生命活力用受測點之位置測定監視器區 432 自動測定其位移量，及根據如此測定的位移量藉由物鏡驅動電路 605 的操作移動物鏡 31，藉以機械化校正位移量。在圖 37 所示之例示實施例中，生命活力用受測點的位置測定光源 431 被設置作為不同於欲待用於生命活力的測定或控制之光（電磁波）的光源之構件，及將光投射到與執行生命活力的測定或控制之生命活力用受測點 30 相同的位置或到其相鄰位置（包括生命活力用受測點 30 之稍微廣泛的區域）。另一選擇是，可使用與欲待用於生命活力的測定或控制之光相同的光源來執行生命活力用受測點的位置測定。

藉由準直透鏡 606 將從發光組件 111 所發出之生命活力的測定/控制用電磁波（光）608 轉換成平行光，而後由物鏡 31 聚集在欲待測定/控制之有機體的部分 600 中之生命活力用受測點 30 上。藉由如此聚集生命活力的測定/控制用電磁波（光）608，產生下面效果：（1）只能夠控制在生命體之局部特定位置中之生命活力；以及（2）可有效使用生命活力的測定/控制用電磁波（光）608 之能量。

圖 37 圖示只具有一個發光組件 111 的組態，但是另一選擇是，可設置複數個發光組件 111。若從複數個發光

組件 111 所發出之生命活力的測定/控制用電磁波（光）608 通過同一物鏡 31，則可同時將光聚集在欲待測定/控制之有機體的部分 600 之複數個光點中，使得能夠同時控制複數個不同的生命活力用受測點 30 中之生命活力。另外，藉由獨立控制來自複數個發光組件 111 之各自光發射，可獨立改變複數個不同的生命活力用受測點 30 中之生命活力的控制之各自時序。

另外，生命活力用測定區 101 係設置在圖 37 所示之生命活力控制裝置中，及可與生命活力的控制平行執行生命活力的測定。此產生本例示實施例的下面效果：（1）可藉由測定其生命活力狀態來檢查生命活力用受測點 30 中之控制的必要性之後執行生命活力的控制，使得生命活力的控制效率增加；以及（2）在控制生命活力的同時可執行生命活力的測定，使得能夠即時檢查生命活力的控制之效果及增加生命活力的控制之有效性。需注意的是，圖 37 之生命活力用測定區 101 使用參考圖 17 至 20 之第 6.3 節所說明的原理，及具有所說明的組態。

同時，在圖 37 所示之生命活力控制裝置中，單一光源（發光區 111）被用於生命活力的測定及控制。此產生下面效果：（1）可降低必要組件的數目，使得能夠達成生命活力控制裝置的尺寸縮小及成本降低；以及（2）不需要為生命活力的測定及控制分開校直光學系統（光學調整），及簡化生命活力控制裝置的組裝，使得能夠達成生命活力控制裝置的成本降低及高度可靠性。在此方法的事

例中，隨著時間過去改變從發光組件 111 所發出之電磁波（光）的光量，以便隨著時間過去在生命活力的測定及控制之間切換。即、在生命活力的測定時降低從發光組件 111 所發出之電磁波（光）的光量，同時，在間歇性所執行的生命活力之控制時增加從發光組件 111 所發出之電磁波（光）的光量。依據來自控制區 603 的指示，藉由調變訊號產生器 118 控制此時的光發射量之變化。然後，根據來自此調變訊號產生器 118 的輸出訊號，發光組件驅動器 114 改變欲待供應到發光組件 111 的電流量。

另一選擇是，可為生命活力的測定及控制設置不同光源。在那事例中，具有如下此種有利點：（1）可在相同時區執行生命活力的控制及測定，使得能夠提高生命活力的測定準確性及更加提高生命活力的控制有效性。如圖 28 所示，通常在複數個區域（範圍）中分開生命活力的測定及控制用適當波長。因此，在不同光源被用於生命活力的測定及控制之事例中，理想上選擇用以發出具有包括在彼此不同波長範圍（區域）中之波長的各自電磁波（光）之光源。

另外，圖 37 所示之生命活力控制裝置具有特徵即為：可同時執行照射生命活力的測定/控制用電磁波（光）608 到生命活力用受測點 30 及從外面施加特定電壓。當如此同時執行特定電壓的施加時，可更有效率地執行生命活力的控制。此處，控制區 603 執行同步控制增加發光組件 111 的光發射量之時序及在生命活力的控制時施

加特定電壓之時序。即、當從控制區 603 輸出命令訊號時，調變訊號產生器 604 操作用於高電壓及高頻產生之電力供應 602，以便臨時產生高電壓。此高電壓被施加到電極端子（板）601-1 及 601-2，使得強力電場出現在電極端子（板）601-1 與電極端子（板）601-2 之間。出現在電極端子（板）601-1 與電極端子（板）601-2 之間的此強力電場之效果類似於用於心肺復甦術的 AED（自動體外心臟去顫器）。

同時，兩電極端子（板）601-1 及 601-2 的配置係固定在圖 37 所示之生命活力控制裝置中，及欲待測定/控制之有機體的部分 600（受檢查者的頭部等等）將被插入其間。然而，配置並不侷限於此，及電極端子（板）601-1 及電極端子（板）601-2 可直接附著（或臨時黏附）於欲待測定/控制之有機體的部分 600（受檢查者的頭部等等）之表面。

另外，圖 38 圖示圖 37 所示之生命活力控制裝置的應用實施例。圖 38 具有特徵即為：生命活力的測定/控制用電磁波 608 被引導到光學波導 609，使得以像內診鏡及導尿管之生命活力的測定/控制用電磁波 608 照射生命體的內部。另外，在此事例中，從生命活力用受測點的位置測定監視區 432 所獲得之訊號被傳送到光學波導驅動電路 610，以便控制設置在光學波導 609 的頂端之物鏡 31 的位置。如圖 38 所示，當使用光學波導 609 時，藉由以生命活力的測定/控制用電磁波 608 來照射位置，甚至在欲待

測定控制對象的有機體中之位置深處中仍可執行生命活力的控制，藉以大幅提高可控制範圍。

另外，本例示實施例並不侷限於該組態，及發光組件驅動器 114、發光組件 111、及生命活力用測定區 101 可被框覆在一小型膠囊中。在此事例中，例如，以受檢查者使膠囊變淺之此種方式將膠囊引進身體內，及藉由與設置在身體外面的控制區無線通訊而從外面控制膠囊的位置。在圖 38 之應用實施例中，受檢查者在將光學波導 609 引進身體內時具有負擔。相反地，若使用膠囊，則不僅可大幅降低受檢查者的負擔，而且可長時間連續投射生命活力的測定/控制用電磁波 608，使得能夠大幅提高生命活力的控制效率（如、療效）。

12.3)離子通道的分子結構及閘控法

說明電壓閘控 Na^+ 離子通道存在於神經元細胞體 1 中，尤其是，它們許多分佈在神經元細胞體 1 的軸索 2 之根部附近。在 B. Hille：可激發膜的離子通道第 3 版 (Sinauer Associate 公司，2001) 第 110 頁，第 7 刷，說明電壓閘控離子通道的模型，及在圖 39(a)中圖示模型的摘錄之簡化形態。此處，電壓閘控 Na^+ 離子通道 11 的“覆蓋（閘）”及“帶正電部”分別對應於圖 39(a)中之閘 615 及帶電部 616。

同時，如圖 39(a)所示，離子通道嵌入細胞膜 613 中，細胞膜 613 分開面向神經元中的細胞質之內層 612 與

位在神經元外面的細胞膜之外層 611。此離子通道係由彼此連接的胺基酸所構成之蛋白質所製成。如圖 39(b)所示，在蛋白質中，由兩碳原子 C 及一氮原子所構成之原子排列被重複以形成胺基酸的主鏈 623。尤其是，氫鍵合部 621 係形成在雙鍵合到胺基酸的一主鏈 623 上之碳原子 C 的氧原子與共價鍵合到胺基酸的相鄰主鏈 623 上之氮原子的氫原子之間，如此使蛋白質的一部分具有 α 螺旋形態，其中胺基酸的主鏈 623 具有螺旋三級結構。

此處，在圖 39(b)中以“R”表示胺基酸的殘基。在圖 39(a)、(c)、及(d)中，以“圓柱”的形狀表示具有此 α 螺旋形態之蛋白質的部分，及以 α 、 β 、 γ 、及 δ 表示各自的圓柱部分。同時，一氫鍵合部 621 本身的鍵合強度並未如此強，但是在 α 螺旋形態中具有許多氫鍵合部 621，使得整個鍵合強度變強。因此，具有 α 螺旋形態之圓柱部分具有非常強的機械強度（彎曲應力）。

如圖 39(a)所示，在休息期別期間圓柱部分 α 及 β 的端部關閉，使得閘 615 關閉。甚至在此休息期別期間，具有正電荷之離子將進入面向細胞質的內層 612，因為[1]細胞膜的外層 611 比面向細胞質之內層 612 的離子濃度高很多，及[2]在細胞膜 613 中出現有電位梯度（波浪線中的箭頭）。然而，圓柱部分 α 及 β 的機械強度防止正離子的進入力。另外，在各別連接到圓柱部分 α 及 β 之圓柱部分 γ 及 δ 的每一個內部，具有“正電荷”的殘基鍵合到胺基酸的殘基 622，藉以形成帶電部 616。此具有正電荷之殘基

大概是賴胺酸的殘基或精胺酸的殘基。因為在生命體之水環境中（約 pH7）組胺酸的殘基中之正電荷量非常小，所以不假設組胺酸的殘基促成此。

另外，在休息期別期間，由於來自藉由細胞膜 613 中之波浪線中的箭頭所指示之電位梯度而出現的電場之靜電力，此帶電部 616 移動到最接近面向細胞質的內層 612 之位置。帶電部 616 的移動使圓柱部分 γ 及 δ 能夠扭轉，使得裂解 614 的空間擴張。認為此裂解 614 的擴張力到達圓柱部分 α 及 β 及運作成關閉閘 615 的力。此處，正電荷聚集在細胞膜 613 的外層 611 之表面上及負電荷聚集在面向細胞質的內層 612 上，藉以產生電位梯度之狀態被稱作“極化狀態”。

另一方面，當如圖 39(c)所示一般產生去極化狀態及電位梯度減少時，藉由靜電力使帶電部 616 較接近面向細胞質的內層 612 之力變弱。此使圓柱部分 γ 及 δ 的扭轉力變弱，使得帶電部 616 回到正常位置及裂解 614 的空間縮短。因此，圓柱部分 α 及 β 彼此結合一起打開閘 615。當閘 615 被打開時， Na^+ 離子從細胞膜的外層 611 流入面向細胞質的內層 612，及“神經元活動電位”及“沿著軸索纖維的脈衝傳播”出現。習知上已知到目前為止的說明。

就這一點而言，此例示實施例具有特徵即為：在休息期別期間，“以包括具有特定波長的電磁波（光）之電磁波（光）照射此離子通道，使得圓柱部分 α 及 β 的機械強度被改變以便控制閘 615 的開及關”。本例示實施例具有

下面效果：[1]因為生命活力控制裝置價格低廉，所以任何人都可容易執行生命活力的測定/測量及控制；[2]因為高空間解析度，所以在除了欲待控制的目標部以外之處幾乎不會出現不利的作用；以及[3]因為波長的選擇性，所以在其他生命活力中幾乎不會出現不利的作用。

如上述，藉由圖 39(b)所示之氫鍵的鍵合強度維持確實執行閘 615 的開及關必不可少之圓柱部分 α 及 β 的機械強度。本例示實施例具有特徵即為：投射激發出現在此 C = O...H-N 之氫鍵的振動模式之電磁波（光）。由於激發狀態的非常高振動能量，在激發狀態之氫鍵合部 621 中，[1]氫鍵合強度被大幅減弱，或[2]氫鍵被劈開的現象出現。結果，圓柱部分 α 及 β 的機械強度大幅減少，以及無法限制朝向面向細胞質的內層 612 之正離子的進入力，藉以能夠如圖 39(d)所示一般打開閘 615。

到目前為止的說明論及未組合外部電場之下只藉由照射電磁場（光）來加速神經元活動電位之方法。作為另一應用實施例，藉由外來電場施加的支援及連同電磁場（光）的照射一起使用，可以較高準確性精密地控制神經元活動電位及沿著軸索纖維的脈衝傳播。即、在圖 39(a)的極化狀態中關閉離子通道的閘 615，而在圖 39(c)的極化狀態中打開離子通道的閘 615。就這一點而言，藉由從外面施加強力電場至此，將特定離子通道設定成在極化與去極化之間的中間狀態（緊接在打開閘 615 之前所產生的場強度）。因此，在此中間狀態之離子通道中，由於圓柱部

分 α 及 β 的機械強度之些微變化（強度的劣化）使其閘 615 打開。

從外面給予強力電場之方法即為：藉由驅動圖 37 所示之生命活力控制裝置中的高電壓及高頻率產生用電力供應 602，將高電壓暫時施加在電極端子（板）601-1 及 601-2 之間。因為藉由外來電場施加的支援會大幅減少欲待投射的電磁場（光）之光量，所以不僅可進一步降低由於生命活力的控制所導致之副作用的出現，而且可降低由於強力電磁場（光）的照射所導致之離子通道的毀壞風險。此產生外來電場施加的支援可大幅提高生命活力之控制期間的安全性之此種效果。

12.4) 生命活力的控制之特性

下面將說明適於藉由離子通道的閘 615 之打開及關閉或沿著軸索纖維控制的脈衝傳播之欲待為神經元活動電位控制所投射之電磁場（光）的波長。如第 12.3 節所說明一般，在此事例中，必須激發 $C = O \dots H-N$ 之氫鍵中所產生的振動模式。此類型的振動模式之激發具有相當接近於表格 7 中之一列“二級胺-CONH-的氫鍵合部之振動”的特徵。如此，如第 4.7 或 11.4 節所示一般，當考量藉由測量錯誤或測量環境所導致的測定值之差的振動範圍被估計作 $\pm 15\%$ 時，振動範圍如下：

$$1.53 \times (1 - 0.15) = 1.30, \quad 1.67 \times (1 + 0.15) = 1.92, \text{ 以及}$$

$$1.04 \times (1 - 0.15) = 0.88, \quad 1.12 \times (1 + 0.15) = 1.29.$$

因此，當總結這些值時，可獲得下面範圍：

- 對應於第 1 泛波之吸收帶的波長範圍從 $1.30\mu\text{m}$ 到 $1.92\mu\text{m}$ ；以及
- 對應於第 2 泛波之吸收帶的波長範圍從 $0.88\mu\text{m}$ 到 $1.29\mu\text{m}$ 。

有關如此獲得的範圍，藉由排除被圖 28 所示之水分子大量吸收的波長範圍所獲得之剩餘範圍如下：

- 對應於第 2 泛波之吸收帶的波長範圍從 $0.88\mu\text{m}$ 到 $0.94\mu\text{m}$ 及 $1.03\mu\text{m}$ 到 $1.29\mu\text{m}$ ，
- 對應於第 1 泛波之吸收帶的波長範圍從 $1.52\mu\text{m}$ 到 $1.89\mu\text{m}$ ，如圖 28 所示。

然而，範圍只圖示第 n 泛波的測定範圍到最後。對應於組合之吸收帶亦包括在近紅外線區中。鑑於此，當亦考量測定組合之波長範圍時，具有被圖 28 所示的水較不吸收之第一、第二、第三、第四、及第五波長範圍 I 至 V 可被利用作為目標範圍。另一選擇是，若組合用吸收帶中的吸收量大且不太受到水的吸收影響，則理想的波長範圍將在 $0.84\mu\text{m}$ （或 $0.875\mu\text{m}$ ）到 $2.50\mu\text{m}$ 的範圍中，如第 4.7 節所示一般。

作為藉由減少 α 螺旋的機械強度來控制生命活力之具體例子，第 12.3 節已說明離子通道中之閘控。另一選擇是，可藉由減少其他 α 螺旋的機械強度來控制生命活力，作為另一例示實施例。例如，如第 11.1 節所說明一般，肌凝蛋白包括在架構肌中。 α 螺旋包括在此肌凝蛋白的三

級結構中，以便保證架構肌收縮時的機械強度。鑑於此，當架構肌收縮時，可以具有波長在上述範圍內之光照射架構肌，以減少 α 螺旋的機械強度，使得肌肉收縮力變弱。

【符號說明】

W：光測定單元

μ ：光點

ξ ：光點

a：光測定單元

b：光測定單元

c：光測定單元

d：光測定單元

e：光測定單元

f：光測定單元

g：光測定單元

h：光測定單元

i：光測定單元

j：光測定單元

k：光測定單元

l：光測定單元

m：光測定單元

n：光測定單元

o：光測定單元

p：光測定單元

- q : 光測定單元
r : 光測定單元
s : 光測定單元
t : 光測定單元
1 : 神經元細胞體
2 : 軸索
5 : 神經肌接合
6 : 肌肉細胞
7 : 中樞神經系統層
8 : 肌肉細胞
11 : 電壓閘控 Na^+ 離子通道
12 : 髓鞘
17 : 角錐形細胞體
18 : 星狀細胞體
24 : 期別
27 : 隨後電位變化
28 : 微血管
30 : 受測點
30 α : 受測點
30 δ : 受測點
30 ϵ : 受測點
31 : 物鏡
32 : 測定透鏡
33 : 光學路徑

- 34：反射鏡
- 35：針孔
- 35-1：針孔
- 35-2：針孔
- 35-3：針孔
- 36：光電探測器
- 36-2：光電探測器
- 36-3：光電探測器
- 37：光柵
- 38-01：光測定單元
- 38-02：光測定單元
- 38-03：光測定單元
- 38-04：光測定單元
- 38-05：光測定單元
- 38-06：光測定單元
- 38-07：光測定單元
- 38-08：光測定單元
- 38-09：光測定單元
- 38-10：光測定單元
- 38-11：光測定單元
- 38-12：光測定單元
- 38-13：光測定單元
- 38-14：光測定單元
- 38-15：光測定單元

- 40 : 標記位置
- 41 : 生命體表面
- 42 : 相機透鏡
- 42-1 : 相機透鏡
- 42-2 : 相機透鏡
- 43 : 二維光電探測器
- 43-1 : 二維光電探測器
- 43-2 : 二維光電探測器
- 43-3 : 二維光電探測器
- 44 : 距離
- 45 : 表面點
- 46 : 位置監視區
- 47 : 反射光量
- 48 : 反射光量
- 51 : 二維液晶快門
- 51-1 : 二維液晶快門
- 51-2 : 二維液晶快門
- 51-3 : 二維液晶快門
- 52 : 聚光透鏡
- 53 : 光柵
- 54 : 光測定單元
- 54 : 側向一維校直光測定單元
- 54-1 : 側向一維校直光測定單元
- 54-3 : 側向一維校直光測定單元

- 55：縱向一維校直光測定單元
55-2：縱向一維校直光測定單元
55-3：縱向一維校直光測定單元
56：透光區
 56μ ：透光區
 56ξ ：透光區
 56ζ ：透光區
 56θ ：透光區
 56λ ：透光區
57：成像透鏡
58：生命活力測定訊號
60：濾色器
62：測定訊號線
68：雙凸透鏡
71：二維排列的單元陣列
72：線圈
73：磁鐵
74：激發線圈
75：部分
80：測定單元
81：電力線和接地線
82：傳送線
83：輸出線
84：測定線圈

- 85 : 前部
86 : 後部
101 : 測定區
103 : 訊號測定區
106 : 生命活力測定訊號
111 : 發光組件
113 : 調變訊號產生器
114 : 發光組件驅動器
115 : 照射光
118 : 調變訊號產生器
142 : 記憶體區
163 : 測定時間
218 : 生命測定部
248 : 生命活力測定訊號
249 : 生命活力資訊
401 : 反射光量變化
431 : 位置測定光源
432 : 位置測定監視器區
440 : 期別
441 : 期別
451 : 同步訊號
452 : 識別資訊
453 : 識別資訊
454 : 原始資訊

- 501 : 巾頂肌
- 502 : 繹眉肌
- 503 : 巾骨肌
- 504 : 口輪匝肌
- 505 : 降鼻翼肌
- 506 : 降下唇肌
- 507 : 頰肌
- 511 : 肌肉收縮活力
- 512 : 肌肉收縮活力
- 513 : 振幅值
- 521 : 可測定範圍
- 522 : 位置
- 600 : 部分
- 601-1 : 電極端子 (板)
- 601-2 : 電極端子 (板)
- 602 : 電力供應
- 603 : 控制區
- 604 : 調變訊號產生器
- 605 : 物鏡驅動電路
- 606 : 準直透鏡
- 608 : 電磁波 (光)
- 609 : 光學波導
- 610 : 光學波導驅動電路
- 611 : 外層

- 612 : 內層
613 : 細胞膜
614 : 裂解
615 : 閘
616 : 帶電部
621 : 氢鍵合部
622 : 殘基
623 : 主鏈
19 : 神經膠質細胞
52-1 : 聚光透鏡
52-2 : 聚光透鏡
52-3 : 聚光透鏡
53-1 : 光柵
53-2 : 光柵
53-3 : 光柵
54-2 : 側向一維校直光測定單元
55-1 : 縱向一維校直光測定單元
85-01 : 前部
85-02 : 前部
85-03 : 前部
85-04 : 前部
85-05 : 前部

申請專利範圍

1. 一種應用至生命體之非侵入性方法，包含：

以具有指定波長的第一電磁波照射該生命體，該指定波長在 $1.028 \mu\text{m}$ 至 $2.50 \mu\text{m}$ 的範圍內；

設定一與生命體表面下深度相關的受測區域之位置；

測定關於第二電磁波之訊號，該第二電磁波具有與該指定波長相同之波長，以及該第二電磁波自該受測區域獲得；以及

基於測定之該訊號測定該生命體中之神經活力。

2. 根據申請專利範圍第 1 項之方法，其中，該受測區域之位置以自該生命體獲得的第三電磁波測定。

3. 根據申請專利範圍第 2 項之方法，其中，該受測區域之位置利用三角法(trigonometry)測定。

4. 根據申請專利範圍第 2 項之方法，其中，該受測區域之位置利用該第三電磁波所成影像圖案與圖案匹配法測定。

5. 根據申請專利範圍第 1 項之方法，還包含：控制該生命體中之生命活力。

6. 根據申請專利範圍第 1 項之方法，還包含：依據測定之該訊號提供服務。

7. 一種應用至生命體之非侵入性方法，包含：

以具有指定波長的第一電磁波照射該生命體，該指定波長在 $1.028 \mu\text{m}$ 至 $2.50 \mu\text{m}$ 的範圍內；

設定一與生命體表面下深度相關的受測區域之位置；

測定關於第二電磁波之訊號，該第二電磁波具有與該指定波長相同之波長，以及該第二電磁波自該受測區域獲得；以及

基於測定之該訊號測定該生命體中之肌肉活力。

8.根據申請專利範圍第 7 項之方法，還包含：控制該生命體中之生命活力。

9.根據申請專利範圍第 7 項之方法，還包含：依據測定之該訊號提供服務。

10.一種應用至生命體之非侵入性方法，包含：

以具有指定波長的第一電磁波照射該生命體，該指定波長在 $1.028 \mu\text{m}$ 至 $2.50 \mu\text{m}$ 的範圍內；

設定一與生命體表面下深度相關的受測區域之位置；

測定關於第二電磁波之訊號，該第二電磁波具有與該指定波長相同之波長，以及該第二電磁波自該受測區域獲得；以及

基於測定之該訊號測定該生命體中之細胞活力。

11.根據申請專利範圍第 10 項之方法，其中，該受測區域之位置以自該生命體獲得的第三電磁波測定。

12.根據申請專利範圍第 11 項之方法，其中，該受測區域之位置利用三角法(trigonometry)測定。

13.根據申請專利範圍第 11 項之方法，其中，該受測區域之位置利用該第三電磁波所成影像圖案測定。

14.根據申請專利範圍第 13 項之方法，其中，該受測區域之位置利用該第三電磁波所成影像圖案與圖案匹配法

測定。

15. 根據申請專利範圍第 10 項之方法，還包含：控制該生命體中之生命活力。

16. 根據申請專利範圍第 10 項之方法，還包含：依據測定之該訊號提供服務。

17. 一種於生命體中測定細胞活力之設備，包含：

用於發射具有指定波長的第一電磁波之發光區 (section)，該指定波長在 $1.028 \mu\text{m}$ 至 $2.50 \mu\text{m}$ 的範圍內；

用於設定一與生命體表面下深度相關的受測區域之位置的位置設定區；以及

用於測定關於第二電磁波之訊號及基於測定之該訊號測定該生命體中之細胞活力的測定區，該第二電磁波具有與該指定波長相同之波長，以及該第二電磁波自該受測區域獲得。

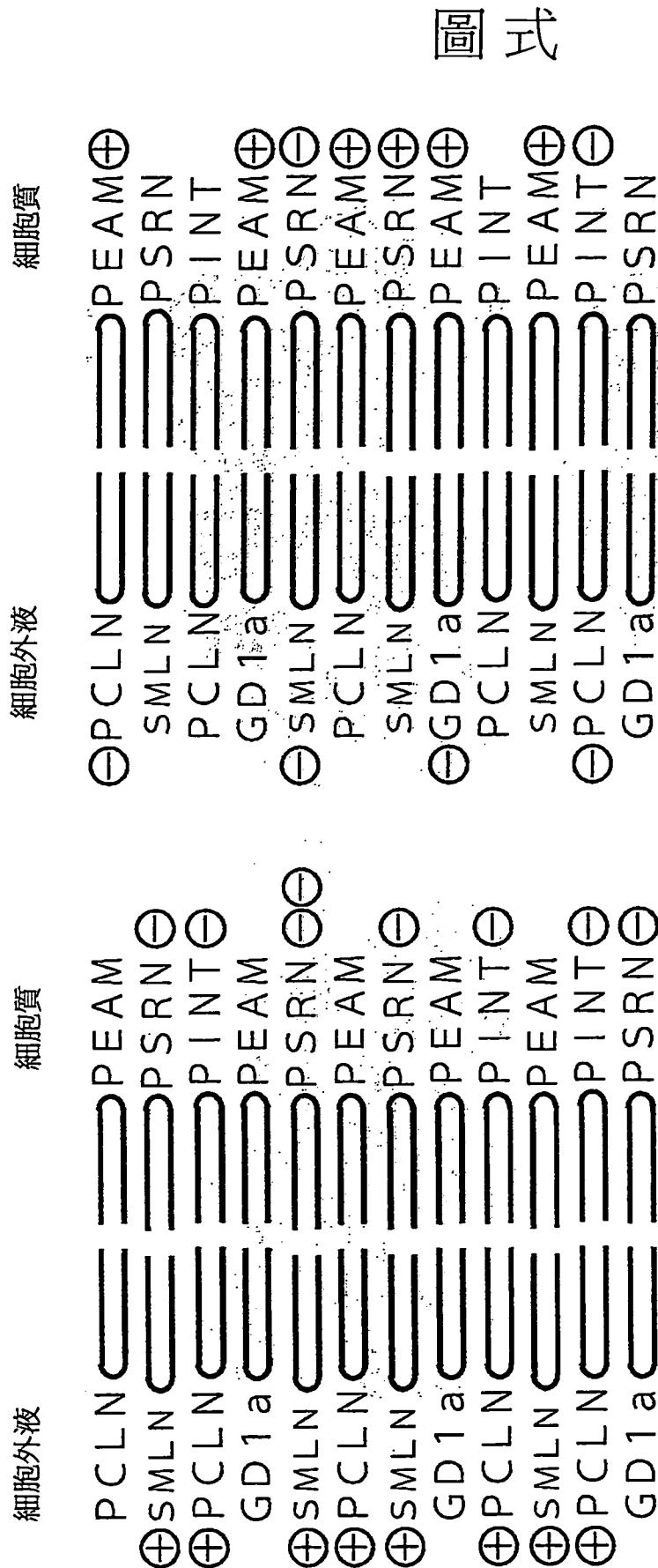
18. 一種光測定器，用於接收具有指定波長的第一電磁波以及產生訊號，該指定波長在 $1.028 \mu\text{m}$ 至 $2.50 \mu\text{m}$ 的範圍內，其中，

該光測定器對該指定波長具有敏感性以產生訊號，

該訊號組構成有關於生命體中之細胞活力，

該第一電磁波組構成得自受測區域，該受測區域之位置設定成與生命體表面下深度相關，以及

該生命體被第二電磁波照射，該第二電磁波具有與該指定波長相同之波長。



(a) 在休息電位的事例中

(b) 在活動電位的事例中

圖 1

PCLN : 磷脂醯膽鹼, SMLN : 納磷脂, GD1a : 神經節苷脂
 PSRN : 磷脂醯絲氨酸, PEAM : 磷脂醯乙醇胺, PINT : 磷酸脂肌酸

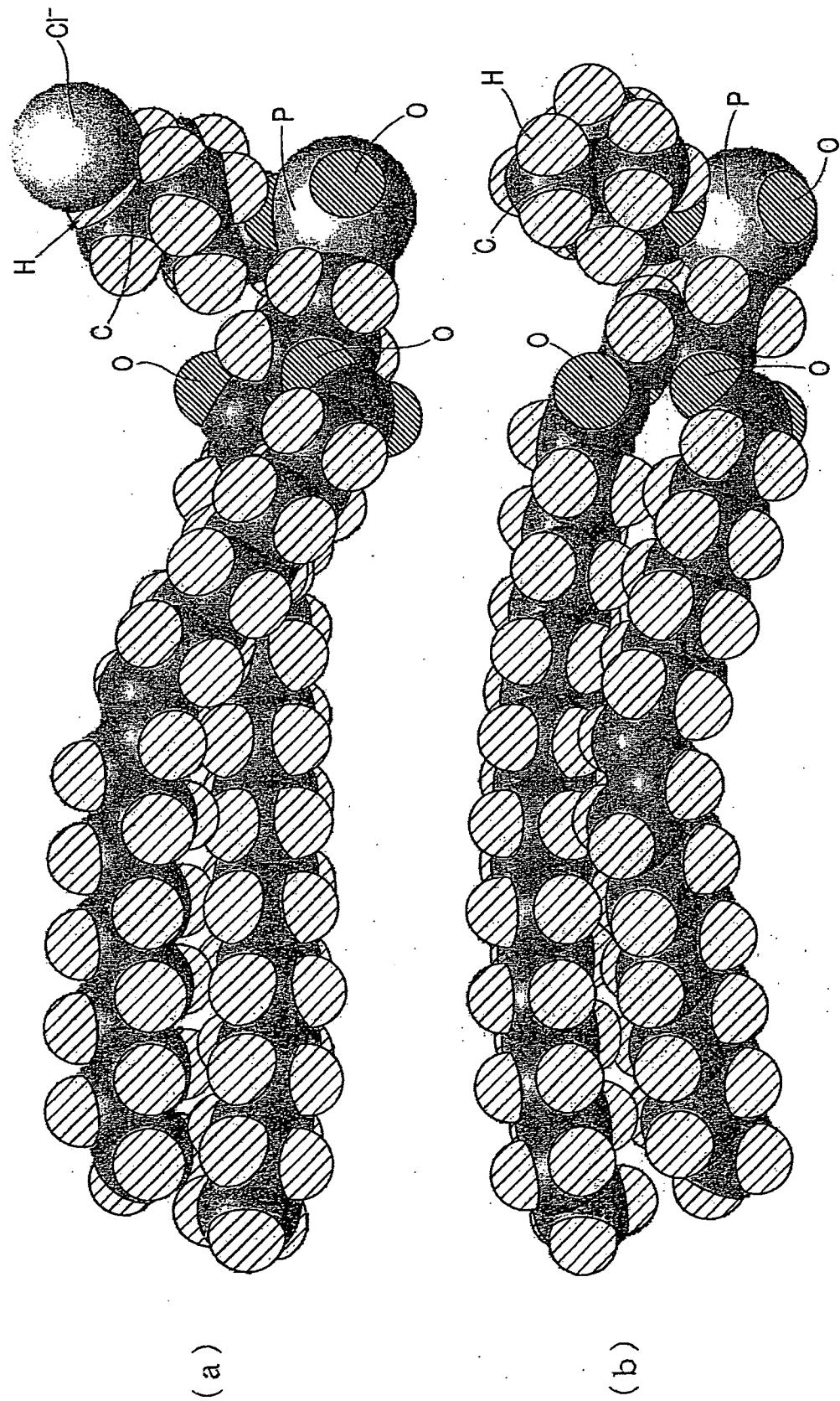


図 2

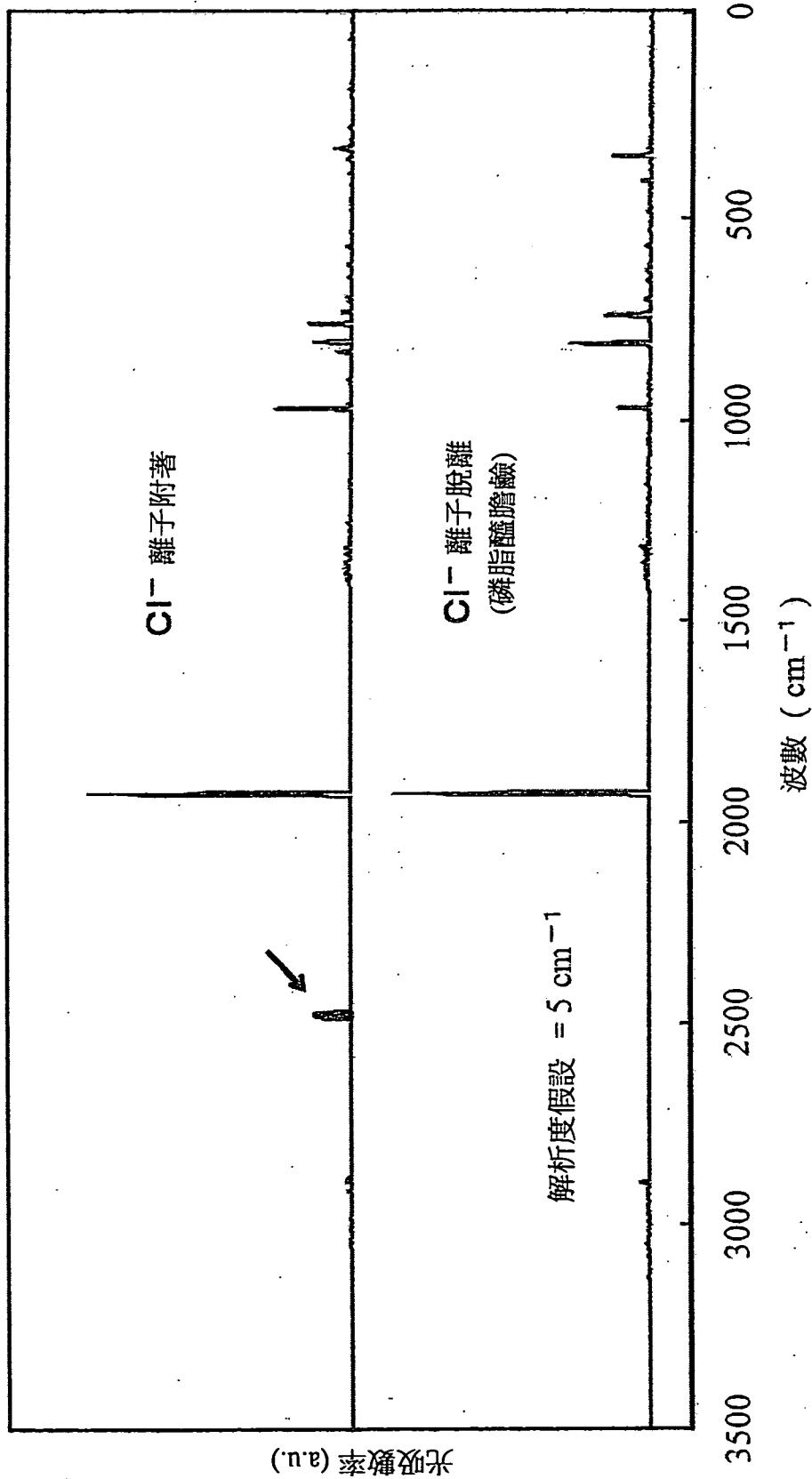


圖 3

< 依據量子力學獲得關係式 >

< 利用電腦模擬的數值分析 >

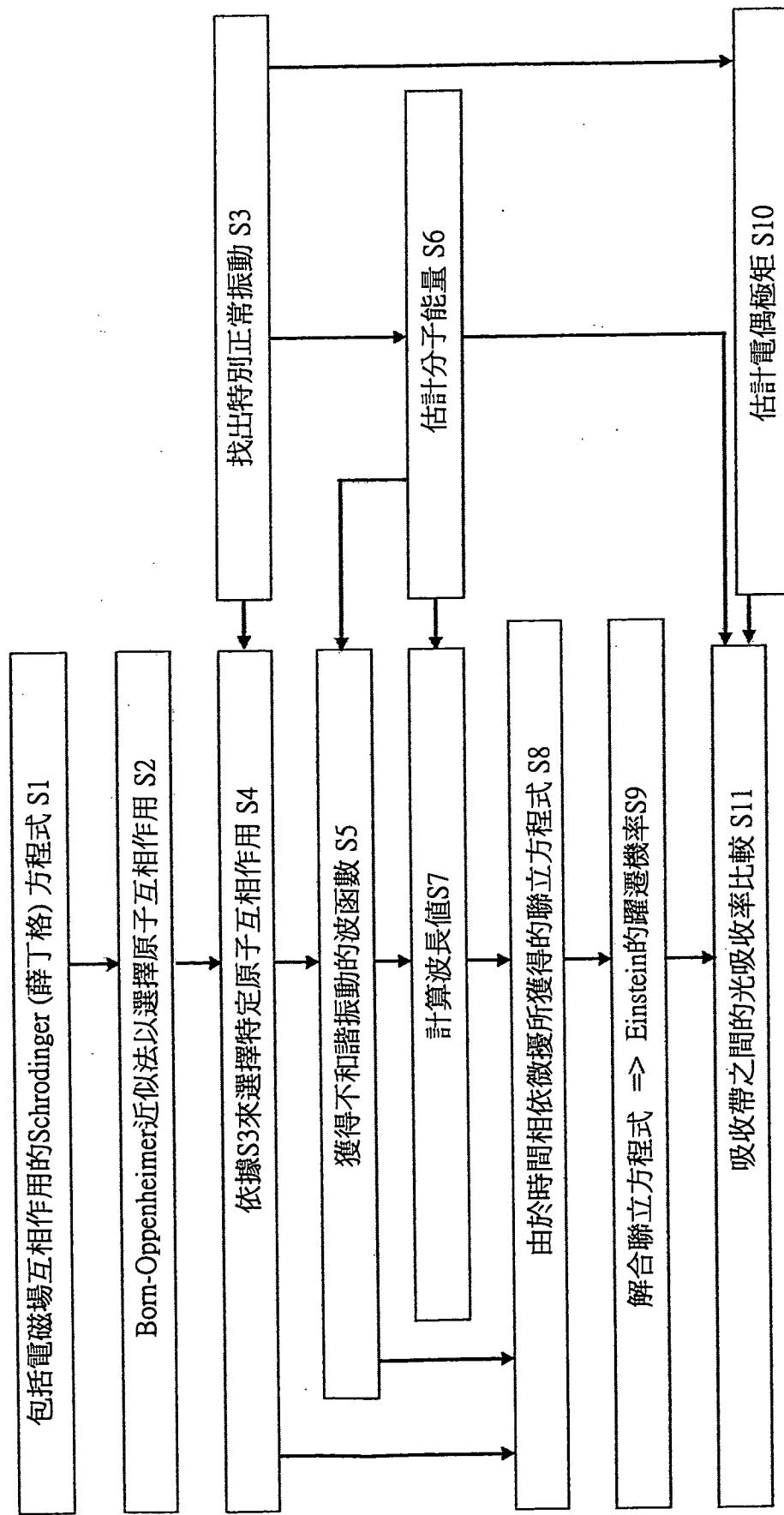


圖 4

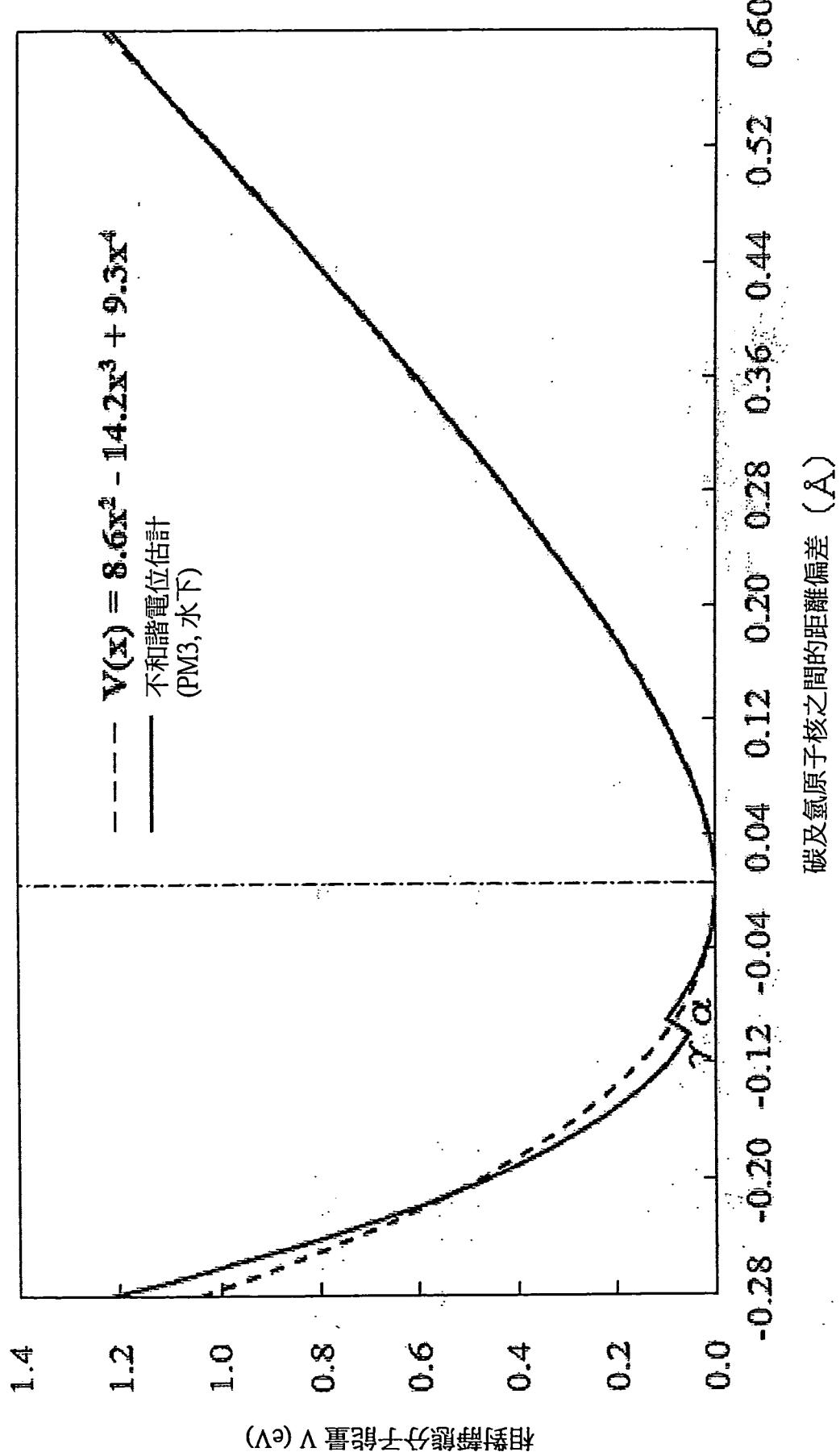
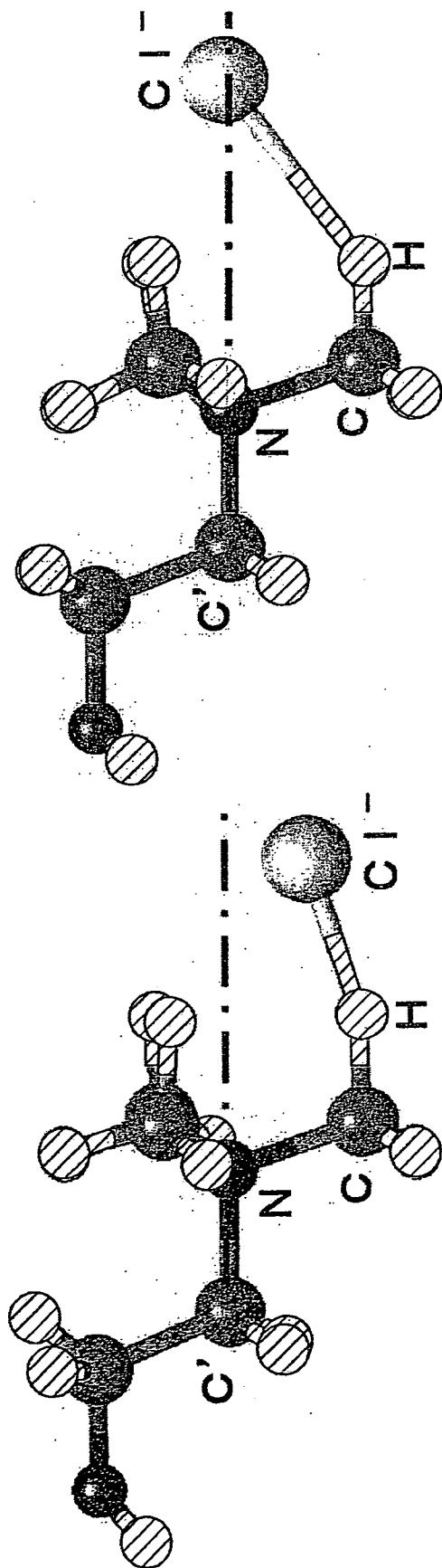


圖 5



(a) 當碳及氯原子核之間的距離適當時之原子排列

(b) 當碳及氯原子核之間的距離小於適當值的0.10 (A) 時之原子排列

圖 6

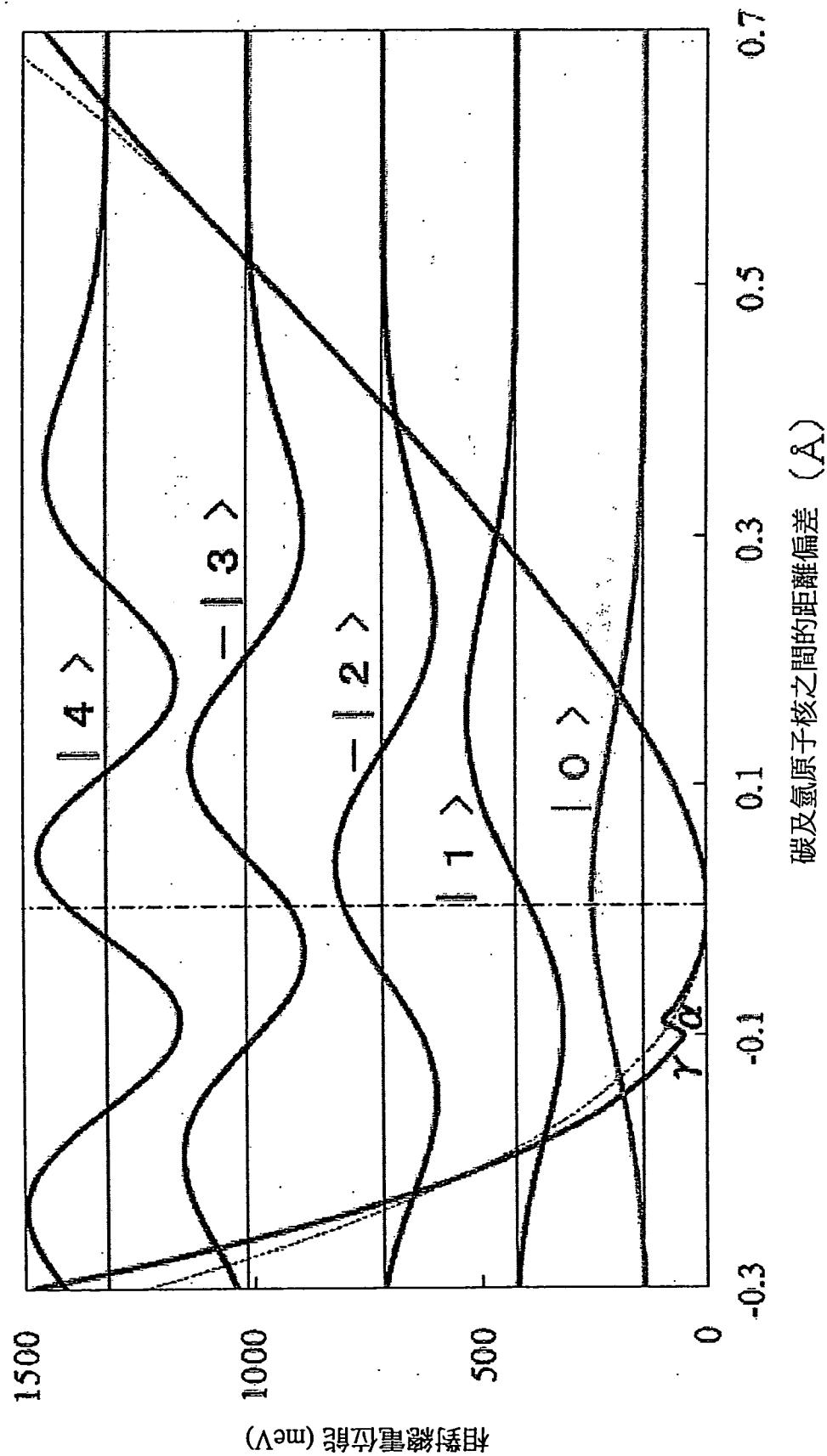


圖 7

碳及氫原子核之間的距離偏差 (\AA)

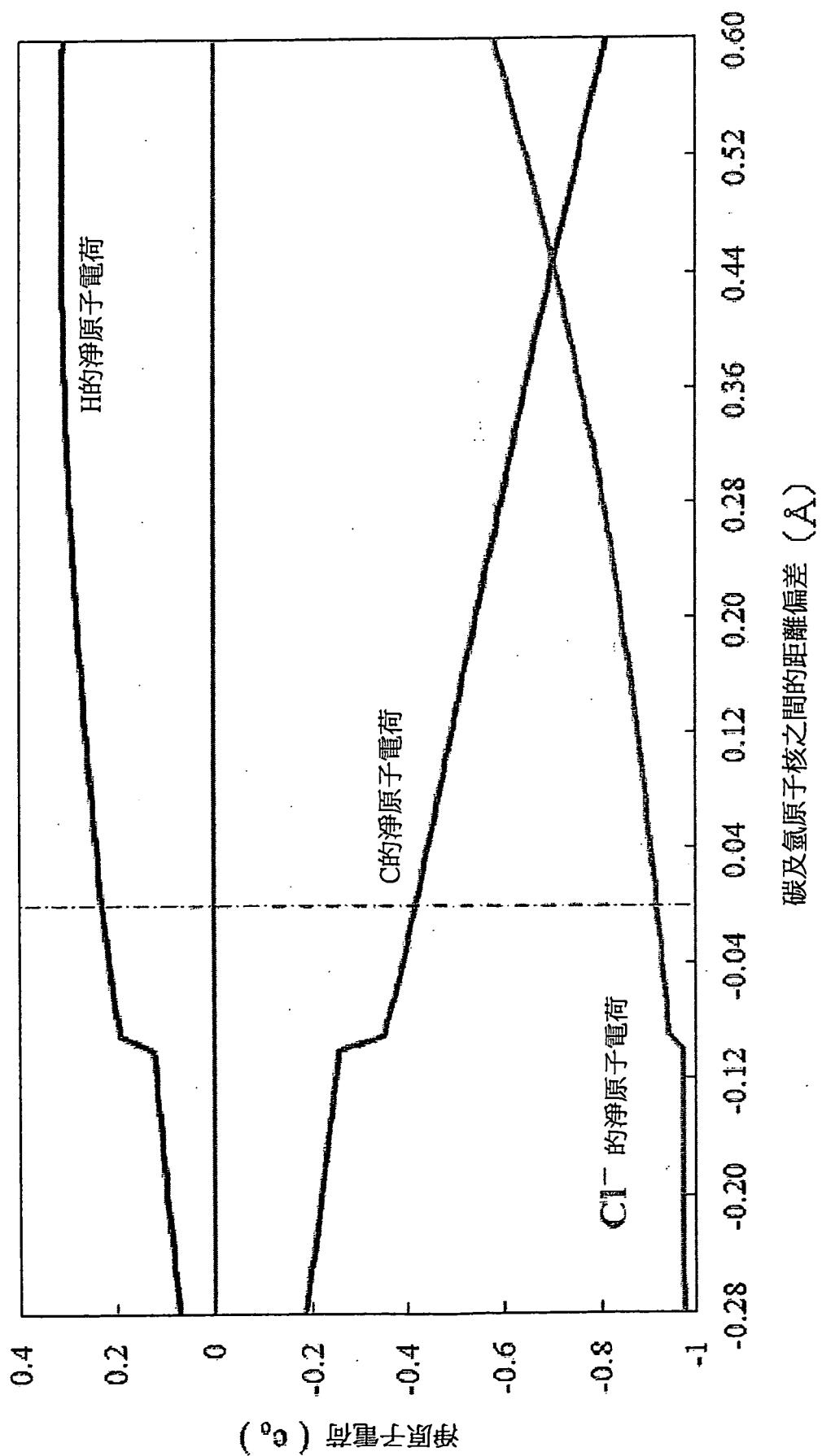
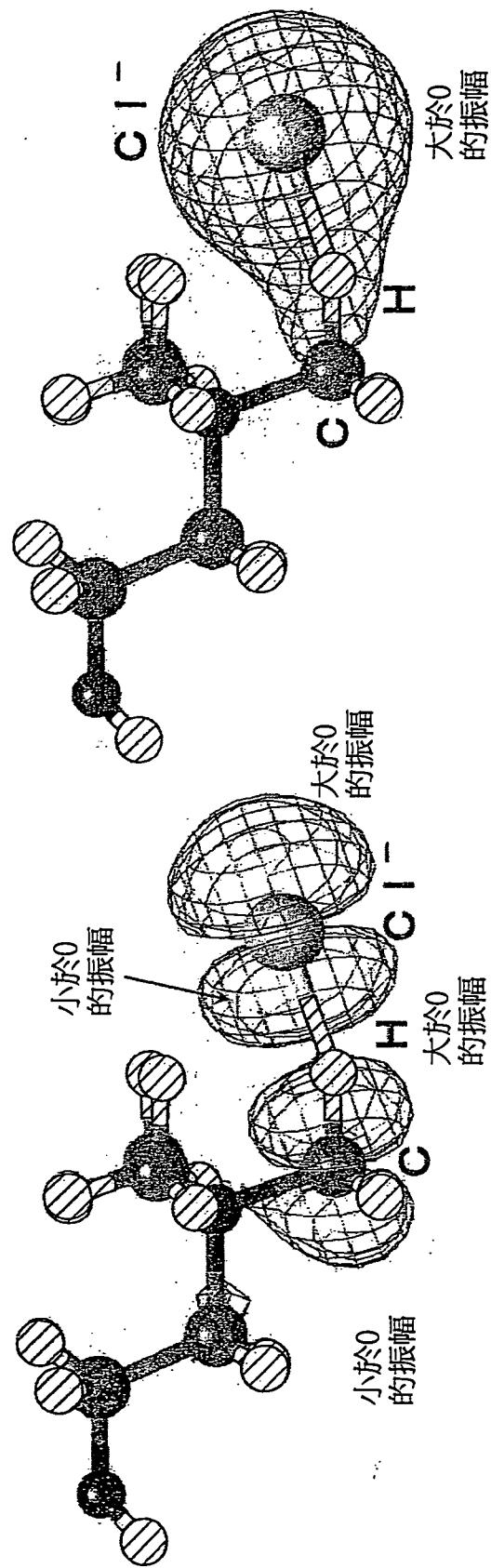


圖 8

圖 9

(b) 對應於最小值的本徵值



(a) 對應於HOMO的本徵值

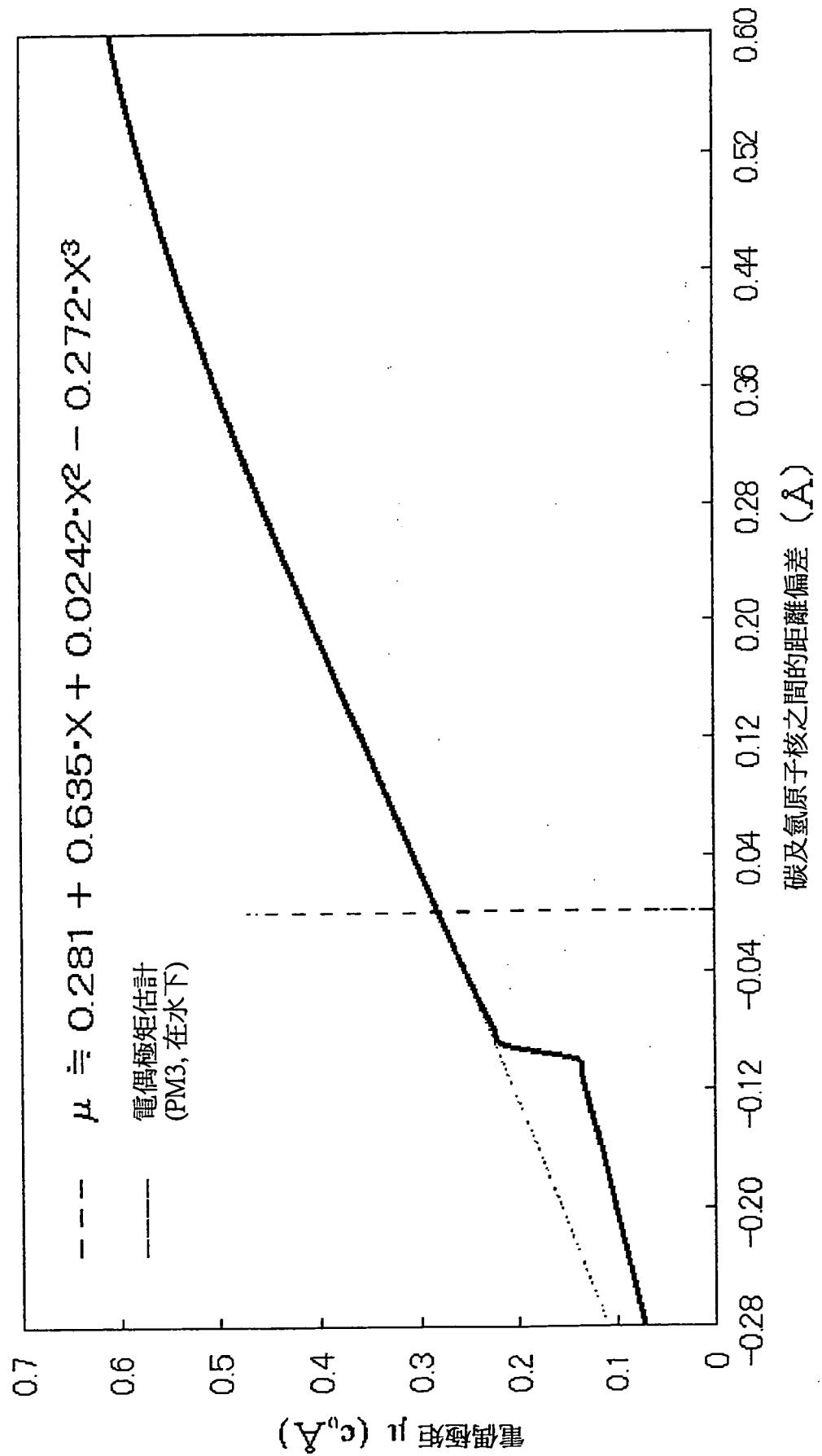


圖 10

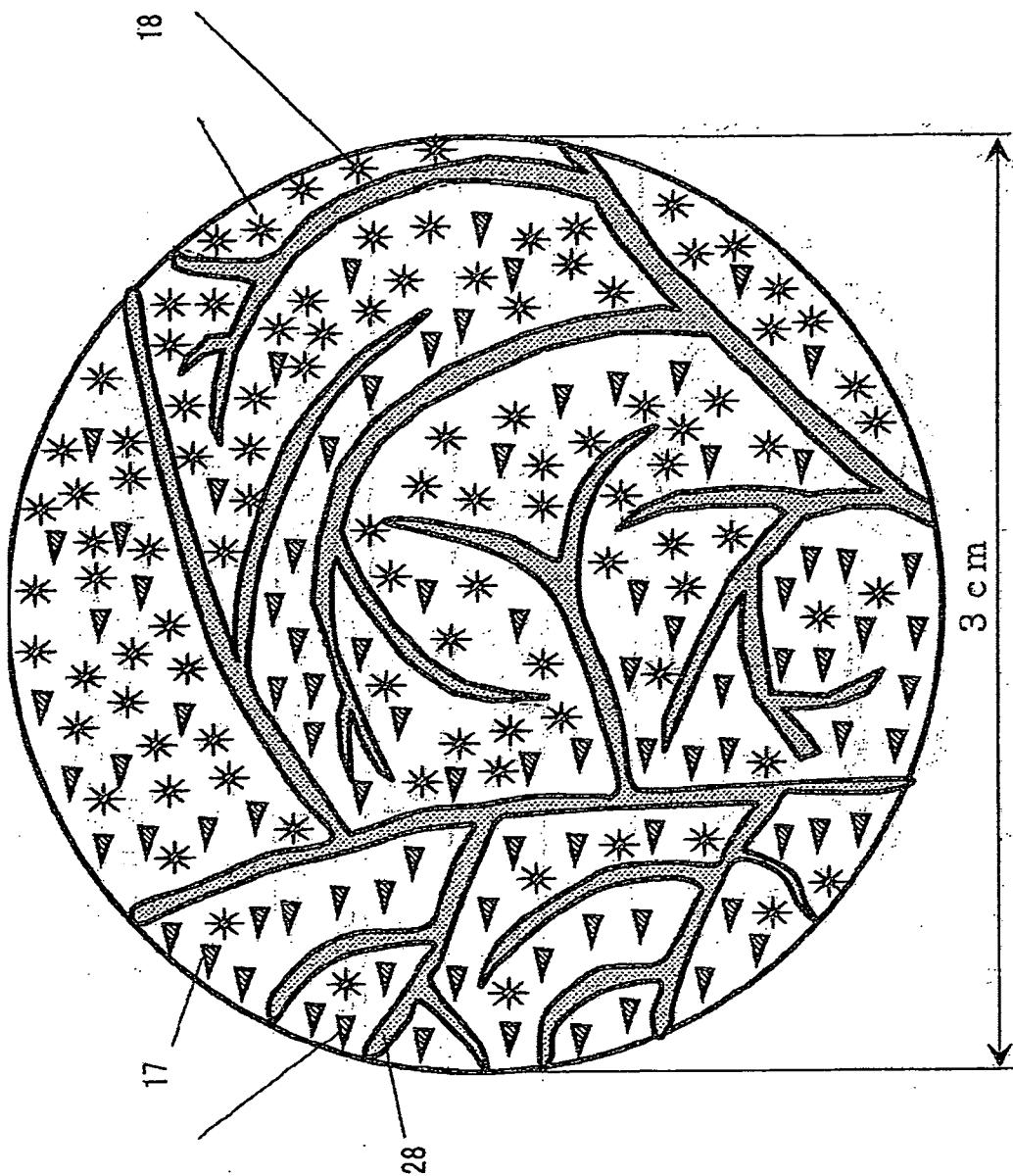


圖 11

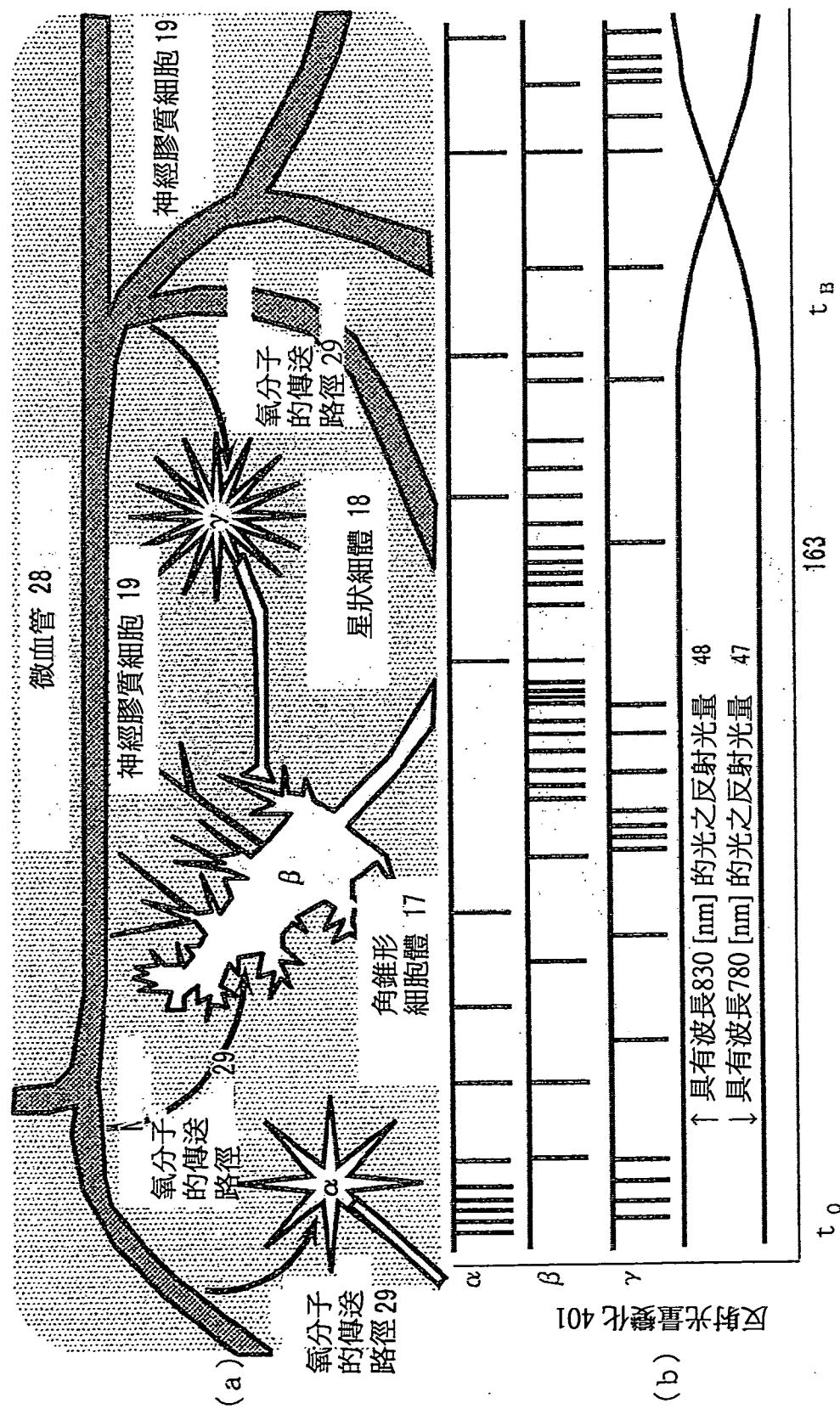


圖 12

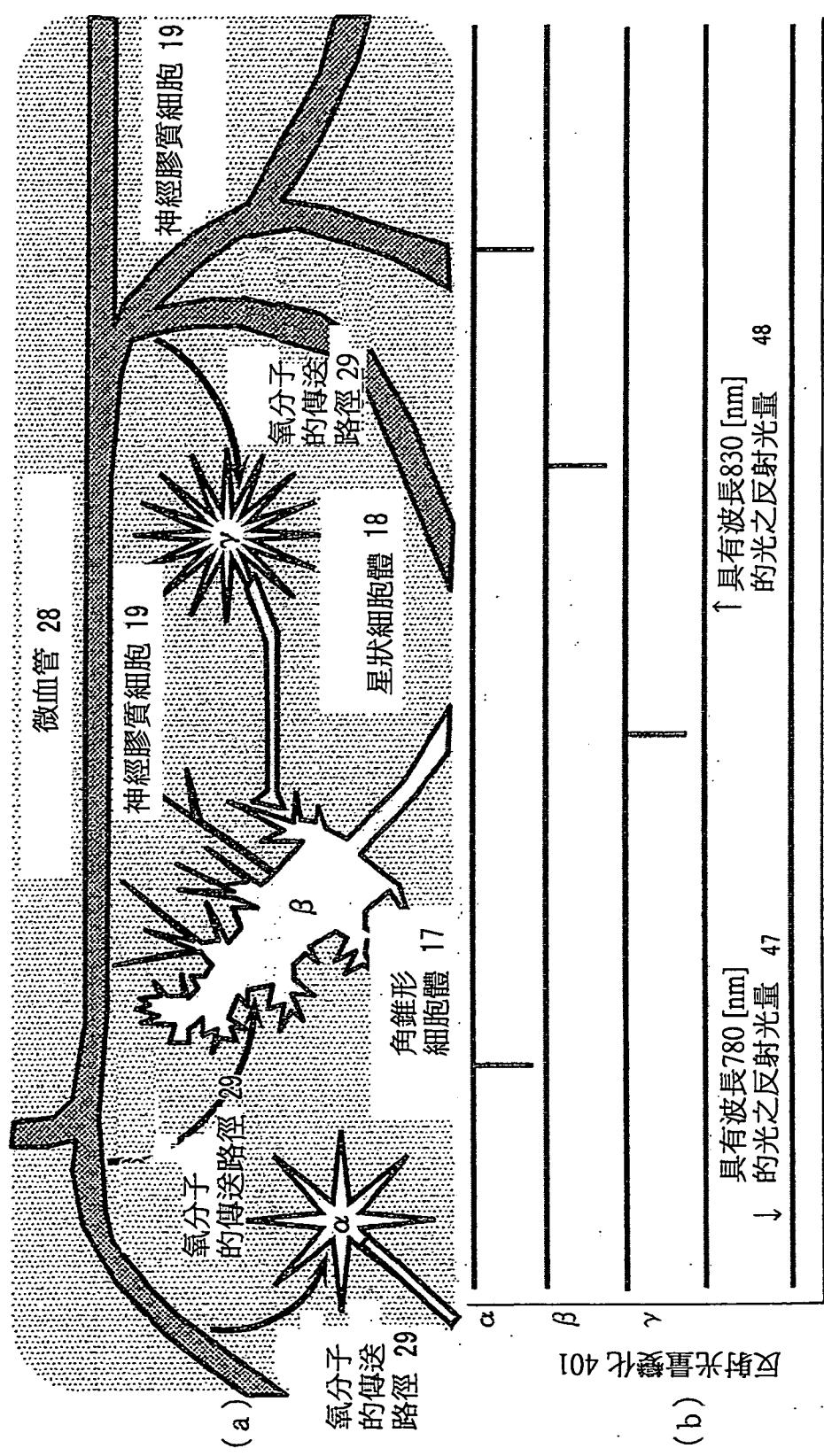


圖 13

163

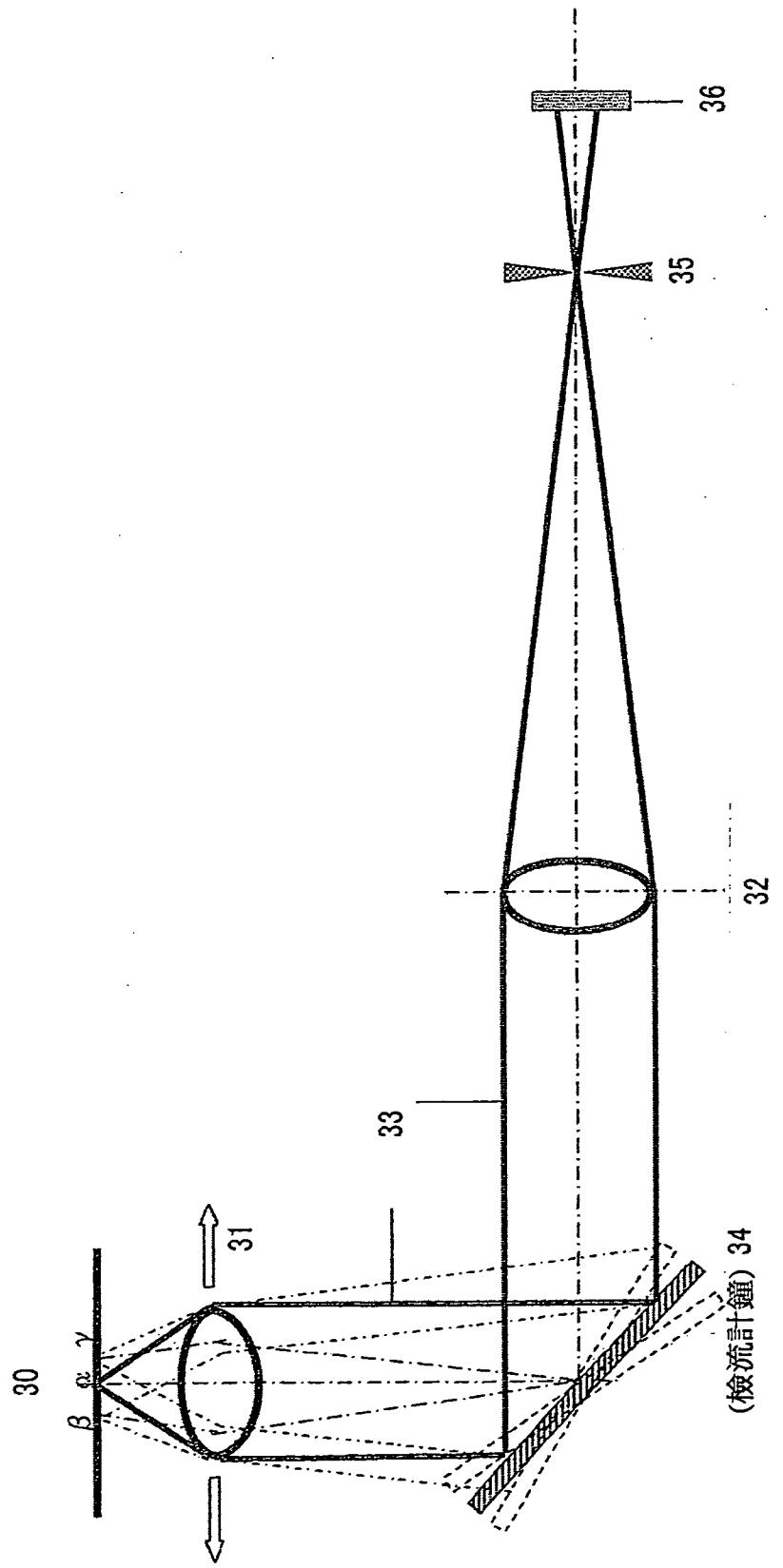
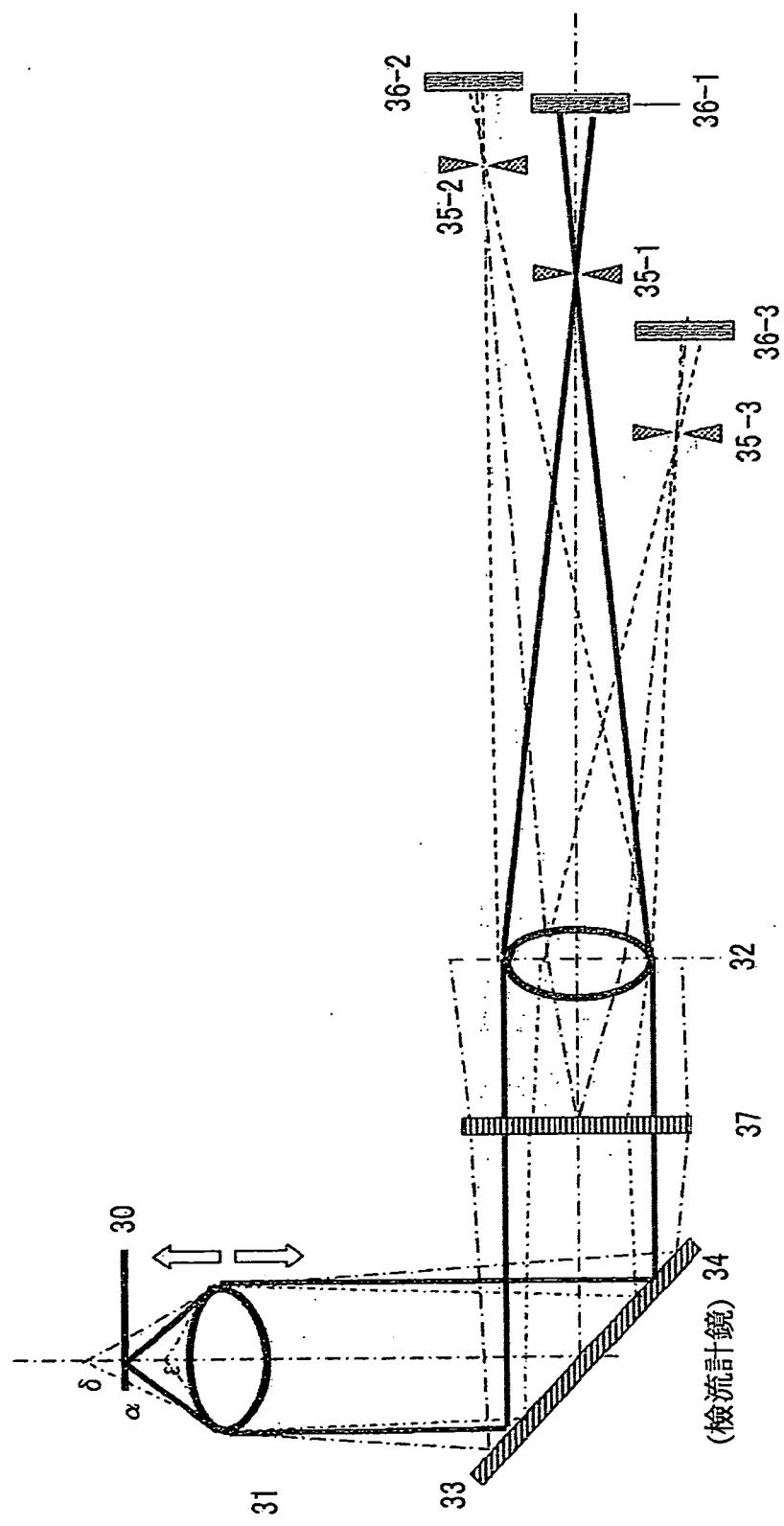


圖 14

圖 15



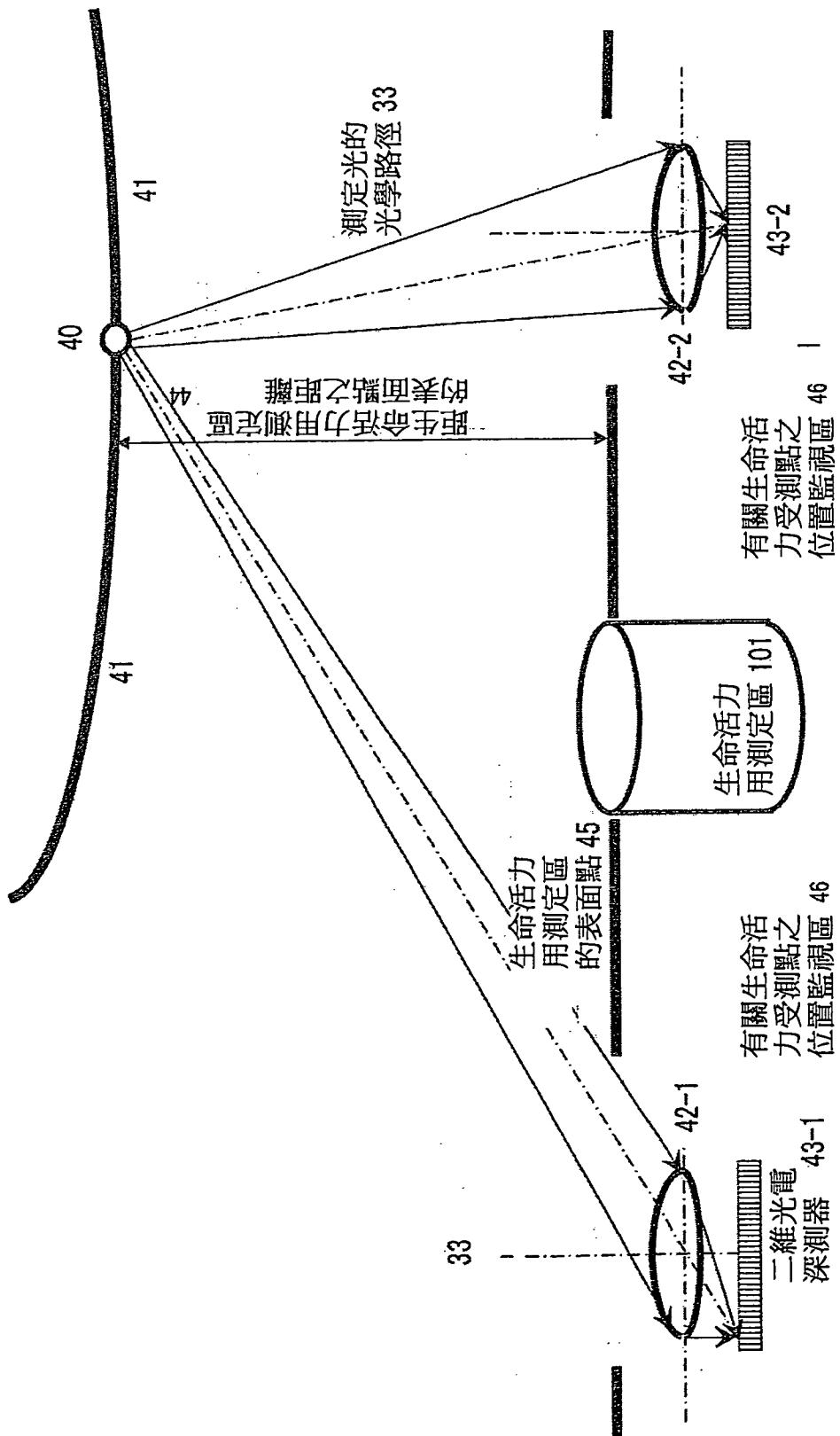


圖 16

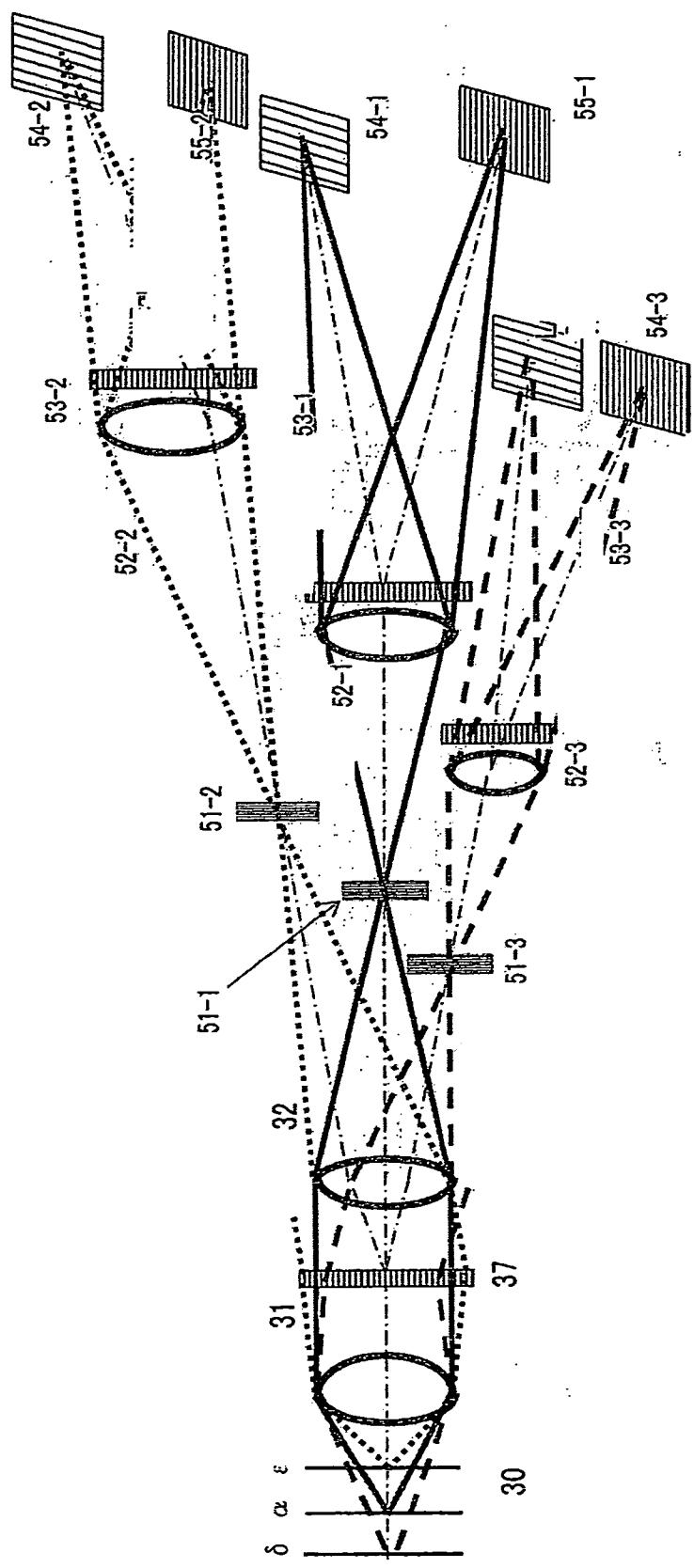
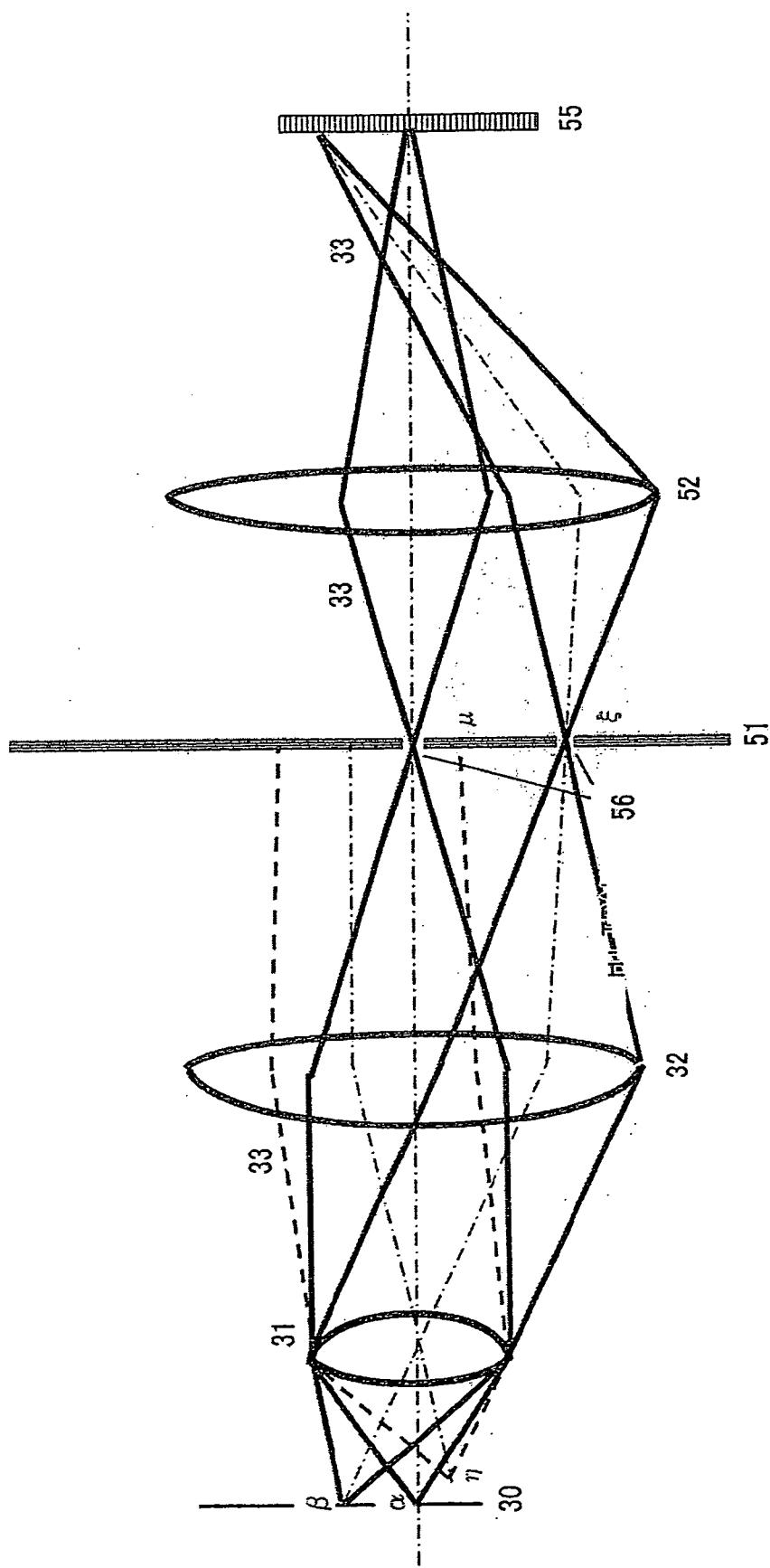
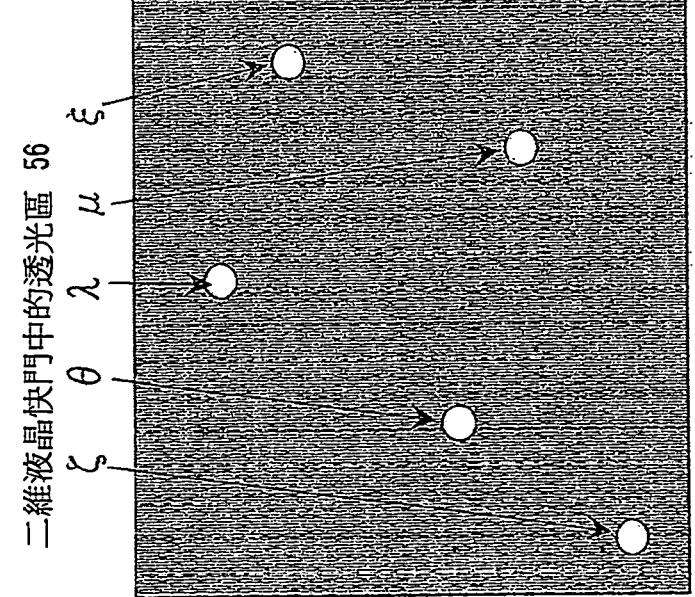


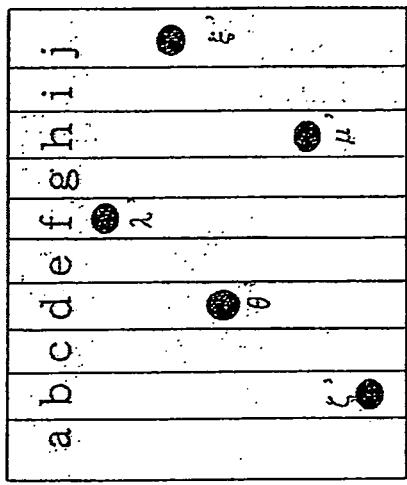
圖 17

圖 18





(a) 二維液晶快門中的透光區之圖案



(c) 縱向一維校直光測定單元的測定光圖案

k	
l	λ'
m	
n	ξ'
o	
p	θ'
q	
r	μ
s	
t	ζ'

(b) 側向一維校直光測定單元的測定光圖案

圖 19

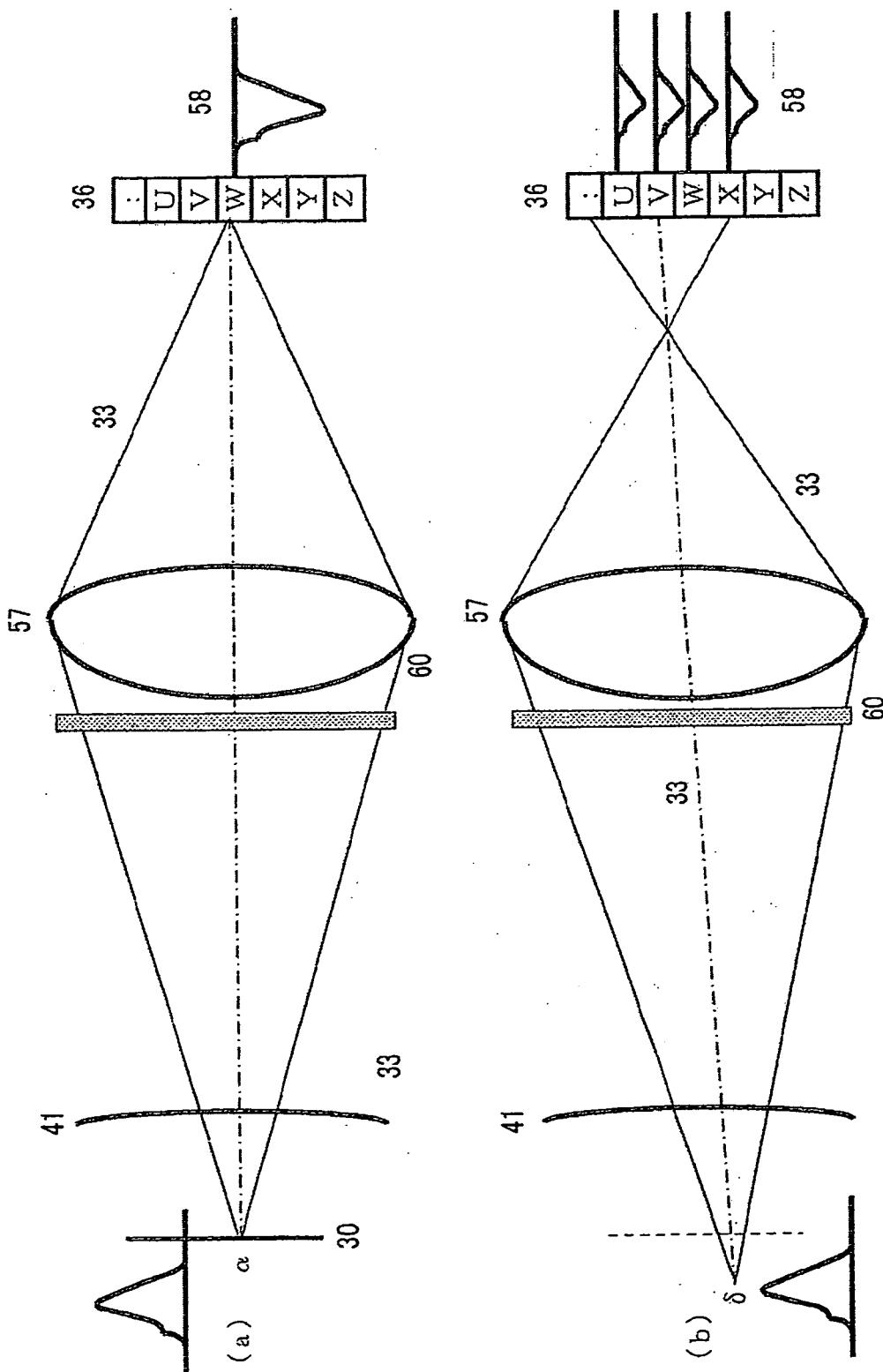


圖 20

62 線路之測量與試驗的前部

36

光測定 單元 38-01	生命活力測定電路的前部 85-01
光測定 單元 38-02	生命活力測定電路的前部 85-02
光測定 單元 38-03	生命活力測定電路的前部 85-03
光測定 單元 38-04	生命活力測定電路的前部 85-04
光測定 單元 38-05	生命活力測定電路的前部 85-05
:	:

62 線路之測量與試驗的前部

光測定 單元 38-11	生命活力測定電路的前部 85-01
光測定 單元 38-12	生命活力測定電路的前部 85-02
光測定 單元 38-13	生命活力測定電路的前部 85-03
光測定 單元 38-14	生命活力測定電路的前部 85-04
光測定 單元 38-15	生命活力測定電路的前部 85-05
:	:

圖 21

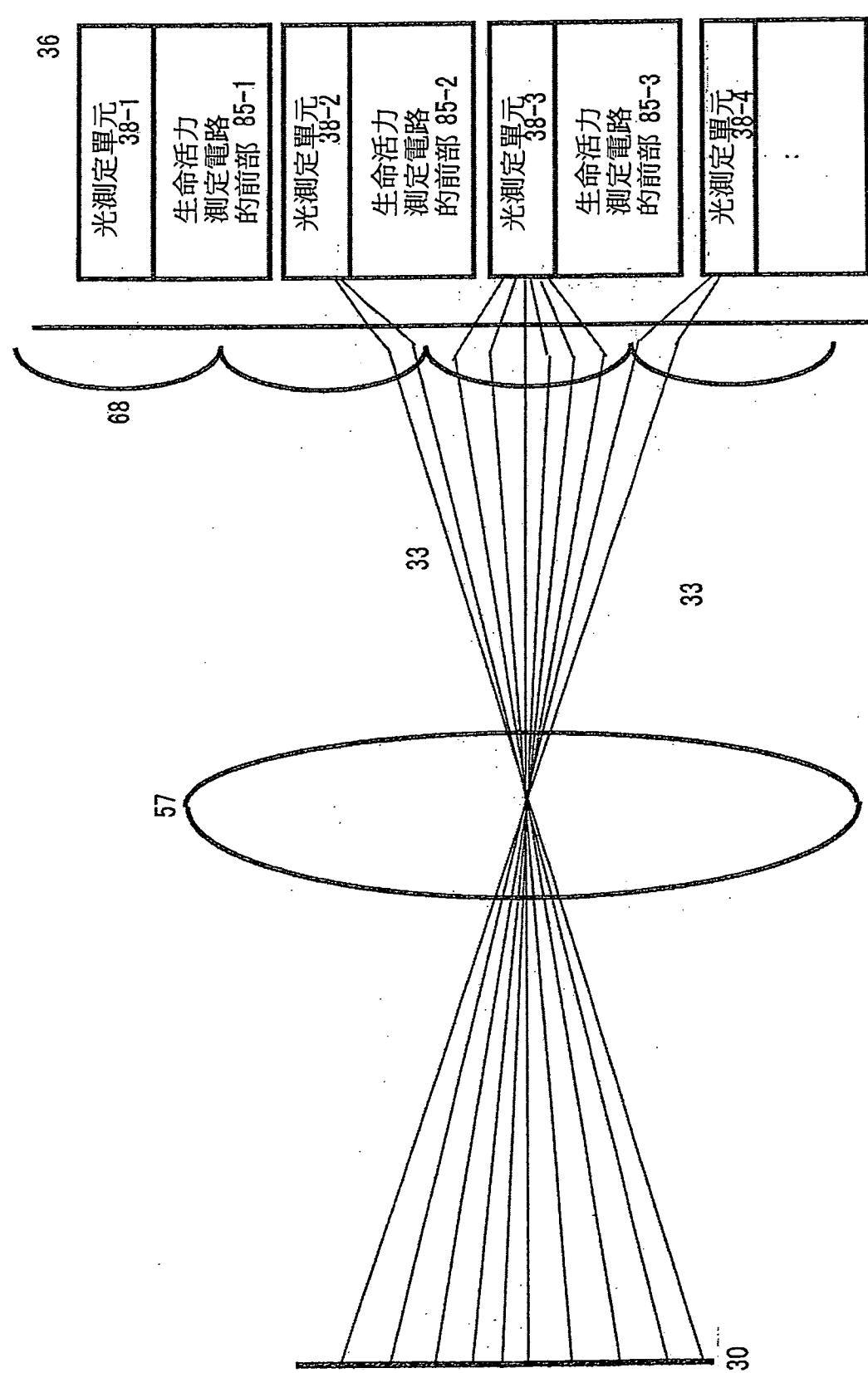
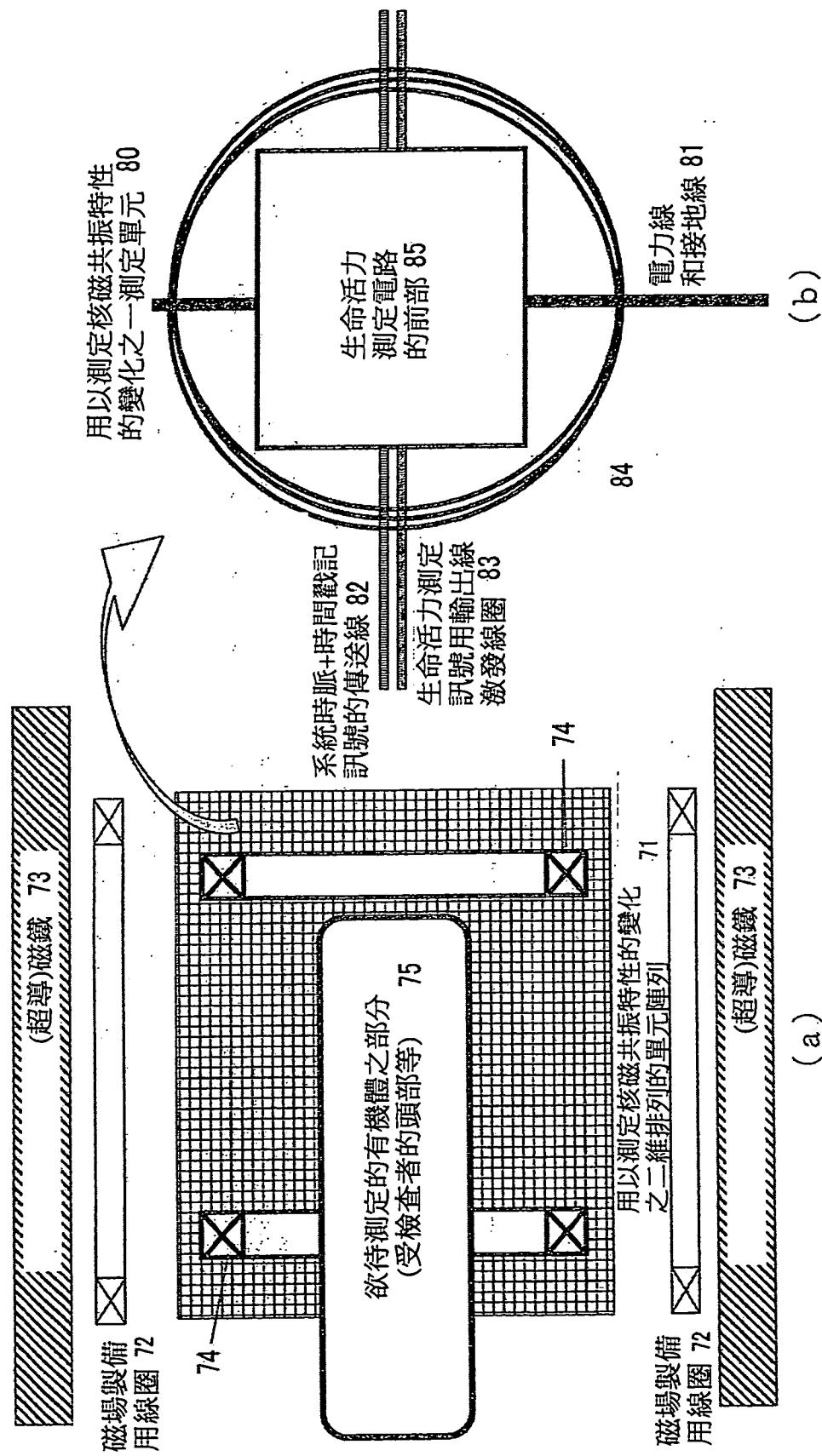


圖 22



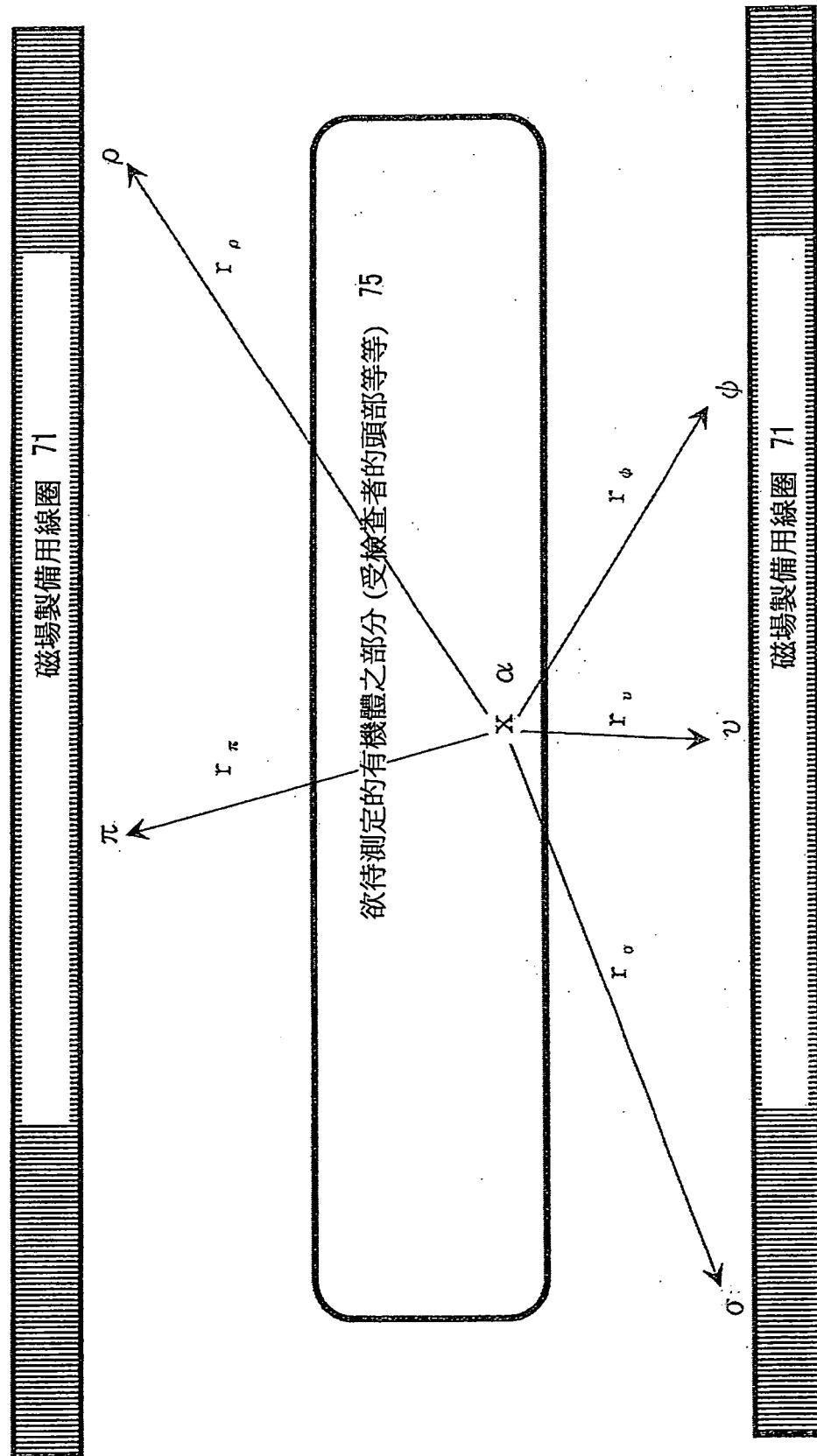
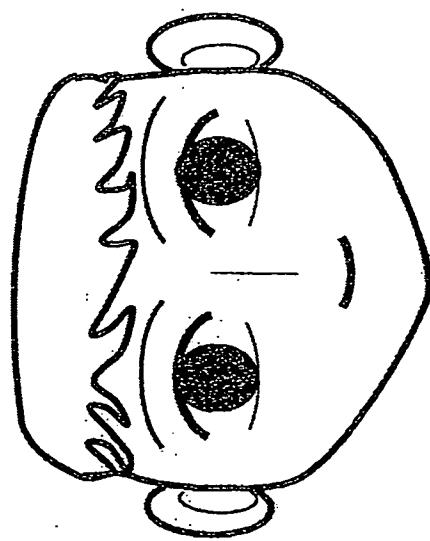
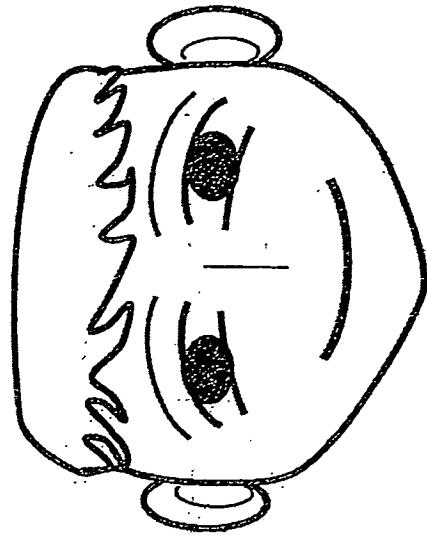


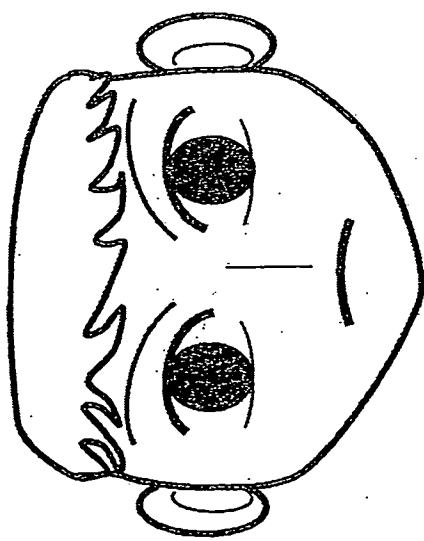
圖 24



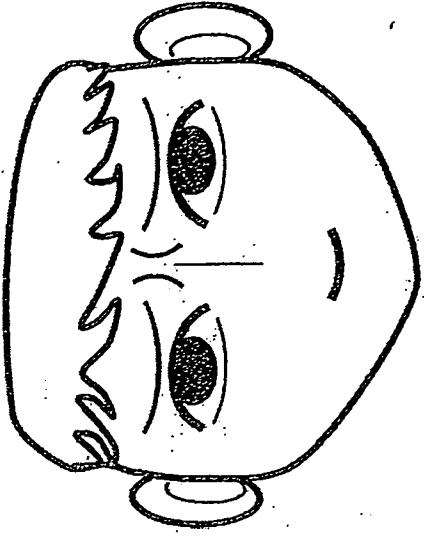
(a) 休息期間的臉部表面



(b) 微笑時的臉部表面

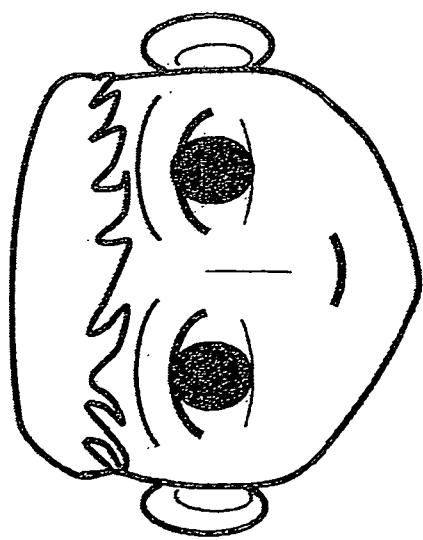


(c) 生氣時的臉部表情

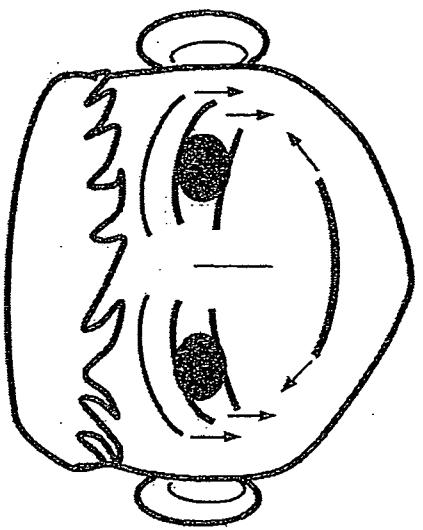


(d) 困惑時的臉部表情

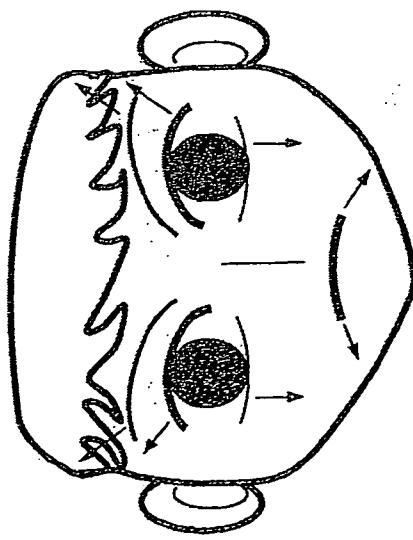
圖 25



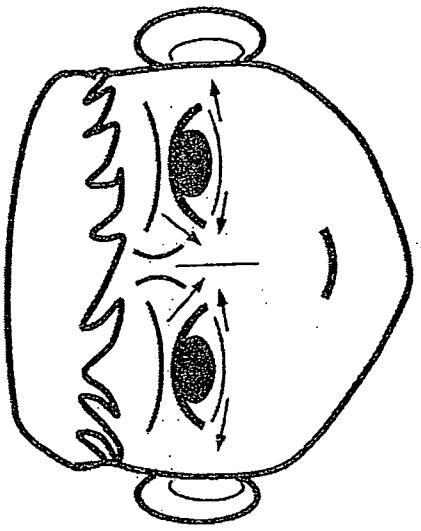
(a) 休憩期間的臉部表面



(b) 微笑時的臉部表面



(c) 生氣時的臉部表情



(d) 困惑時的臉部表情

圖 26

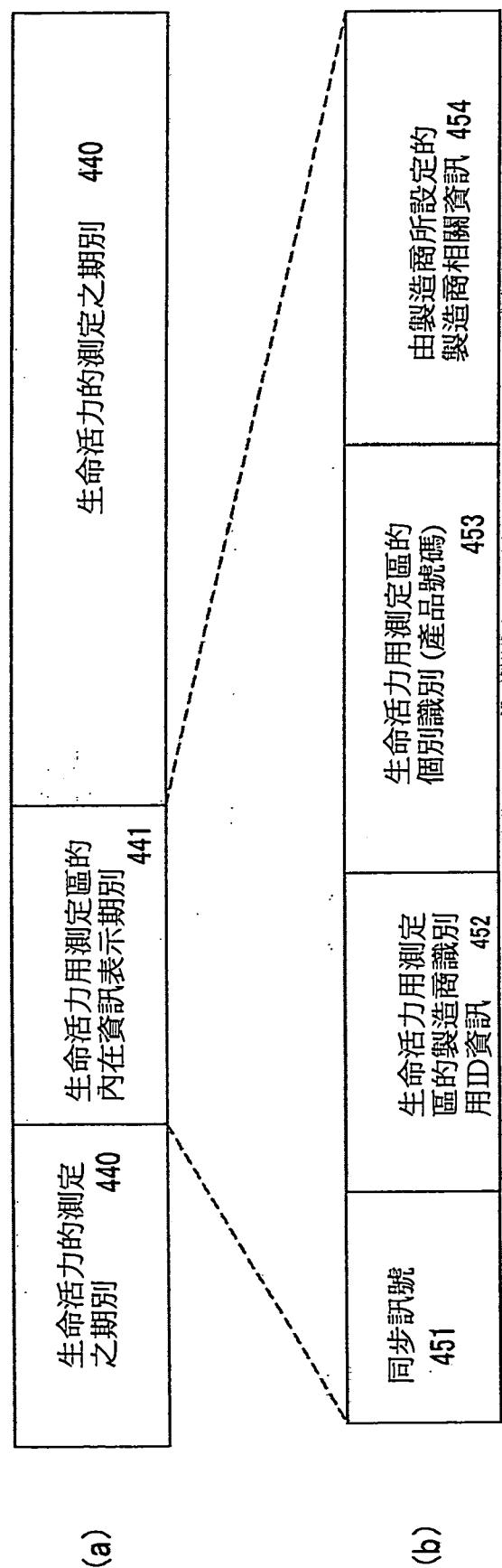


圖 27

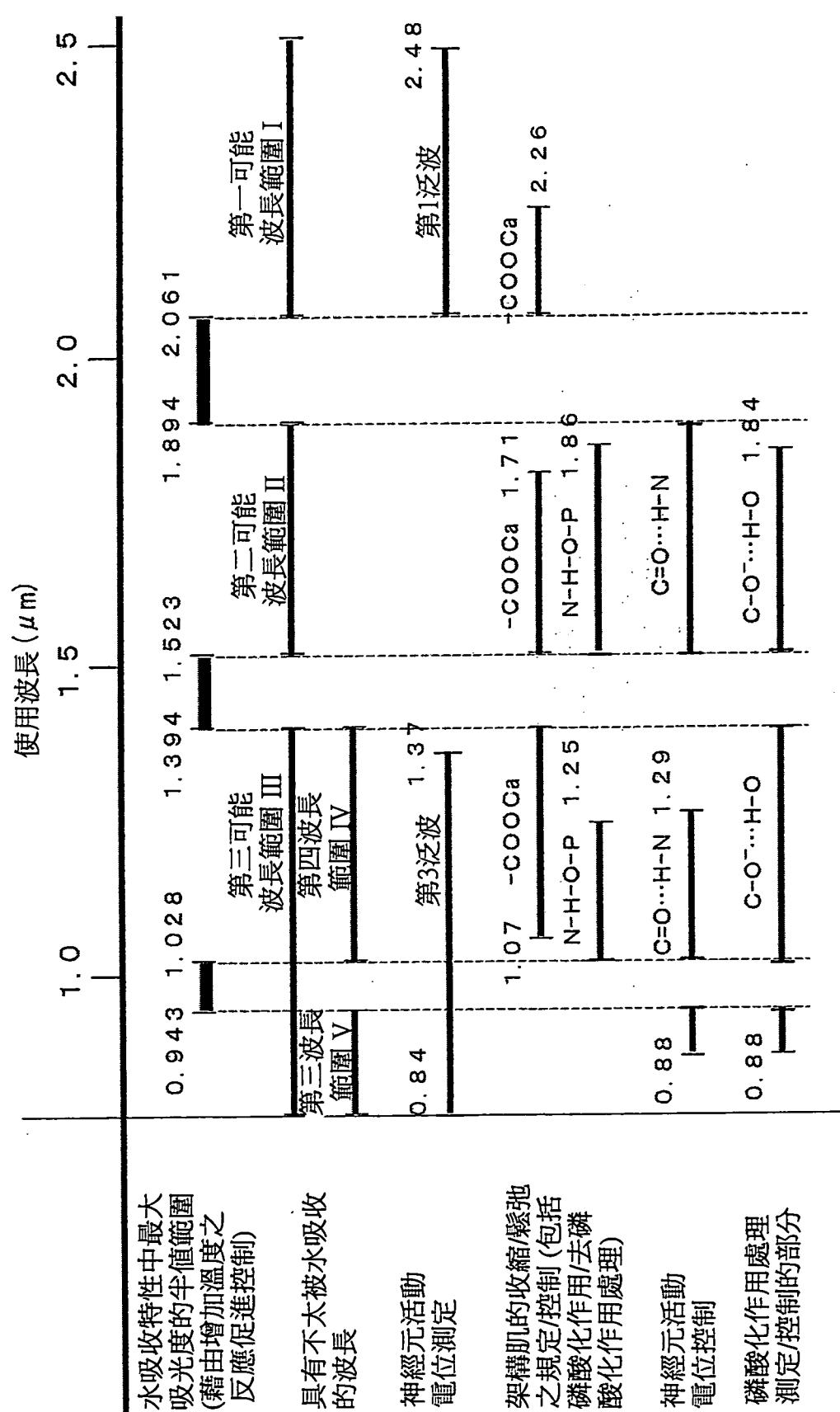


圖 28

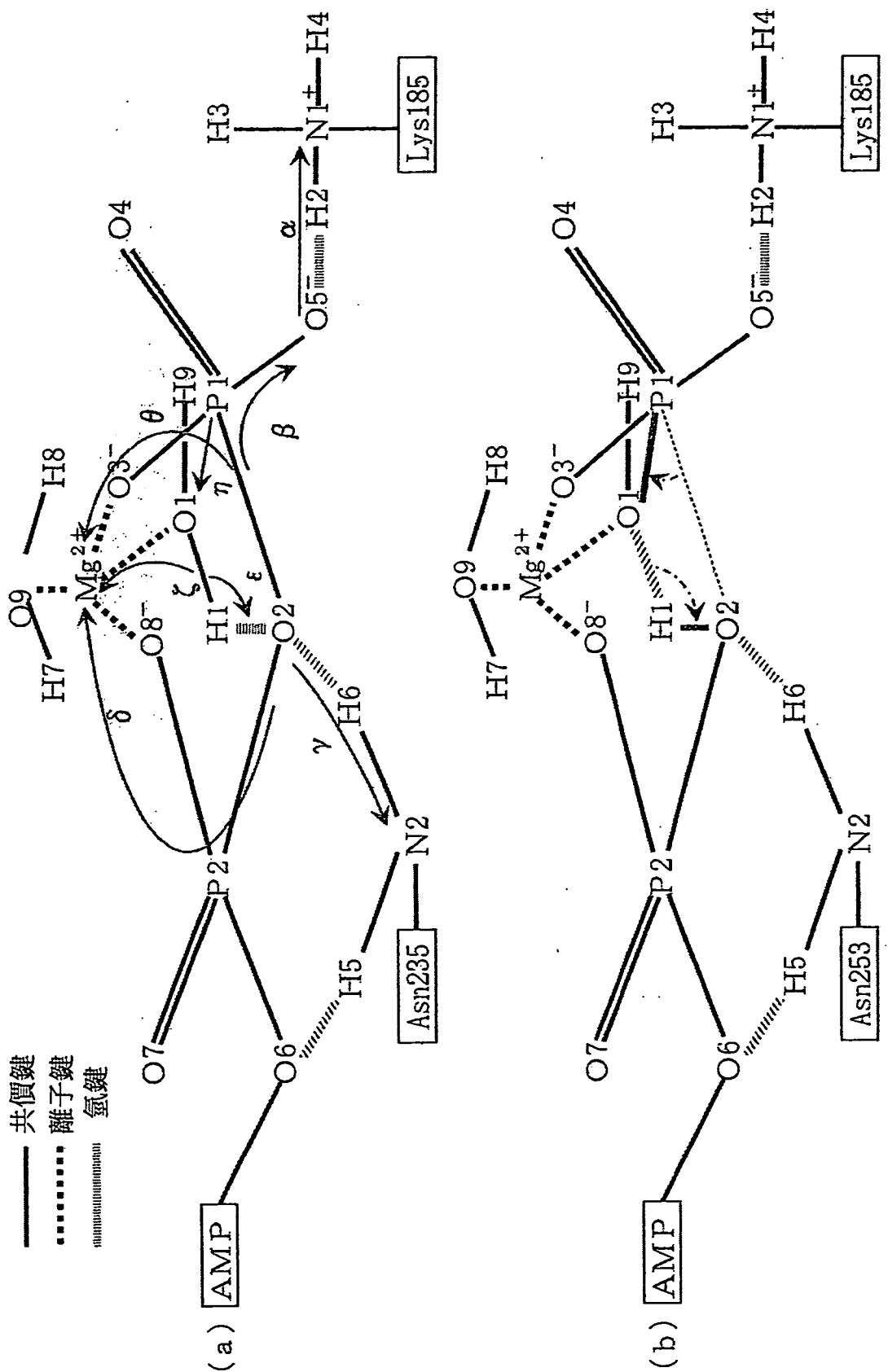
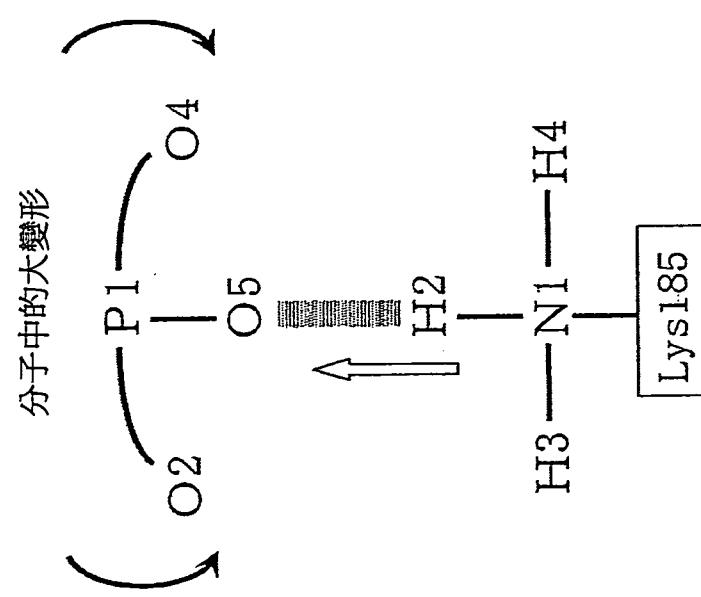
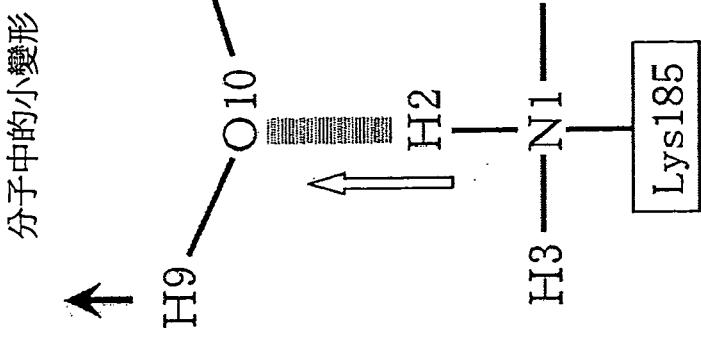


圖 29

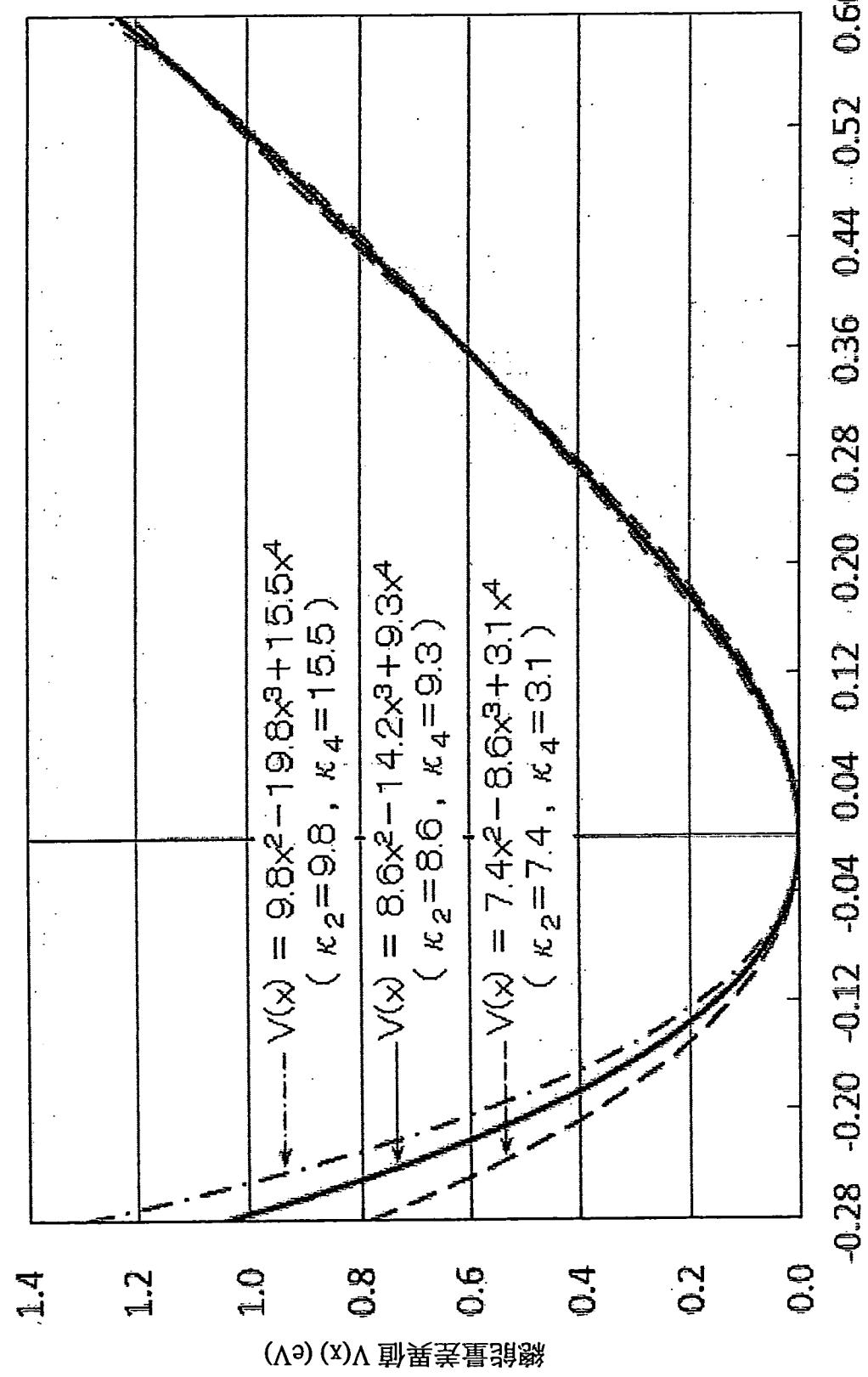


(a)



(b)

圖 30



相對於最佳值之形成電偶極矩的兩原子之間的距離之偏差量 x (Å)

圖 31

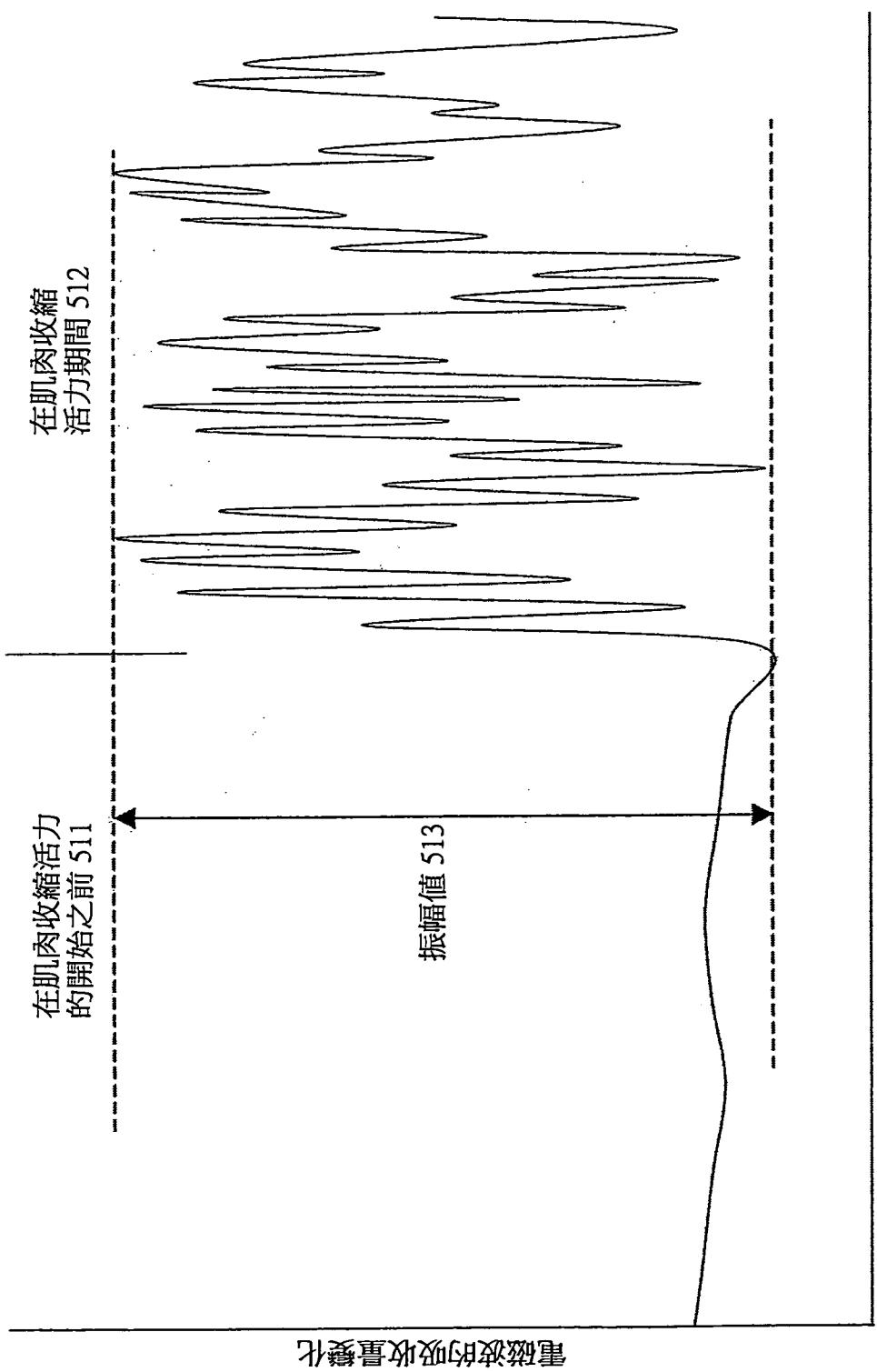


圖 32

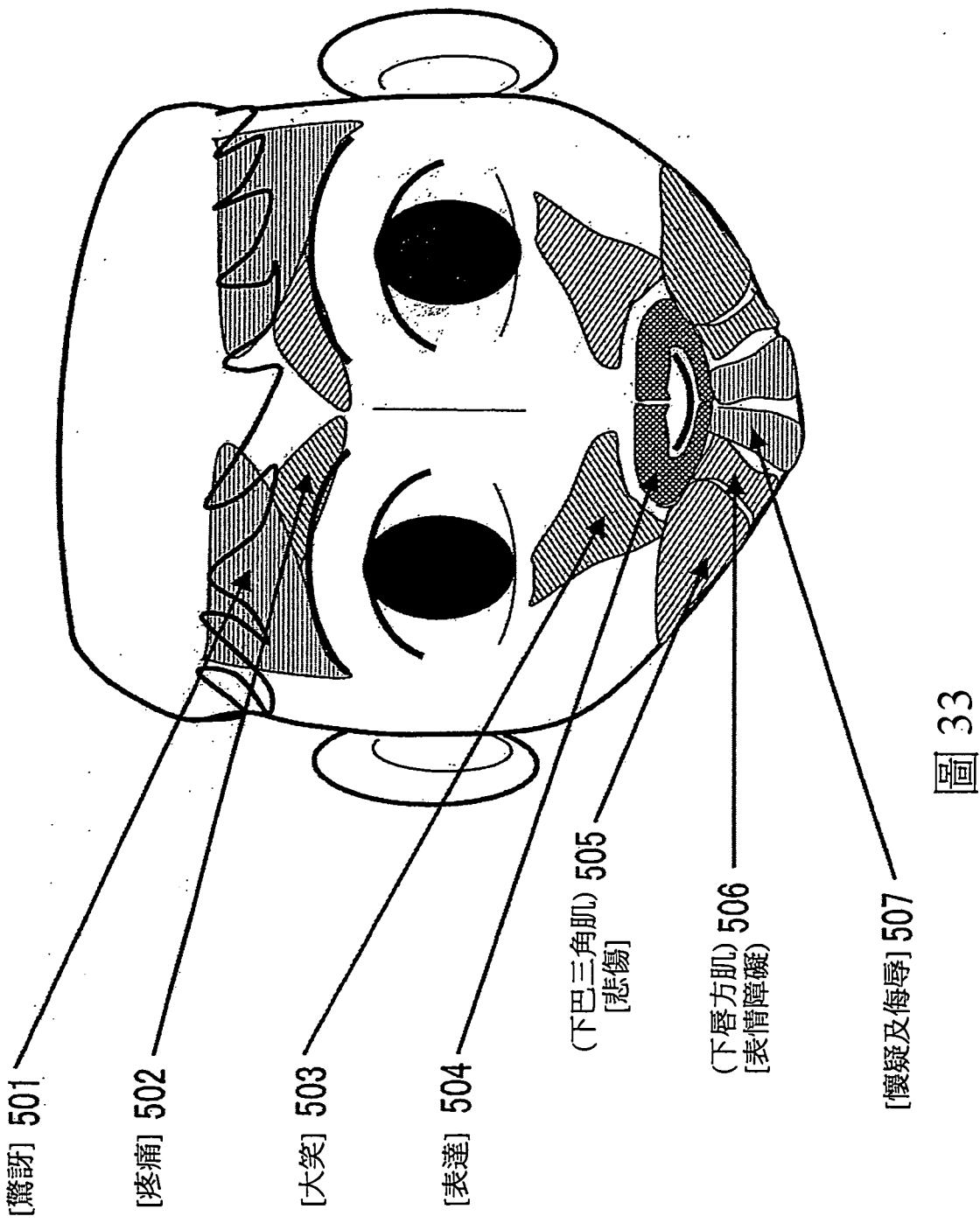
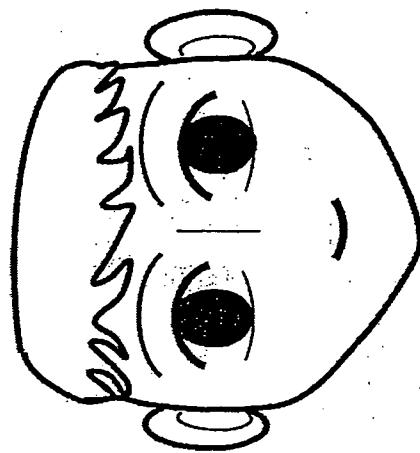


圖 33

生命活力用測定區中可測定範圍 521

圖 34

生命活力對象的位置 522



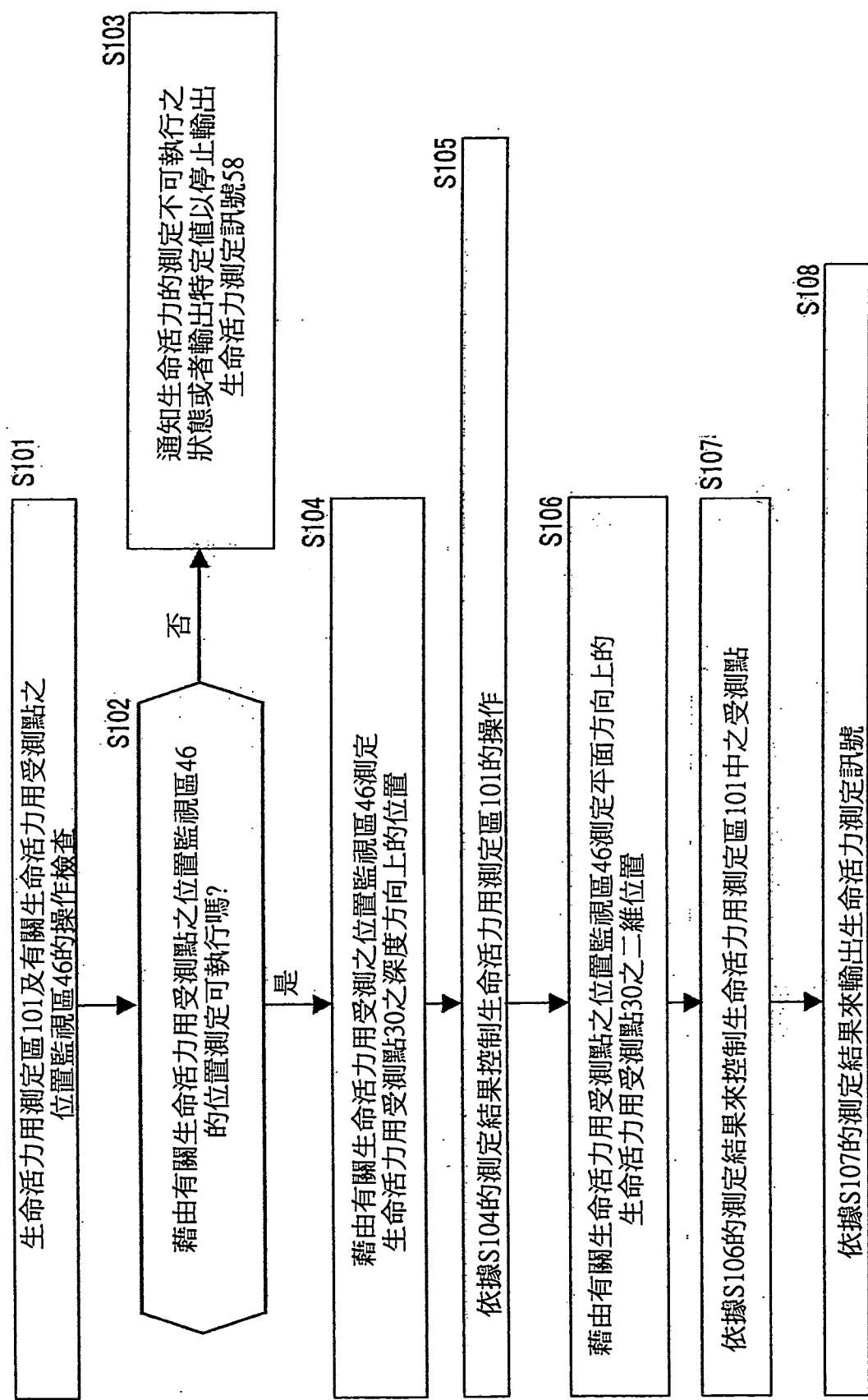


圖 35

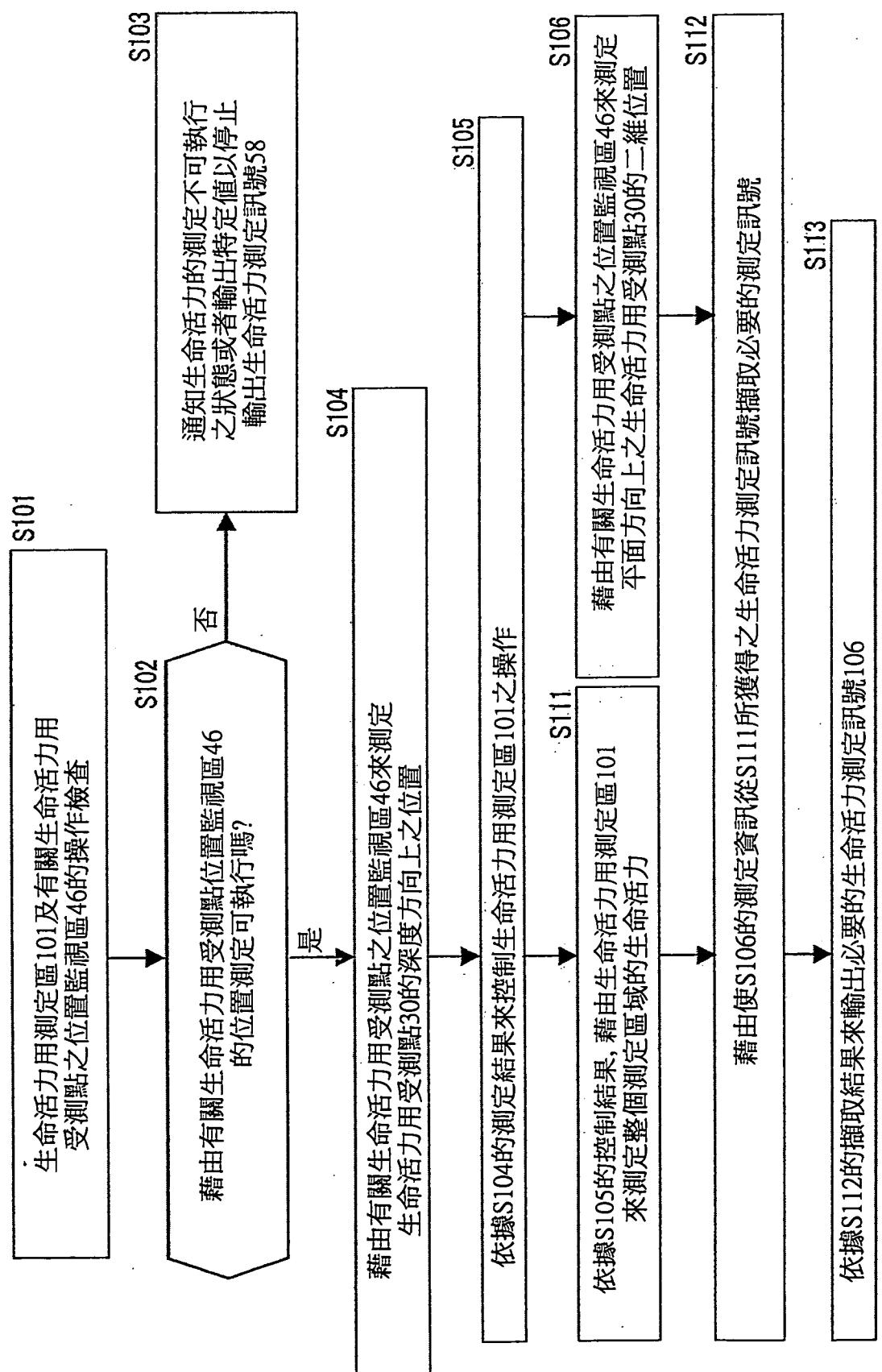


圖 36

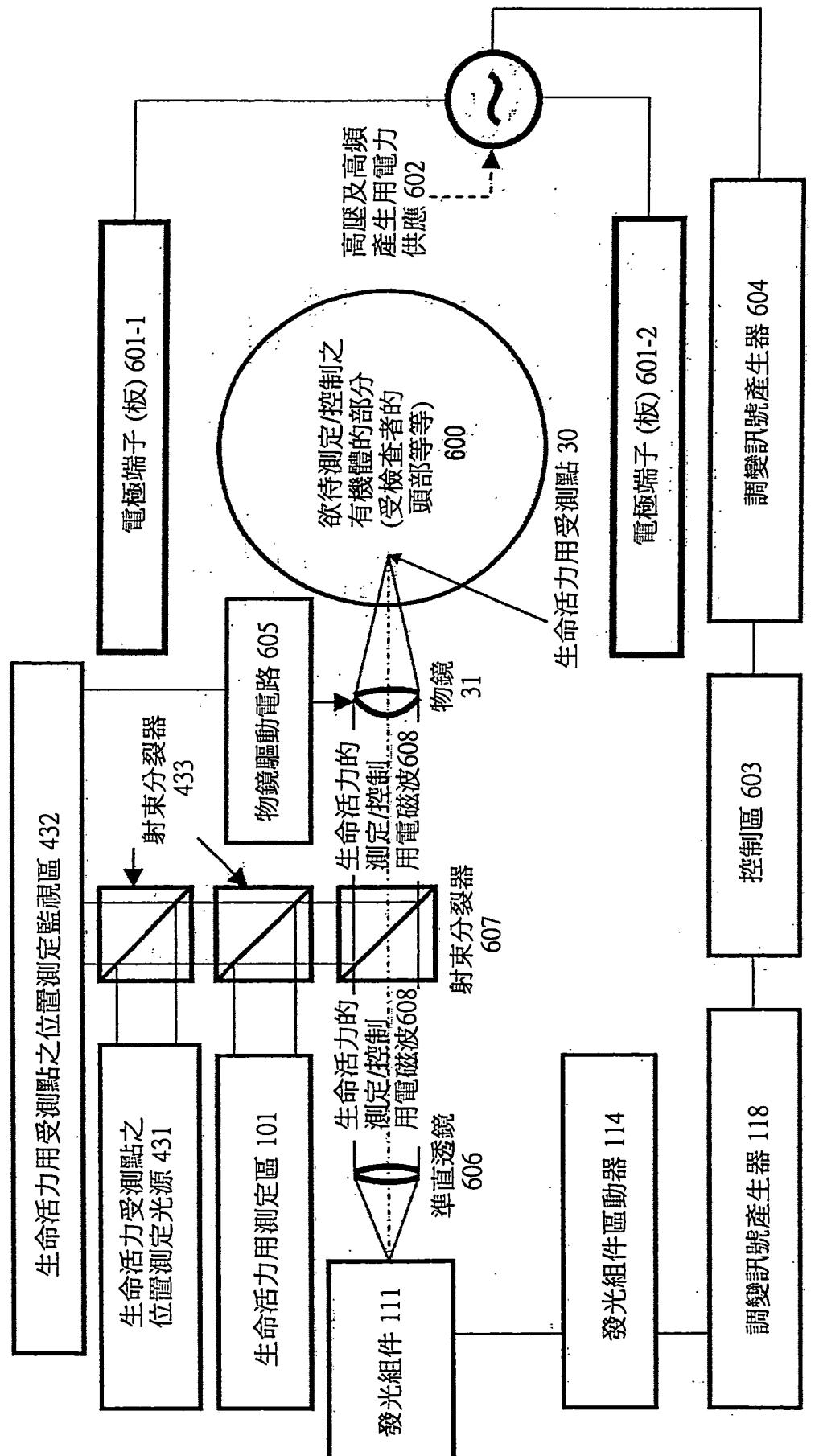


圖 37

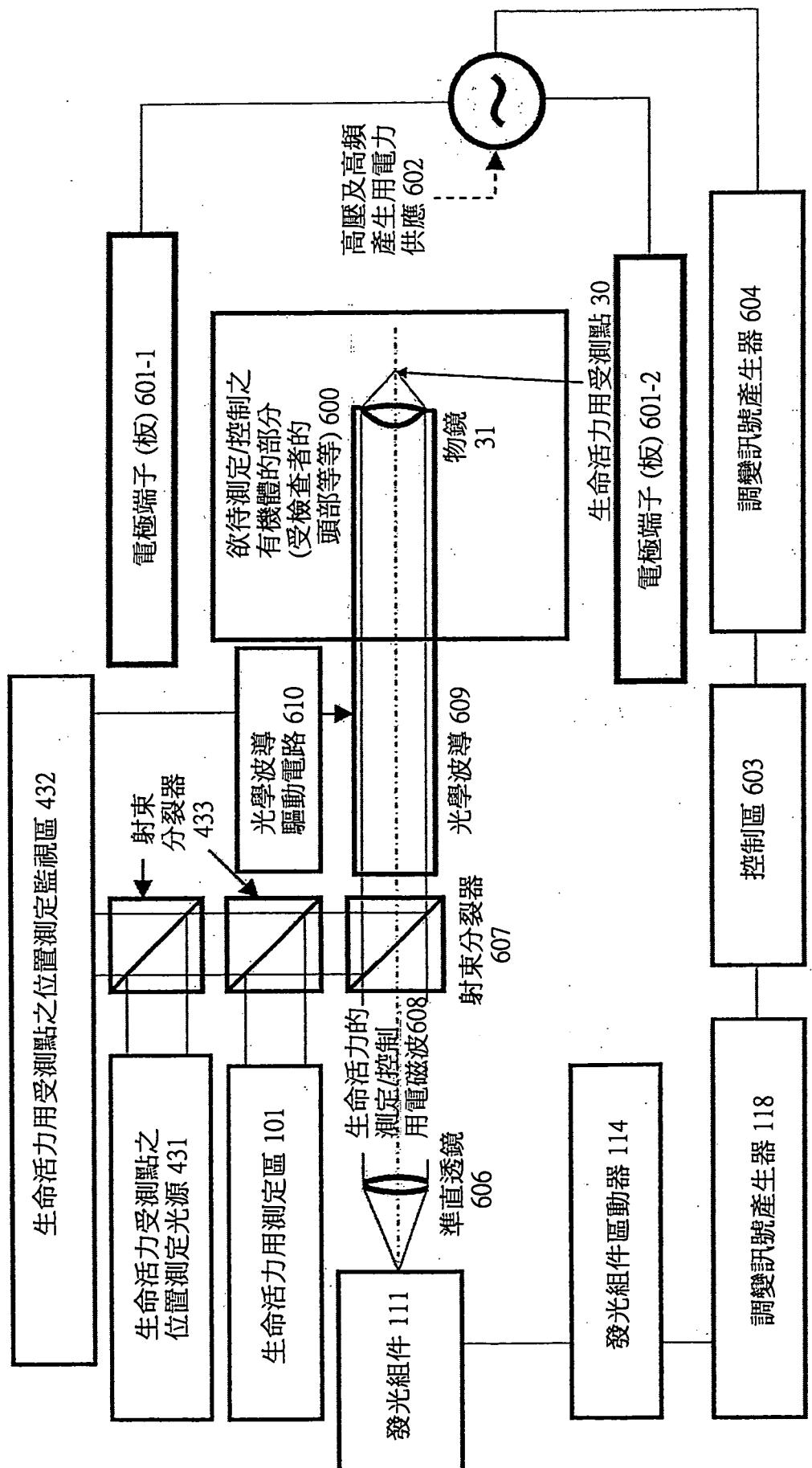


圖 38

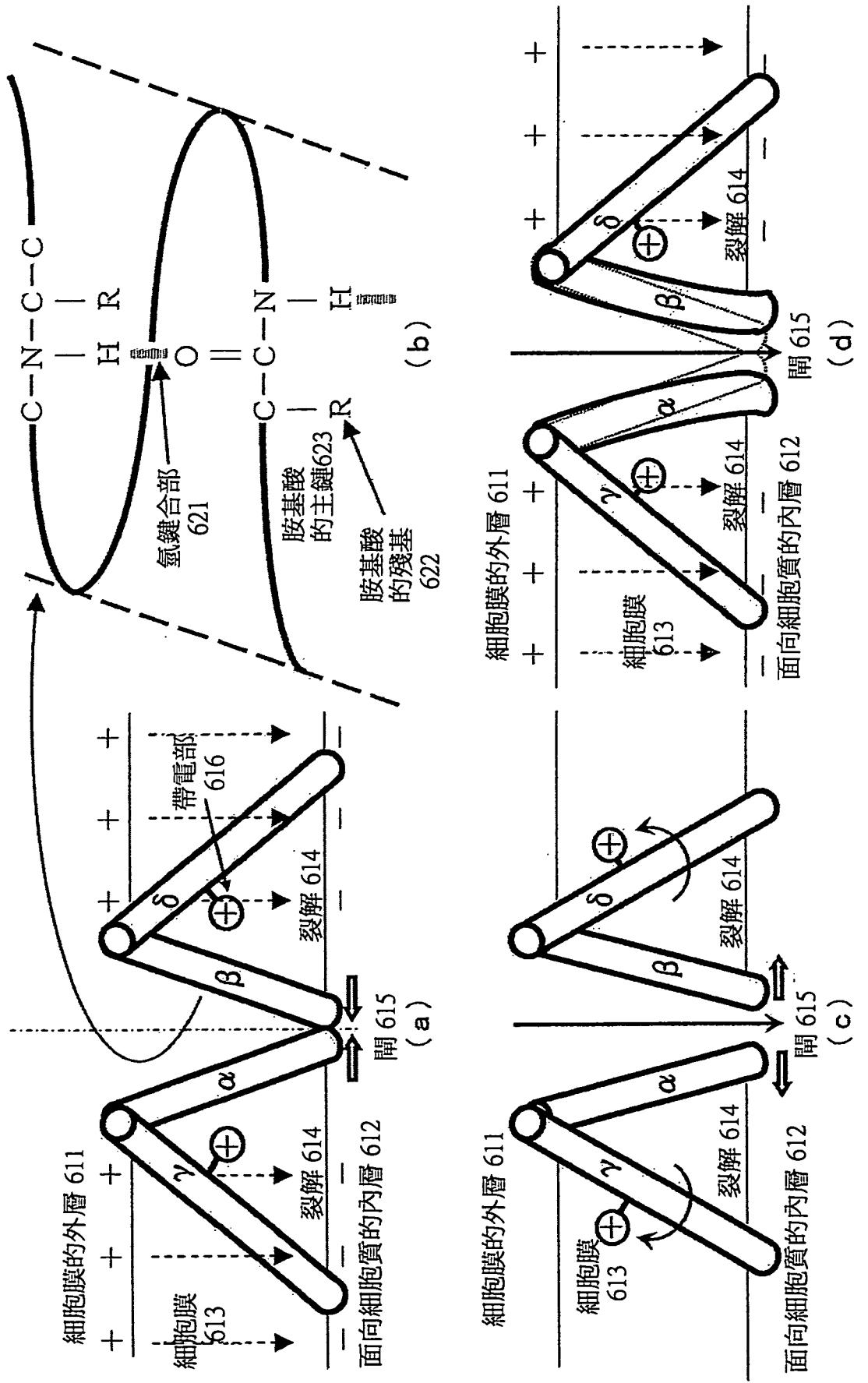


圖 39