



(21)申請案號：107129109

(22)申請日：中華民國 107 (2018) 年 08 月 21 日

(51)Int. Cl. : A61B5/0492 (2006.01)

A61B5/0488 (2006.01)

(30)優先權：2018/06/28 日本

2018-122641

(71)申請人：日商 SMK 股份有限公司 (日本) SMK CORPORATION (JP)

日本

(72)發明人：金昌萬 KIM, CHANGMAN (KR)；坂本博 SAKAMOTO, HIROSHI (JP)；滝沢響子 TAKIZAWA, KYOKO (JP)

(74)代理人：林志剛

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：7 項 圖式數：9 共 46 頁

(54)名稱

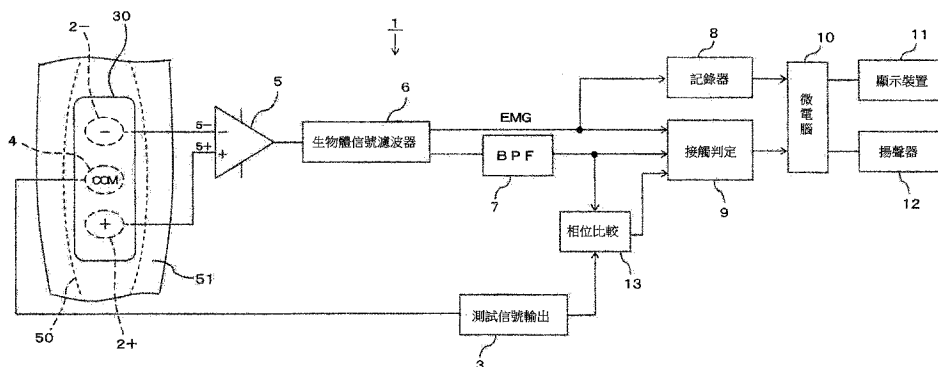
肌肉評估系統

(57)摘要

[課題] 提供一種將檢測表面肌活動電位的差動放大電路，兼用為判定生物體電極對體表面的密接的檢測電路，即使為檢測表面肌活動電位的期間，亦可判定生物體電極對體表面的密接的肌肉評估系統。

[解決手段] 利用將一組生物體電極連接於反轉輸入與非反轉輸入，且輸出在一組生物體電極所出現的表面肌活動電位的差分的差動放大電路共同模式去除功能，對在一組生物體電極的中間密接於體表面的共同電極輸出共同模式測試信號，且由差動放大電路被輸出預定的信號強度的共同模式測試信號，因此判定某個生物體電極未密接於體表面。

指定代表圖：



【圖 1】

符號簡單說明：

1 . . . 第 1 實施形態的肌肉評估系統

2+、2- . . . 生物體電極

3 . . . 測試信號輸出電路(測試信號輸出手段)

4 . . . 共同電極

5 . . . 運算放大器(差動放大電路)

5- . . . 反轉輸入

5+ . . . 非反轉輸入

6 . . . 生物體信號濾波器

- 7 . . . 頻帶濾波器
(信號抽出手段)
- 8 . . . 記錄器
- 9 . . . 接觸判定電路
(密接判定手段)
- 10 . . . 微電腦
- 11 . . . 顯示裝置
- 12 . . . 揚聲器
- 13 . . . 相位比較電
路
- 30 . . . 絕緣薄片
- 50 . . . 肌肉
- 51 . . . 體表面

【發明說明書】

【中文發明名稱】

肌肉評估系統

【技術領域】

【0001】本發明係關於由在密接於肌肉的體表面的生物體電極所出現的表面肌活動電位，評估肌肉的活動狀態的肌肉評估系統，更詳言之，關於一併判定出現表面肌活動電位的生物體電極與體表面的密接狀態的肌肉評估系統。

【先前技術】

【0002】骨骼肌係在藉由來自腦的神經刺激而作隨意收縮時產生活動電位，因此自以往以來已知一種肌肉評估系統，其係檢測在密接於肌肉的體表面的一組生物體電極間所出現的表面肌活動電位，由表面肌活動電位的波形亦即肌電圖(electromyogram：EMG)來評估肌肉的異常或疲勞的狀態。該表面肌活動電位係數 μV 至 mV ，為極微小的電壓，因此若在某個生物體電極與體表面之間介在汗水或塵埃等異物，生物體電極與體表面間未以低阻抗相密接時，檢測精度明顯降低，無法正確評估肌肉的活動狀態。

【0003】因此，已知一種肌肉評估系統，其係使共同電極密接於一組生物體電極所密接的體表面的近傍，由生物體電極與共同電極的任一方輸出測試信號，若在另一方

未出現預定位準的測試信號，判定生物體電極未密接於體表面，且將該判定結果傳至測定者。其中，在專利文獻1所揭示的肌肉評估系統中，由密接於體表面的一組生物體電極交替輸出測試信號，判定在密接於一組生物體電極所密接的體表面的中間的共同電極是否出現預定位準的測試信號，若即使對任何生物體電極輸出測試信號，亦由共同電極無法檢測到預定位準的測試信號時，判定該生物體電極未密接於體表面。

【0004】此外，專利文獻2所揭示的肌肉評估系統100係如圖9所示，利用將表面肌活動電位放大來進行檢測的反轉放大電路102，即使為表面肌活動電位檢測中，亦可判定生物體電極101+、101-的密接。以下若使用圖9來說明該肌肉評估系統100，密接於肌肉的體表面的一組生物體電極101+、101-係連接於運算放大器102的非反轉輸入、及反轉輸入，在一組生物體電極101+、101-間所出現的表面肌活動電位的差分的肌電信號(以下稱為EMG信號)在運算放大器102被放大而輸出。由運算放大器102被輸出的EMG信號係以連接於運算放大器102的輸出側的A/D轉換器103被轉換成數位信號，且以連接於A/D轉換器103的輸出側的未圖示的微處理器，評估肌肉的活動狀態。

【0005】在一組生物體電極101+、101-所密接的體表面的近傍，係密接共同電極104，在時鐘/觸發器電路109的控制下，測試信號由測試信號輸出電路110被輸出至該共同電極104。此外，一組生物體電極101+、101-係如上

所述，連接於運算放大器 102 的非反轉輸入與反轉輸入，並且分別連接於有別於運算放大器 102 而另外構成的放大電路 105、106，放大電路 105、106 的輸出係以時鐘/觸發器電路 109 輸出測試信號的時序，在分別連接於放大電路 105、106 的輸出的 A/D 轉換器 107、108 予以 A/D 轉換。

【0006】藉此，若一組生物體電極 101+、101- 密接於體表面，以測試信號被輸出至共同電極 104 的時序，由 A/D 轉換器 107、108 輸出經 A/D 轉換的測試信號。另一方面，若一組生物體電極 101+、101- 的任一方或雙方未密接於體表面，測試信號未流至未密接於體表面的生物體電極 101+、101-，經 A/D 轉換的測試信號亦未被輸出至透過放大電路 105、106 而與該生物體電極 101+、101- 相連接的 A/D 轉換器 107、108，因此可檢測未密接於該體表面的生物體電極 101+、101-。因此，藉由肌肉評估系統 100，即使為在上述運算放大器 102 與 A/D 轉換器 103 正在檢測表面肌活動電位的期間，亦可檢測生物體電極 101+、101- 的密接狀態。

[先前技術文獻]

[專利文獻]

【0007】

[專利文獻 1] 日本特表 2010-538775 號公報

[專利文獻 2] 日本特表 2016-538022 號公報

【發明內容】

(發明所欲解決之課題)

【0008】專利文獻1所揭示的肌肉評估系統，為了判定一組生物體電極對體表面的密接，對一組生物體電極交替輸出測試信號，因此必須有別於檢測在一組生物體電極所出現的表面肌活動電位的檢測手段，另外將檢測測試信號的檢測手段連接於共同電極，此外，與在一組生物體電極所出現的表面肌活動電位相比較，測試信號的信號強度極大，因此無法同時進行表面肌活動電位的檢測、與一組生物體電極的密接狀態的判定。

【0009】此外，為了判定未密接於體表面的任何生物體電極，對一組生物體電極交替輸出測試信號，因此測試信號的輸出控制、與測試信號的檢測控制變得複雜，並且判定一組生物體電極的密接狀態時需要時間。

【0010】藉由專利文獻2所揭示的肌肉評估系統100，即使為正在檢測在一組生物體電極101+、101-所出現的表面肌活動電位的期間，亦可檢測生物體電極101+、101-的密接狀態，但是與專利文獻1的肌肉評估系統同樣地，除了檢測在一組生物體電極101+、101-所出現的表面肌活動電位的運算放大器102及A/D轉換器103的檢測手段之外，必須另外設置用以檢測在一組生物體電極101+、101-分別出現的測試信號的放大電路105、106及A/D轉換器107、108的檢測手段，成為系統全體構造複雜、大型化者。

【0011】因此，在專利文獻2中係記載另一實施形態，其係一種肌肉評估系統，其省略放大電路105、106及

A/D轉換器 107、108，若在包含表面肌活動電位的 EMG 信號的運算放大器 102 的輸出，在測試信號的輸出時序未包含有測試信號時，判定生物體電極 101+、101- 未密接於體表面。但是，將一組生物體電極 101+、101- 連接於運算放大器 102 的非反轉輸入與反轉輸入，係基於利用運算放大器 102 的共同模式去除功能，將以同相重疊在一組生物體電極 101+、101- 所出現的表面肌活動電位的共同模式雜訊進行去除之故，若一組生物體電極 101+、101- 正常密接於體表面時，由共同電極 104 流至一組生物體電極 101+、101- 的測試信號亦因運算放大器 102 的共同模式去除功能而在運算放大器 102 的輸出未出現，衍生誤判未密接於體表面之虞。

【0012】因此，在該實施形態中，意圖上使運算放大器 102 的反轉輸入與非反轉輸入形成為不平衡，若一組生物體電極 101+、101- 正常密接於體表面，使測試信號出現於運算放大器 102 的輸出，若未被輸出對應不平衡的預定的信號電壓的測試信號，即判定一組生物體電極 101+、101- 未密接於體表面，但是，至於哪個生物體電極 101+、101- 未密接，並無法判定，此外，反轉輸入與非反轉輸入會成為不平衡，因此亦衍生無法將在生物體電極 101+、101- 所出現的共同模式雜訊進行去除的新課題。

【0013】此外，在專利文獻 2 所揭示的該實施態樣中，由於在運算放大器 102 的輸出未出現測試信號，因而判定一組生物體電極 101+、101- 未密接於體表面，至於一

組生物體電極 101+、101- 的何者密接於體表面，由該輸出的相位或信號電壓，並無法判定。

【0014】本發明係考慮到如上所示之習知問題而完成者，目的在提供一種將檢測表面肌活動電位的差動放大電路，兼用為判定生物體電極對體表面的密接的檢測電路，即使為檢測表面肌活動電位的期間，亦可判定生物體電極對體表面的密接的肌肉評估系統。

【0015】此外，目的在提供一種無須按每個一組生物體電極設置檢測測試信號的檢測手段，即可判定每個生物體電極對體表面的密接的肌肉評估系統。

【0016】此外，提供一種可判定一組的哪個生物體電極未密接於體表面的肌肉評估系統。

【0017】此外，目的在提供一種即使將檢測表面肌活動電位的差動放大電路，兼用為判定生物體電極對體表面的密接的檢測電路，亦完全去除在一組生物體電極所出現的共同模式雜訊的肌肉評估系統。

(解決課題之手段)

【0018】為達成上述目的，請求項 1 所記載之肌肉評估系統係具備有：一組生物體電極，其係露出於與體表面相對向的絕緣薄片的背面；及差動放大電路，其係將一組生物體電極分別連接於反轉輸入與非反轉輸入，且將反轉輸入與非反轉輸入的差分放大來進行輸出，在使一組生物體電極密接於體表面的狀態下，由將在一組生物體電極所

出現的表面肌活動電位的差分放大而由差動放大電路被輸出的肌電信號，評估一組生物體電極所密接的體表面內的肌肉的活動，該肌肉評估系統之特徵為：另外具備有：共同電極，其係露出於絕緣薄片的背面來作安裝，在一組生物體電極的中間密接於體表面；測試信號輸出手段，其係對共同電極輸出預定頻率的共同模式測試信號；信號抽出手段，其係由差動放大電路的輸出抽出預定頻率的共同模式測試信號；及密接判定手段，其係若以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度超過預定的容許信號強度時，判定某個生物體電極未密接於體表面。

【0019】肌肉活動電位係沿著肌纖維傳播，因此在一組生物體電極所出現的表面肌活動電位的相位不同，由使反轉輸入與非反轉輸入連接於一組生物體電極的差動放大電路，係被輸出將在一組生物體電極所出現的表面肌活動電位的差分放大後的肌電信號，由肌電信號來評估肌肉的活動。

【0020】在一組生物體電極密接於體表面的狀態下，若對在其中間所密接的共同電極輸出共同模式測試信號，在一組生物體電極出現同相且大致相同的信號電壓的共同模式測試信號，藉由使反轉輸入與非反轉輸入連接於一組生物體電極的差動放大電路的共同模式去除功能，在差動放大電路的輸出，係被輸出信號強度成為預定的容許信號強度以下的微小的共同模式測試信號。因此，信號抽出手段係由肌電信號所重疊的差動放大電路的輸出，抽出預定

頻率的共同模式測試信號，密接判定手段係基於共同模式測試信號的信號強度為容許信號強度以下，因此判定一組生物體電極密接於體表面。

【0021】另一方面，在某個生物體電極未密接於體表面的狀態下，若對在其中間所密接的共同電極輸出共同模式測試信號，僅在其中一方生物體電極出現共同模式測試信號，且僅在反轉輸入與非反轉輸入的其中一方被輸入共同模式測試信號，因此在差動放大電路的輸出，係被輸出信號強度超過容許信號強度的共同模式測試信號。因此，密接判定手段係基於信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度超過容許信號強度，因此判定某個生物體電極未密接於體表面。

【0022】請求項2所記載之肌肉評估系統之特徵為：密接判定手段係若以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度為容許信號強度以下，且由差動放大電路被輸出的肌電信號的信號強度為預定的信號強度臨限值以下時，判定一組的任何生物體電極均未密接於體表面。

【0023】一組生物體電極密接於或未密接於體表面，以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度係均成為容許信號強度以下。其中，若一組生物體電極的任一者均密接於體表面，由於表示由差動放大電路被輸出的表面肌活動電位的肌電信號的信號強度超過預定的信號強度臨限值，因此基於肌電信號的信號強度為預定的信號強度臨限值以下，可判定任何生物體電極均未密接於體表

面。

【0024】請求項3所記載之肌肉評估系統之特徵為：另外具備有：相位比較電路，其係比較以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號、與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號的相位，密接判定手段係若以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度超過容許信號強度，且該共同模式測試信號的相位為與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為同相時，判定連接於差動放大電路的反轉輸入的其中一方生物體電極未密接於體表面；若與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為逆相時，判定連接於差動放大電路的非反轉輸入的另一方生物體電極未密接於體表面。

【0025】被輸入至差動放大電路的反轉輸入的共同模式測試信號係與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為逆相且由差動放大電路被輸出，被輸入至非反轉輸入的共同模式測試信號係與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為同相且由差動放大電路被輸出。因此，若以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的相位與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為同相時，在連接於反轉輸入的生物體電極未出現共同模式測試信號，判定該生物體電極未密接於體表面。此外，若以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的相位與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為逆相時，在連接於非反轉輸入的生物體電極未出現共同模式測試信號，判定該生物

體電極未密接於體表面。

【0026】請求項4所記載之肌肉評估系統之特徵為：密接判定手段係使反轉輸入與非反轉輸入短路時將差動放大電路的輸出電壓作為基準電壓，若由差動放大電路被輸出的共同模式測試信號的信號電壓為在基準電壓加上預定的容許電壓誤差的上限電壓以上時，判定連接於差動放大電路的非反轉輸入的其中一方生物體電極未密接於體表面；若為由基準電壓減掉容許電壓誤差後的下限電壓以下時，判定連接於差動放大電路的反轉輸入的另一方生物體電極未密接於體表面。

【0027】由差動放大電路被輸出的共同模式測試信號的信號電壓係成為在將被輸入至反轉輸入與非反轉輸入的共同模式測試信號的差電壓放大後的電壓加在基準電壓的電壓，在一組生物體電極密接於體表面的狀態下，並未產生差電壓，因此成為基準電壓。

【0028】在連接於反轉輸入的生物體電極未密接於體表面的狀態下，共同模式測試信號未被輸入至反轉輸入，因此由差動放大電路被輸出的共同模式測試信號的信號電壓係成為在將被輸入至非反轉輸入的共同模式測試信號的信號電壓放大後的電壓加上基準電壓的電壓，成為在基準電壓加上預定的容許電壓誤差的上限電壓以上，因此密接判定手段係判定連接於反轉輸入的其中一方生物體電極未密接於體表面。

【0029】在連接於非反轉輸入的生物體電極未密接於

體表面的狀態下，共同模式測試信號未被輸入至非反轉輸入，因此由差動放大電路被輸出的共同模式測試信號的信號電壓係成為由基準電壓減掉將被輸入至反轉輸入的共同模式測試信號的信號電壓放大後的電壓的電壓，成為由基準電壓減掉預定的容許電壓誤差的下限電壓以下，因此密接判定手段係判定連接於非反轉輸入的另一方生物體電極未密接於體表面。

【0030】請求項5所記載之肌肉評估系統之特徵為：共同電極係在比一組生物體電極更由絕緣薄片的背面突出的狀態下露出。

【0031】若生物體電極密接於體表面，比該生物體電極更突出於體表面側的共同電極亦密接於體表面，且藉由對共同電極輸出共同模式測試信號，在密接於體表面的生物體電極確實出現共同模式測試信號。

【0032】請求項6所記載之肌肉評估系統之特徵為：使由露出於絕緣薄片的背面的共同電極至一組各生物體電極的距離不同，將因共同模式測試信號流動所致之共同電極與一組各生物體電極間的電位差作為差動放大電路的偏置電壓。

【0033】調整共同電極與一組各生物體電極間的距離，使在一組生物體電極所出現的共同模式測試信號的信號電壓發生電位差，且作為差動放大電路的偏置電壓，因此無須另外準備偏置電壓的電源，即可在差動放大電路中將反轉輸入與非反轉輸入的差分高精度地放大來進行輸

出。

【0034】請求項7所記載之肌肉評估系統之特徵為：信號抽出手段係由包含肌電信號的差動放大電路的輸出，抽出預定頻率的共同模式測試信號。

【0035】與由差動放大電路的輸出所包含的肌電信號來評估肌肉的活動的同時，由差動放大電路的輸出分離預定頻率的信號來抽出共同模式測試信號，且判定一組生物體電極是否密接於體表面。

(發明之效果)

【0036】藉由請求項1的發明，利用檢測表面肌活動電位的差動放大電路的共同模式去除功能，來判定一組生物體電極對體表面的密接，因此不需要設置用以檢測在生物體電極所出現的共同模式測試信號的其他檢測手段。

【0037】測試信號輸出手段係將預定頻率的共同模式測試信號輸出至共同電極，因此肌電信號與共同模式測試信號重疊在差動放大電路的輸出，即使為檢測肌電信號來評估肌肉的活動的期間，亦可僅抽出共同模式測試信號，且由所抽出的共同模式測試信號的信號強度，判定生物體電極對體表面的密接。

【0038】此外，在使一組生物體電極密接於體表面的狀態下，在一組生物體電極所出現的共同模式雜訊係藉由差動放大電路的共同模式去除功能而由輸出被去除，因此可由未受到共同模式雜訊影響的肌電信號，來評估肌肉的

疲勞狀態或動員數的增減等活動。

【0039】此外，若一組生物體電極的某個未密接於體表面，由於由差動放大電路被輸出預定的信號強度的共同模式測試信號，因此可由該共同模式測試信號的信號電位或相位，來判定未密接於體表面的某個生物體電極。

【0040】藉由請求項2的發明，亦可判定一組生物體電極的任一者均未密接於體表面的情形。

【0041】藉由請求項3的發明，比較以信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號的相位，可判定一組的哪個生物體電極未密接於體表面。

【0042】藉由請求項4的發明，可未使用相位比較電路，而由從差動放大電路被輸出的共同模式測試信號的信號電壓，來判定未密接於體表面的某個生物體電極。

【0043】藉由請求項5的發明，可確實地使共同模式測試信號傳達至密接於體表面的生物體電極，因此不會有以共同模式測試信號未由共同電極流至體表面為原因而誤判生物體電極密接於體表面的情形，可確實地判定一組生物體電極對體表面的密接。

【0044】藉由請求項6的發明，僅調整共同電極與一組各生物體電極間的距離，無須另外對差動放大電路的輸入加上偏置電壓，可在差動放大電路中將反轉輸入與非反轉輸入的差分高精度地放大而進行輸出。

【0045】藉由請求項7的發明，即使為由肌電信號檢

測肌肉的活動狀態的期間，亦可同時判定生物體電極對體表面的密接狀態，因此可即時檢測在使肌肉作伸縮的運動中，生物體電極遠離體表面的狀態。

【圖式簡單說明】

【0046】

圖1係本案發明之第1實施形態之肌肉評估系統1的區塊圖。

圖2係顯示使絕緣薄片30的背面30a密接於肌肉50的體表面51的狀態的剖面圖。

圖3係第2實施形態之肌肉評估系統20的區塊圖。

圖4係差動放大電路21的區塊圖。

圖5係顯示一組生物體電極2+、2-密接於體表面51，肌肉50作隨意收縮的期間的FFT分析儀22的輸出的波形圖。

圖6係顯示一組生物體電極2+、2-密接於體表面51，肌肉50未作隨意收縮的期間的FFT分析儀22的輸出的波形圖。

圖7係顯示在一組生物體電極2+、2-的其中一方未密接於體表面51的狀態下，肌肉50作隨意收縮的期間的FFT分析儀22的輸出的波形圖。

圖8係顯示在一組生物體電極2+、2-的其中一方未密接於體表面51的狀態下，肌肉50未作隨意收縮的期間的FFT分析儀22的輸出的波形圖。

圖9係顯示習知的肌肉評估系統100的區塊圖。

【實施方式】

【0047】以下使用圖1及圖2，說明本發明之第1實施形態之肌肉評估系統1。該肌肉評估系統1係由密接於肌肉50的體表面51的一組生物體電極2+、2-，檢測當肌肉50作隨意收縮時沿著肌肉50的肌纖維被傳播的肌肉活動電位，由經放大的肌肉活動電位呈連續的肌電信號(以下稱為EMG信號)，評估肌肉50的異常或疲勞的狀態，並且進行一組生物體電極2+、2-是否密接於體表面51的密接判定。在此，生物體電極2密接於體表面51係指以在生物體電極2出現評估肌肉50的狀態時為充分的肌肉活動電位的程度，生物體電極2與體表面51以低接觸電阻相接觸的狀態，以下將該作密接的狀態稱為正常接觸，將在生物體電極2未出現評估肌肉50的狀態時為充分的肌肉活動電位的狀態稱為異常接觸。

【0048】一組生物體電極2+、2-係以沿著肌肉50的肌纖維而密接於體表面51的方式，被安裝在細長的絕緣薄片30的長邊方向的兩側，分別使電極面露出於絕緣薄片30之與體表面51相對向之側的背面30a。一組生物體電極2+、2-係分別連接於構成差動放大電路的運算放大器5的非反轉輸入5+與反轉輸入5-，運算放大器5係將在一組生物體電極2+、2-所出現的肌肉活動電位或後述之共同模式測試信號的電位的差分放大而輸出。因此，運算放大器5係具

有將以同相且同一位準被輸入至非反轉輸入 5+與反轉輸入 5-的信號由該輸出去除的共同模式去除功能。

【0049】在絕緣薄片 30之安裝有一組生物體電極 2+、2-的中間係安裝有由測試信號輸出電路 3被輸出共同模式測試信號的共同電極 4。共同電極 4亦使其電極面露出於絕緣薄片 30的背面 30a，但是其露出位置係對應上述運算放大器 5的偏置電壓 V_{os} 來作調整。亦即，使密接於體表面 51的共同電極 4與生物體電極 2+間、與共同電極 4與生物體電極 2-間的距離稍微不同，使共同模式測試信號所流通的該等之間的阻抗不同，以在各生物體電極 2+、2-所出現的共同模式測試信號的電位差，與相當於運算放大器 5的偏置電壓 V_{os} 的電位差相一致的方式，使共同電極 4的露出位置偏向一組生物體電極 2+、2-的任一側。藉此，被輸入至運算放大器 5的非反轉輸入 5+與反轉輸入 5-的肌肉活動電位或共同模式測試信號並未受到運算放大器 5的內部誤差的影響，其差分被放大而輸出。

【0050】此外，共同電極 4係比一組生物體電極 2+、2-為更厚，比一組生物體電極 2+、2-露出於絕緣薄片 30的背面 30a的位置，更加朝圖 2所示之下方突出而露出，與已壓入至內方的體表面 51相接觸。藉此，可在由共同電極 4對體表面 51確實流通共同模式測試信號的狀態下，由在一組生物體電極 2+、2-所出現的共同模式測試信號的信號強度，判定生物體電極 2+、2-對體表面 51的接觸狀態。

【0051】測試信號輸出電路 3係輸出不會對受驗者供

予刺激的電壓與電流的共同模式測試信號，在此係以0.3mV對共同電極4輸出將體表面51的阻抗設為2k Ω 時流通150nA左右的電流的共同模式測試信號。共同模式測試信號的頻率係為了可由在一組生物體電極2+、2-所出現的信號進行檢測，設為預先設定的預定頻率，在此，由肌肉50作隨意收縮時所發生的肌肉活動電位所被檢測的EMG信號為大概1kHz以下，且以使用以使EMG信號通過的生物體信號濾波器6亦通過共同模式測試信號的方式，此外，以可與由商用交流電源線所產生的共同模式雜訊的頻率識別而抽出的方式，設為20Hz。

【0052】連接於運算放大器5的輸出的生物體信號濾波器6係如上所述，由運算放大器5的輸出信號，使包含1kHz以下的頻率的EMG信號與共同模式測試信號的輸出信號通過，且輸出至記錄器8、接觸判定電路9及20Hz的頻帶濾波器7。在此，由生物體信號濾波器6被輸出的EMG信號係由具有共同模式去除功能的運算放大器5被輸出的信號，但是肌肉活動電位係沿著肌肉50的肌纖維傳播，在一組生物體電極2+、2-係出現相位不同的肌肉活動電位，且被輸入至運算放大器5的非反轉輸入5+與反轉輸入5-，因此運算放大器5係輸出將相位不同的肌肉活動電位的差分放大後的EMG信號。

【0053】記錄器8隨著時間經過，同時記錄將由生物體信號濾波器6被輸出的肌肉活動電位的差分放大後的EMG信號，且輸出至微電腦10。EMG信號的頻率、振幅或

其變化係取決於肌肉50的收縮活動，若例如作隨意收縮的肌肉50的疲勞亢進，用以彌補肌肉50的收縮性的運動單位的動員數及發火頻度增加，EMG信號的振幅亦變大，因此微電腦10係根據由記錄器8被輸入的EMG信號及因其時間經過所致之變化，評估肌肉50的各種活動。

【0054】在微電腦10係連接有顯示裝置11與揚聲器12，將在微電腦10所評估出的肌肉50的評估結果，以藉由顯示裝置11所為之顯示及/或由揚聲器12所發出的聲音，傳至利用該肌肉評估系統1的利用者。例如，在顯示裝置11配備有複數LED，按對應微電腦10所評估出的肌肉50的收縮力的複數階段的每個階段，使LED的亮燈數不同，或若微電腦10評估出肌肉50的疲勞已達至界限時，由揚聲器12發出催促肌肉50的收縮運動停止的聲音。

【0055】頻帶濾波器7係由生物體信號濾波器6的輸出，另外使20Hz的信號通過，抽出共同模式測試信號，且輸出至相位比較電路13及接觸判定電路9。相位電路9係將由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號，與藉由測試信號輸出電路3所為之共同模式測試信號的輸出時序相比較，比較與由測試信號輸出電路3被輸出的共同模式測試信號為同相、或逆相。

【0056】亦即，一組生物體電極2+、2-之中，若連接於運算放大器5的反轉輸入5-的生物體電極2-未密接於體表面51，在生物體電極2+所出現的共同模式測試信號勝過反轉輸入5-而被輸入至非反轉輸入5+，因此運算放大器5

的輸出所包含的共同模式測試信號係形成為與由測試信號輸出電路3被輸出的共同模式測試信號為同相，相位比較電路13係將屬於同相的比較結果輸出至接觸判定電路9。另一方面，若生物體電極2+未密接於體表面51，在生物體電極2-所出現的共同模式測試信號勝過非反轉輸入5+而被輸入至反轉輸入5-，因此運算放大器5的輸出所包含的共同模式測試信號係形成為與由測試信號輸出電路3被輸出的共同模式測試信號為逆相，相位比較電路13係將屬於逆相的比較結果輸出至接觸判定電路9。

【0057】接觸判定電路9係根據由生物體信號濾波器6被輸出的EMG信號、由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號、及由相位比較電路13被輸出的比較結果，來判定一組各生物體電極2+、2-對體表面51的接觸狀態者，以下詳述該接觸判定電路9中的接觸狀態的判定方法。

【0058】

(若一組生物體電極2+、2-的任一者均正常接觸體表面51時)

若一組生物體電極2+、2-的任一者均正常接觸體表面51時，由在一組生物體電極2+、2-的中間接觸體表面51的共同電極4所被輸出的共同模式測試信號係以同相且大致同一位準出現在一組生物體電極2+、2-，且分別被輸入至運算放大器5的非反轉輸入5+與反轉輸入5-，因此藉由運算放大器5的共同模式去除功能，未出現在輸出。結果，由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度係

成為預定的容許信號強度以下。

另一方面，與共同模式測試信號無關地，在正常接觸體表面51的生物體電極2+、2-係分別出現相位不同的表面肌活動電位，因此在運算放大器5中將該肌肉活動電位的差分放大而由生物體信號濾波器6被輸出的EMG信號係超過預定的信號強度臨限值，接觸判定電路9係基於由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度為預定的容許信號強度以下，且由生物體信號濾波器6被輸出的EMG信號超過預定的信號強度臨限值，判定一組生物體電極2+、2-的任一者均為正常接觸。

【0059】

(若一組生物體電極2+、2-的任一者均異常接觸體表面51時)

若一組生物體電極2+、2-的任一者均異常接觸體表面51時，在一組任何生物體電極2+、2-均未出現共同模式測試信號，在運算放大器5的非反轉輸入5+與反轉輸入5-未被輸入共同模式測試信號，因此亦未出現在運算放大器5的輸出。結果，由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度係成為預定的容許信號強度以下。

此外，肌肉活動電位亦未出現在一組生物體電極2+、2-，且未被輸入至運算放大器5的非反轉輸入5+與反轉輸入5-，因此由生物體信號濾波器6被輸出的EMG信號係形成為預定的信號強度臨限值以下，接觸判定電路9係基於由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度為

預定的容許信號強度以下，且由生物體信號濾波器6被輸出的EMG信號亦為預定的信號強度臨限值以下，判定一組生物體電極2+、2-的任一者均為異常接觸。

【0060】

(若一組生物體電極2+、2-僅其中一方正常接觸體表面51時)

若一組生物體電極2+、2-的某個正常接觸體表面51、另一者作異常接觸時，在作正常接觸的某個生物體電極2+、2-出現共同模式測試信號，共同模式測試信號僅被輸入至運算放大器5的非反轉輸入5+與反轉輸入5-的其中一方，因此由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度係超過預定的容許信號強度。

接觸判定電路9係若由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度超過預定的容許信號強度，且由相位比較電路13被輸入屬於同相的比較結果時，判定連接於運算放大器5的非反轉輸入5+的生物體電極2+為正常接觸，連接於反轉輸入5-的生物體電極2-為非接觸。

此外，接觸判定電路9係若由頻帶濾波器7被輸出的共同模式測試信號的信號強度超過預定的容許信號強度，且由相位比較電路13被輸入屬於逆相的比較結果時，判定連接於運算放大器5的反轉輸入的生物體電極2-為正常接觸，連接於非反轉輸入5+的生物體電極2+為非接觸。

【0061】 其中，若連接於運算放大器5的非反轉輸入5+的生物體電極2+作正常接觸，連接於反轉輸入5-的生物

體電極 2- 為非接觸時，由運算放大器 5 被輸出的共同模式測試信號的信號電壓係將使反轉輸入 5- 與非反轉輸入 5+ 短路時的運算放大器 5 的輸出電壓設為基準電壓，成為在基準電壓加上例如形成為被輸入至運算放大器 5 的共同模式測試信號的信號電壓的 $1/2$ 的預定的容許電壓誤差的上限電壓以上，另一方面，若連接於運算放大器 5 的非反轉輸入 5+ 的生物體電極 2+ 作異常接觸，連接於反轉輸入 5- 的生物體電極 2- 作正常接觸時，則成為由基準電壓減掉容許電壓誤差後的下限電壓以下。

因此，若由頻帶濾波器 7 被輸出的共同模式測試信號的信號強度超過預定的容許信號強度，且一組生物體電極 2+、2- 的任一方作正常接觸時，接觸判定電路 9 係未使用相位比較電路 13 的比較結果，而比較由頻帶濾波器 7 被輸出的共同模式測試信號的信號電壓為上述上限電壓以上或下限電壓以下，由此亦可判定一組的哪個生物體電極 2+、2- 為異常接觸。

【0062】接觸判定電路 9 係若判定一組生物體電極 2+、2- 的何者、或雙方為異常接觸時，將該判定結果輸出至微電腦 10，微電腦 10 係將形成為異常接觸的判定結果，以對顯示裝置 11 顯示及/或由揚聲器 12 所發出的聲音來傳給利用者。因此，可使一組生物體電極 2+、2- 密接於肌肉 50 的體表面 51，在由 EMG 信號評估肌肉 50 之前或使肌肉 50 作隨意收縮的運動中，將生物體電極 2+、2- 的異常接觸傳給利用者，且可催促生物體電極 2+、2- 的再密接。

【0063】接著，使用圖3至圖8，說明本發明之第2實施形態之肌肉評估系統20。關於肌肉評估系統20的各部，對於與上述肌肉評估系統1為相同或同樣發揮作用的構成，係使用相同元件符號且省略其詳細說明。

【0064】該肌肉評估系統20亦為由密接於肌肉50的體表面51的一組生物體電極2+、2-，來檢測肌肉50作隨意收縮時沿著肌肉50的肌纖維被傳播的肌肉活動電位者，與肌肉評估系統1不同地，具備有：將使電極面露出於絕緣薄片30的背面30a的一組生物體電極2+、2-與共同電極4，分別連接於非反轉輸入21+與反轉輸入21-與ref輸入21R的差動放大電路21；將差動放大電路21的類比輸出進行A/D轉換的AD轉換器23；及將包含在AD轉換器23經A/D轉換後的差動放大電路21的EMG信號與共同模式測試信號的輸出信號，進行快速傅立葉轉換，且算出每個頻率的信號強度的FFT分析儀22。

【0065】差動放大電路21係由：第1非反轉放大電路21A、及透過第2輸入電阻Rs2而使反轉輸入連接於第1非反轉放大電路21A的輸出的第2非反轉放大電路21B所構成，如圖4所示，將差動放大電路21的非反轉輸入21+與反轉輸入21-，分別連接於第2運算放大器U2與第1運算放大器U1的非反轉輸入，將在一組生物體電極2+、2-所出現的電位Vin+與Vin-分別輸入至第2運算放大器U2與第1運算放大器U1的非反轉輸入。此外，連接於共同電極4的差動放大電路21的ref輸入21R係透過反轉輸入電阻Rs1而連接於

第1運算放大器U1的反轉輸入，將被輸出至共同電極4的共同模式測試信號的信號電壓 V_t 輸入至第1運算放大器U1的反轉輸入。

【0066】在該差動放大電路21中，將第1非反轉放大電路21A之相對第1輸入電阻 R_{s1} 的第1回授電阻 R_{f1} 的電阻值的比設為 k ，將第2非反轉放大電路21B之相對第2輸入電阻 R_{s2} 的第2回授電阻 R_{f2} 的電阻值的比設為上述的比的倒數的 $1/k$ 。

【0067】藉此，若將第1運算放大器U1的反轉輸入的電位設為 V_1 、第2運算放大器U2的反轉輸入的電位設為 V_2 時，第1非反轉放大電路21A的輸出電壓 V_{o1} 係成為：

【0068】

【數式1】

$$V_{o1} = V_1(1+k) - kV_t \quad \dots (1)$$

【0069】第2非反轉放大電路21B的輸出電壓亦即差動放大電路21的輸出電壓 V_{out} 係成為：

【0070】

【數式2】

$$V_{out} = V_2(1 + \frac{1}{k}) - \frac{1}{k}V_{o1} \quad \dots (2)$$

【0071】，第1運算放大器U1的反轉輸入與非反轉輸入間、與第2運算放大器U2的反轉輸入與非反轉輸入間係假想短路狀態，因此形成為 $V_1 = V_{in^-}$ 、 $V_2 = V_{in^+}$ ，若在(2)式的 V_{o1} 代入(1)式，

【0072】即成為：

【0073】

【數式 3】

$$V_{out} = \frac{1+k}{k} (V_2 - V_1) + V_t = \frac{1+k}{k} (V_{in^+} - V_{in^-}) + V_t \dots (3)$$

【0074】如(3)式所示，差動放大電路21係具有將以同相被輸入至非反轉輸入21+與反轉輸入21-的 V_{in^+} 與 V_{in^-} 為同一位準的信號由該輸出去除的共同模式去除功能，將在被輸入至ref輸入21R的共同模式測試信號的信號電壓 V_t ，加上將在一組生物體電極2+、2-所出現的電位 V_{in^+} 與 V_{in^-} 的差分以 $(1+k)/k$ 放大後的電壓的輸出信號，輸出至生物體信號濾波器6。

【0075】在本實施形態中，若將以 $(1+k)/k$ 所示的差動放大電路21的電壓增益A設為1000，在一組生物體電極2+、2-所出現的共同模式測試信號的信號電壓的差分設為0.2mV，由差動放大電路21被輸出200mV的信號電壓的共同模式測試信號。

【0076】連接於差動放大電路21的輸出的生物體信號濾波器6係由差動放大電路21的輸出信號，使包含1kHz以下的頻率的EMG信號與共同模式測試信號的輸出信號通過，在連接於該輸出側的AD轉換器23中進行A/D轉換，形成為可在FFT分析儀22進行推算的數位信號。

【0077】在此，在由AD轉換器23被輸出之屬於數位信號的輸出信號係包含EMG信號、及共同模式測試信號，在共同模式測試信號，如(3)式所示，包含：被輸入至ref輸入21R的共同模式測試信號、及將在一組各生物體電極2+、2-所出現的共同模式測試信號的信號電壓的差分放大

至1000倍後的共同模式測試信號之二者，但是在一組生物體電極2+、2-作正常接觸的狀態下，在一組生物體電極2+、2-所出現的共同模式測試信號的差分為0或微小值，與將在一組生物體電極2+、2-所出現的EMG信號的差分放大至1000倍而由AD轉換器23被輸出的EMG信號相比，小至任何共同模式測試信號均可忽略的程度。

【0078】另一方面，若一組生物體電極2+、2-的某個正常接觸體表面51、另一者作異常接觸時，在一組生物體電極2+、2-所出現的共同模式測試信號的信號電壓的差分大，在差動放大電路21中，該差分被放大至1000倍，且由AD轉換器23被輸出。

【0079】因此，只要一組生物體電極2+、2-作正常接觸，在AD轉換器23中經A/D轉換的輸出信號係可直接視為表示EMG信號，且暫時記憶在記錄器8，微電腦10係由被記憶在記錄器8的EMG信號，評估肌肉50的活動，且將其結果以顯示裝置11或揚聲器12傳至利用者。另一方面，微電腦10當如後所述由接觸判定電路9接受到一組生物體電極2+、2-的至少任一者作異常接觸的判定結果時，由於在被記憶在記錄器8的AD轉換器23的輸出信號包含無法忽略的共同模式測試信號，因此不視為EMG信號，由該輸出信號並不評估肌肉50的活動。

【0080】AD轉換器23的輸出信號亦被輸出至FFT分析儀22及相位比較電路13，FFT分析儀22係以包含EMG信號與共同模式測試信號的頻帶，將AD轉換器23的輸出信號

進行快速傅立葉轉換，且算出每個頻率的信號強度，此外，將其中針對20Hz的共同模式測試信號所算出的信號強度輸出至接觸判定電路9。在此，FFT分析儀22係利用以平均單位頻寬(1Hz寬)的信號電壓的平方所推算的功率值，表示AD轉換器23的輸出信號的每個頻率的信號強度，將以FFT分析儀22針對20Hz所推算出的功率值設為共同模式測試信號的信號強度，但是亦可將由AD轉換器23被輸出的20Hz的共同模式測試信號的信號電力或信號電壓，形成為共同模式測試信號的信號強度。

【0081】其中，如上所述，FFT分析儀22係亦算出EMG信號的每個頻率的信號強度，因此將該算出結果輸出至記錄器8或微電腦10，可在微電腦10中由EMG信號的每個頻率的信號強度，評估肌肉50的活動。

【0082】如上所述，在由AD轉換器23被輸出的共同模式測試信號，係如(3)式所示，包含被輸入至差動放大電路21的ref輸入21R的共同模式測試信號，即使一組各生物體電極2+、2-作正常接觸，由FFT分析儀22被輸出的20Hz的共同模式測試信號的信號強度亦不會成為0。此外，即使生物體電極2+、2-完全未接觸體表面51，若由在生物體電極2+、2-所表示的共同模式測試信號的信號位準，可檢測可評估肌肉50的活動的信號強度，即足夠，因此，接觸判定電路9係設定預定的容許信號強度，僅在由FFT分析儀22被輸出的20Hz的共同模式測試信號的信號強度超出該容許信號強度的情形下，判定某個生物體電極

2+、2-為異常接觸。

【0083】亦即，接觸判定電路9係若由FFT分析儀22被輸出的共同模式測試信號的信號強度超出容許信號強度，判定一組的各生物體電極2+、2-的任一方為正常接觸、另一方為異常接觸，且參照相位比較電路13的相位判定結果，判定何者為異常接觸。

【0084】圖6係由測試信號輸出電路3輸出20Hz、0.3mV的共同模式測試信號，且使肌肉50不作隨意收縮，而在一組生物體電極2+、2-作正常接觸的狀態下由FFT分析儀22被輸出的輸出圖，藉由差動放大電路21的共同模式去除功能，在FFT分析儀22被推算出的20Hz的共同模式測試信號的信號強度係成為 $0.0017V^2/Hz$ 。另一方面，在顯示以同一條件，在一組的其中一方生物體電極2-作異常接觸的狀態下，由FFT分析儀22被輸出的輸出圖的圖8中，20Hz及其倍增的信號明顯出現，20Hz的共同模式測試信號的信號強度係成為 $0.0489V^2/Hz$ 。因此，例如，在使肌肉50不作隨意收縮的條件下，若將容許信號強度設定為其間的 $0.01V^2/Hz$ ，可判定一組生物體電極2+、2-的任一方的異常接觸。

【0085】但是，由於將共同模式測試信號的頻率設定為存在EMG信號的頻帶中的20Hz，因此肌肉50作隨意收縮的期間係在由AD轉換器23被輸出的20Hz的輸出信號包含共同模式測試信號與EMG信號，難以與EMG信號的信號強度作識別來推算共同模式測試信號的信號強度。例如，在

以與圖6為相同條件，在一組生物體電極2+、2-作正常接觸，且肌肉50作隨意收縮的狀態下表示FFT分析儀22的輸出的圖6的輸出圖中，成為在圖5所示之20Hz的 $0.0017V^2/Hz$ 的共同模式測試信號的信號強度，加上20Hz的EMG信號的信號強度的 $0.0169V^2/Hz$ ，若將容許信號強度設定為 $0.01V^2/Hz$ ，若肌肉50作隨意收縮，會誤判一組生物體電極2+、2-的任一方為異常接觸。

【0086】另一方面，在以與圖8為相同條件，在一組生物體電極2+、2-的其中一方作異常接觸，且肌肉50作隨意收縮的狀態下由FFT分析儀22被輸出的圖7所示的輸出圖中，20Hz的信號的信號強度係加上EMG信號的信號強度的 $0.0748V^2/Hz$ ，比圖8所示之 $0.0489V^2/Hz$ 為更大。亦即，FFT分析儀22所推算的共同模式測試信號的信號頻率亦即20Hz的信號的信號強度係無關於是否肌肉50作隨意收縮，若一組生物體電極2+、2-的其中一方作異常接觸時，係成為 $0.0489V^2/Hz$ 以上，若一組任何生物體電極2+、2-均作正常接觸時，則成為 $0.0169V^2/Hz$ 以下，因此若在該之間設定容許信號強度，即使肌肉50作隨意收縮，亦可判定一組生物體電極2+、2-的其中一方的異常接觸。

【0087】相位比較電路13係比較由AD轉換器23被輸出的共同模式測試信號、與由測試信號輸出電路3被輸出的共同模式測試信號的相位。在由AD轉換器23包含在輸出的共同模式測試信號，係包含：被輸入至差動放大電路21的ref輸入21R的共同模式測試信號、與在一組的各生物

體電極 2+、2-所出現的共同模式測試信號的信號電壓的差分在差動放大電路 21 中被放大後的共同模式測試信號之二者，但是接觸判定電路 9 參照相位比較電路 13 的比較結果的任一方的生物體電極 2+、2-為非接觸時的前者的共同模式測試信號，與後者的共同模式測試信號相比，係小至可忽略的程度。

【0088】因此，相位比較電路 13 係將表示在一組各生物體電極 2+、2-所出現的共同模式測試信號的信號電壓的差分之由 AD 轉換器 23 被輸出之經放大的共同模式測試信號，比較與由測試信號輸出電路 3 被輸出的共同模式測試信號的相位。若連接於差動放大電路 21 的非反轉輸入 21+ 的生物體電極 2+ 為正常接觸、連接於反轉輸入 21- 的生物體電極 2- 為異常接觸時，由 AD 轉換器 23 被輸出的共同模式測試信號係成為與由測試信號輸出電路 3 被輸出的共同模式測試信號為同相，相位比較電路 13 係將同相的比較結果輸出至接觸判定電路 9，接觸判定電路 9 係基於由 FFT 分析儀 22 被輸出的共同模式測試信號的信號強度超過容許信號強度，且由相位比較電路 13 被輸入同相的比較結果，因此判定生物體電極 2+ 為正常接觸、生物體電極 2- 為異常接觸。

【0089】另一方面，若連接於差動放大電路 21 的非反轉輸入 21+ 的生物體電極 2+ 為異常接觸、連接於反轉輸入 21- 的生物體電極 2- 為正常接觸時，由 AD 轉換器 23 被輸出的共同模式測試信號係成為與由測試信號輸出電路 3 被輸

出的共同模式測試信號為逆相，相位比較電路13係將逆相的比較結果輸出至接觸判定電路9，接觸判定電路9係基於由FFT分析儀22被輸出的共同模式測試信號的信號強度超過容許信號強度，且由相位比較電路13被輸入逆相的比較結果，因此判定生物體電極2+為異常接觸、生物體電極2-為正常接觸。

【0090】此外，接觸判定電路9係若由FFT分析儀22被輸出的共同模式測試信號的信號強度為容許信號強度以下時，係判定一組生物體電極2+、2-的任一者均為正常接觸或均為異常接觸。在此，若一組各生物體電極2+、2-的任一者均為正常接觸時，在一組各生物體電極2+、2-出現相位不同的表面肌活動電位，在差動放大電路21中將該差分放大後的預定的信號強度的EMG信號由AD轉換器23被輸出至FFT分析儀22。相反地，若一組生物體電極2+、2-的任一者均為異常接觸時，係在各生物體電極2+、2-未出現表面肌活動電位，亦未透過差動放大電路21與AD轉換器23而對FFT分析儀22出現預定的信號強度的EMG信號。

【0091】因此，接觸判定電路9係若由FFT分析儀22被輸出的共同模式測試信號的信號強度為容許信號強度以下時，將由FFT分析儀22被輸出的EMG信號的每個頻率的信號強度，以存在EMG信號的頻帶(例如0至250Hz)進行積分，此外，若以該積分值所表示的EMG信號的信號強度為預定值以上時，判定一組生物體電極2+、2-的任一者均為正常接觸，若為未達預定值，則一組生物體電極2+、2-的

任一者均為異常接觸。

【0092】藉由接觸判定電路9所得的判定結果係與第1實施形態同樣地被輸出至微電腦10，微電腦10係將該判定結果，以對顯示裝置11的顯示及/或由揚聲器12所發出的聲音來傳至利用者。因此，若某個生物體電極2+、2-未密接於肌肉50的體表面51，利用者係可得知異常接觸的生物體電極2+、2-，因此可重新裝設，俾以作正常接觸。

【0093】在上述各實施形態中，係針對密接於肌肉50的體表面51的一組生物體電極2+、2-，判定密接於體表面51的正常接觸、或未充分密接的異常接觸，但是亦可針對密接於體表面51的3個以上的生物體電極的各一組，分別連接於具有共同模式去除功能的差動放大電路，由各差動放大電路的輸出所包含的共同模式測試信號的信號強度，針對3個以上的生物體電極的全部，判定正常接觸、或異常接觸。

【0094】此外，以接觸判定電路判定一組生物體電極2+、2-的任一者均作異常接觸的狀態、或其中一方哪個生物體電極2+、2-為異常接觸，但是亦可為僅判定一組生物體電極2+、2-作正常接觸、或某個作異常接觸者。

【0095】此外，本發明係以由肌肉作隨意收縮時的肌肉活動電位來評估肌肉的活動狀態的肌肉評估系統之例來進行說明，但是亦可為由密接於體表面的生物體電極來檢測施加一定的電刺激而肌肉所發生的肌肉活動電位，且評估肌肉的活動狀態的肌肉評估系統。

[產業上可利用性]

【0096】本發明係適於使一組生物體電極密接於肌肉的體表面，來評估肌肉的活動狀態的評估系統。

【符號說明】

【0097】

1：第1實施形態的肌肉評估系統

2+、2-：生物體電極

3：測試信號輸出電路(測試信號輸出手段)

4：共同電極

5：運算放大器(差動放大電路)

5-：反轉輸入

5+：非反轉輸入

6：生物體信號濾波器

7：頻帶濾波器(信號抽出手段)

8：記錄器

9：接觸判定電路(密接判定手段)

10：微電腦

11：顯示裝置

12：揚聲器

13：相位比較電路

20：第2實施形態的肌肉評估系統

21：差動放大電路

21-：反轉輸入
 21+：非反轉輸入
 21A：第1非反轉放大電路
 21B：第2非反轉放大電路
 21R：ref輸入
 22：FFT分析儀(信號抽出手段)
 23：AD轉換器
 30：絕緣薄片
 30a：背面
 50：肌肉
 51：體表面
 100：肌肉評估系統
 101+、101-：生物體電極
 102：反轉放大電路
 103：A/D轉換器
 104：共同電極
 105、106：放大電路
 107、108：A/D轉換器
 109：時鐘/觸發器電路
 110：測試信號輸出電路
 Rf1：第1回授電阻
 Rf2：第2回授電阻
 Rs1：反轉輸入電阻
 Rs2：第2輸入電阻

U1：第1運算放大器

U2：第2運算放大器

V1、V2：電位

Vin+、Vin-：電位

Vo1：輸出電壓

Vout：輸出電壓

Vt：信號電壓



202000132

【發明摘要】

【中文發明名稱】

肌肉評估系統

【中文】

〔課題〕 提供一種將檢測表面肌活動電位的差動放大電路，兼用為判定生物體電極對體表面的密接的檢測電路，即使為檢測表面肌活動電位的期間，亦可判定生物體電極對體表面的密接的肌肉評估系統。

〔解決手段〕 利用將一組生物體電極連接於反轉輸入與非反轉輸入，且輸出在一組生物體電極所出現的表面肌活動電位的差分的差動放大電路的共同模式去除功能，對在一組生物體電極的中間密接於體表面的共同電極輸出共同模式測試信號，且由差動放大電路被輸出預定的信號強度的共同模式測試信號，因此判定某個生物體電極未密接於體表面。

【指定代表圖】第(1)圖。

【代表圖之符號簡單說明】

1：第1實施形態的肌肉評估系統

2+、2-：生物體電極

3：測試信號輸出電路(測試信號輸出手段)

4：共同電極

5：運算放大器(差動放大電路)

5-：反轉輸入

5+：非反轉輸入

6：生物體信號濾波器

7：頻帶濾波器(信號抽出手段)

8：記錄器

9：接觸判定電路(密接判定手段)

10：微電腦

11：顯示裝置

12：揚聲器

13：相位比較電路

30：絕緣薄片

50：肌肉

51：體表面

【特徵化學式】無

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種肌肉評估系統，其係具備有：

一組生物體電極，其係露出於與體表面相對向的絕緣薄片的背面；及

差動放大電路，其係將前述一組生物體電極分別連接於反轉輸入與非反轉輸入，且將反轉輸入與非反轉輸入的差分放大來進行輸出，

在使前述一組生物體電極密接於體表面的狀態下，由將在前述一組生物體電極所出現的表面肌活動電位的差分放大而由前述差動放大電路被輸出的肌電信號，評估前述一組生物體電極所密接的體表面內的肌肉的活動，

該肌肉評估系統之特徵為：

另外具備有：

共同電極，其係露出於前述絕緣薄片的背面來作安裝，在前述一組生物體電極的中間密接於體表面；

測試信號輸出手段，其係對前述共同電極輸出預定頻率的共同模式測試信號；

信號抽出手段，其係由前述差動放大電路的輸出抽出前述預定頻率的共同模式測試信號；及

密接判定手段，其係若以前述信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度超過預定的容許信號強度時，判定某個生物體電極未密接於體表面。

【第2項】

如申請專利範圍第1項之肌肉評估系統，其中，密接判定手段係若以前述信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度為前述容許信號強度以下，且由前述差動放大電路被輸出的前述肌電信號的信號強度為預定的信號強度臨限值以下時，判定一組的任何生物體電極均未密接於體表面。

【第3項】

如申請專利範圍第1項之肌肉評估系統，其中，另外具備有：相位比較電路，其係比較以前述信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號、與前述測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號的相位，

前述密接判定手段係若以前述信號抽出手段所抽出的共同模式測試信號的信號強度超過前述容許信號強度，且該共同模式測試信號的相位為與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為同相時，判定連接於前述差動放大電路的反轉輸入的其中一方生物體電極未密接於體表面；若與測試信號輸出手段所輸出的共同模式測試信號為逆相時，判定連接於前述差動放大電路的非反轉輸入的另一方生物體電極未密接於體表面。

【第4項】

如申請專利範圍第1項之肌肉評估系統，其中，前述密接判定手段係使前述反轉輸入與前述非反轉輸入短路時將前述差動放大電路的輸出電壓作為基準電壓，若由前述差動放大電路被輸出的共同模式測試信號的信號電壓為在

基準電壓加上預定的容許電壓誤差的上限電壓以上時，判定連接於前述差動放大電路的非反轉輸入的其中一方生物體電極未密接於體表面；若為由基準電壓減掉前述容許電壓誤差後的下限電壓以下時，判定連接於前述差動放大電路的反轉輸入的另一方生物體電極未密接於體表面。

【第5項】

如申請專利範圍第1項至第4項中任一項之肌肉評估系統，其中，前述共同電極係在比一組前述生物體電極更由絕緣薄片的背面突出的狀態下露出。

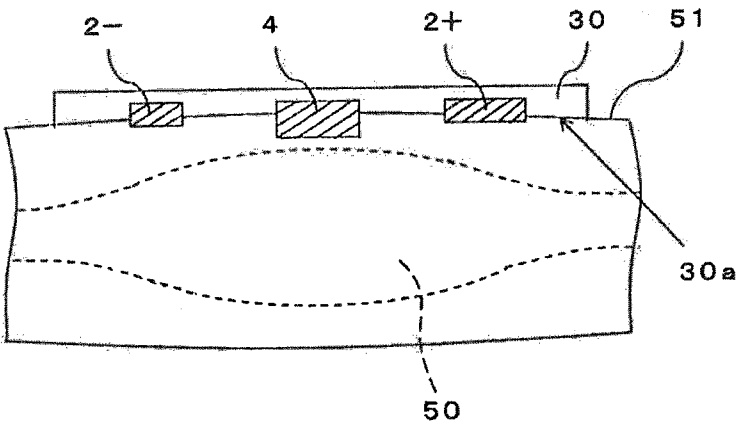
【第6項】

如申請專利範圍第1項至第5項中任一項之肌肉評估系統，其中，使由露出於前述絕緣薄片的背面的前述共同電極至前述一組各生物體電極的距離不同，將因共同模式測試信號流動所致之前述共同電極與前述一組各生物體電極間的電位差作為前述差動放大電路的偏置電壓。

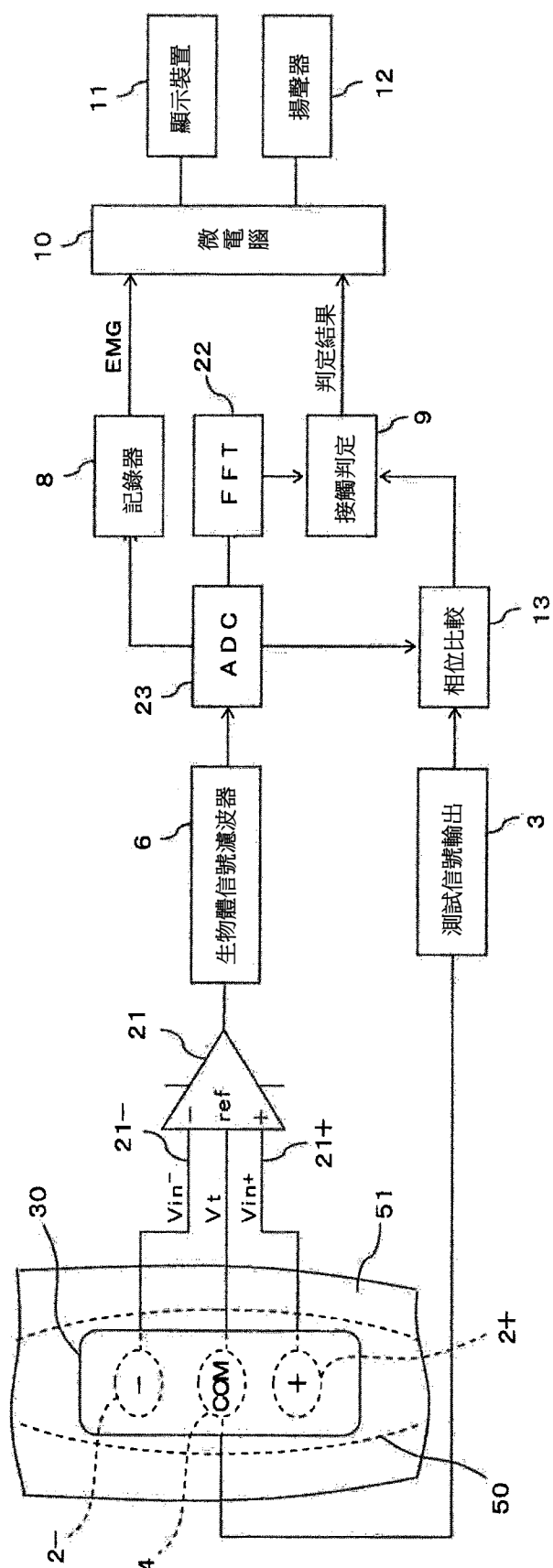
【第7項】

如申請專利範圍第1項至第6項中任一項之肌肉評估系統，其中，前述信號抽出手段係由包含前述肌電信號的前述差動放大電路的輸出，抽出前述預定頻率的共同模式測試信號。

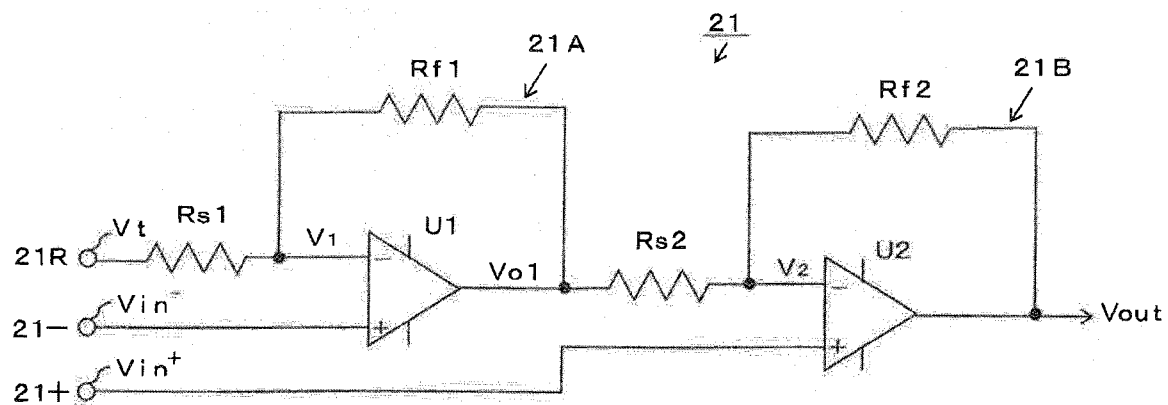




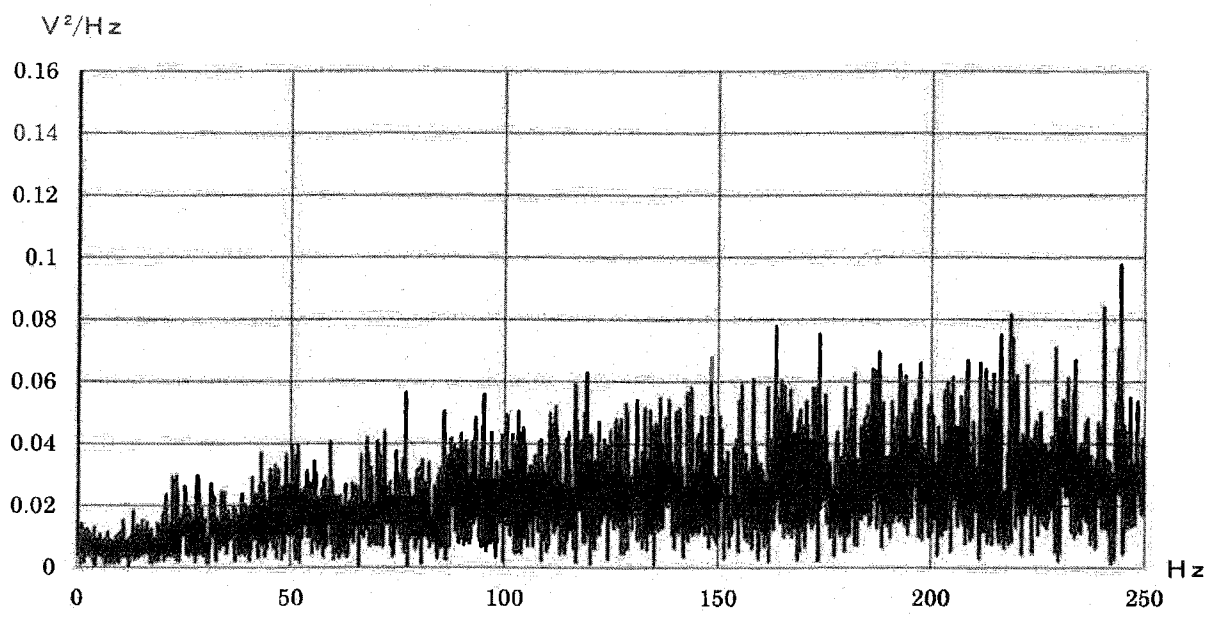
【圖 2】



【3回】

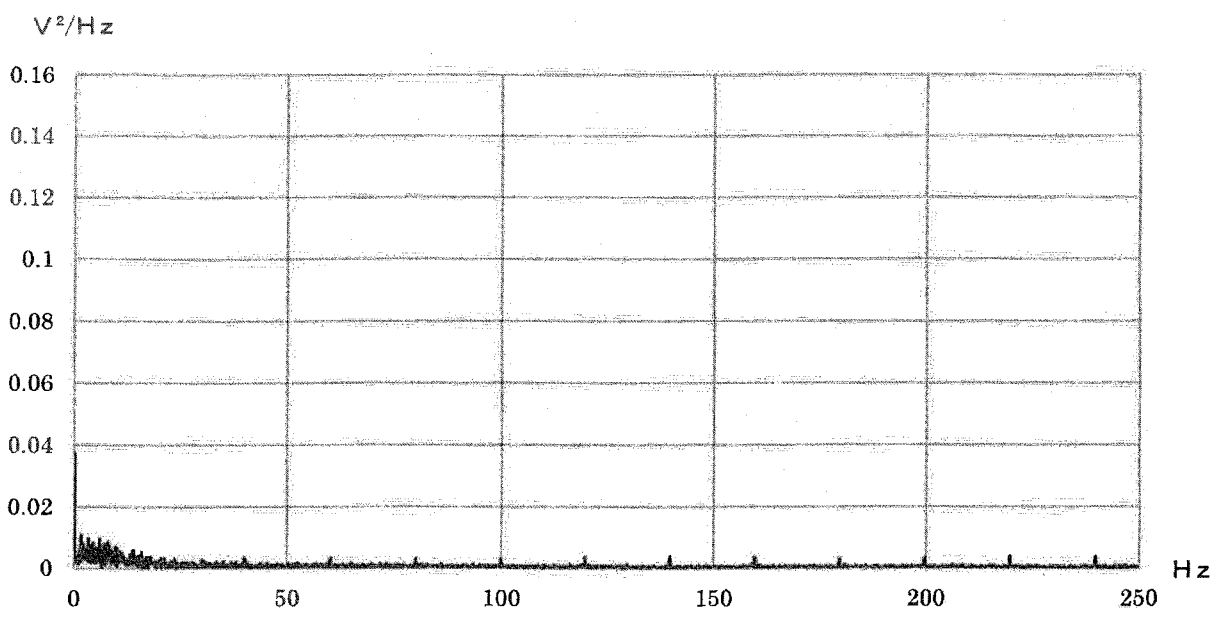


【圖 4】



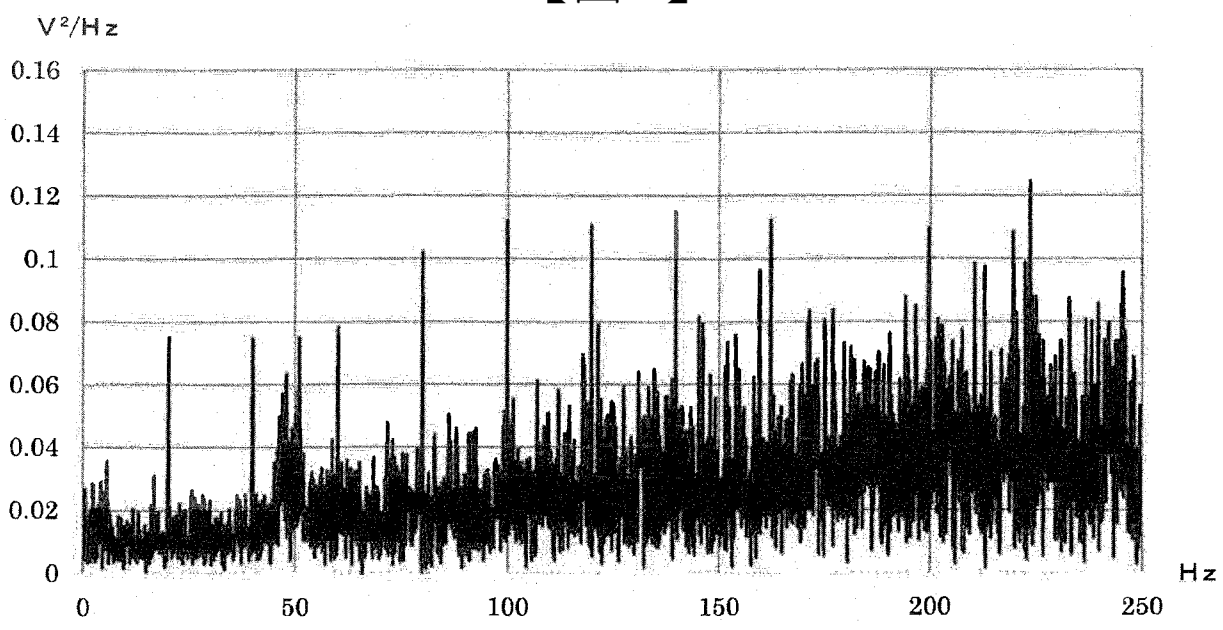
電極 2+, 電極 2- 正常接觸 有 EMG

【圖 5】



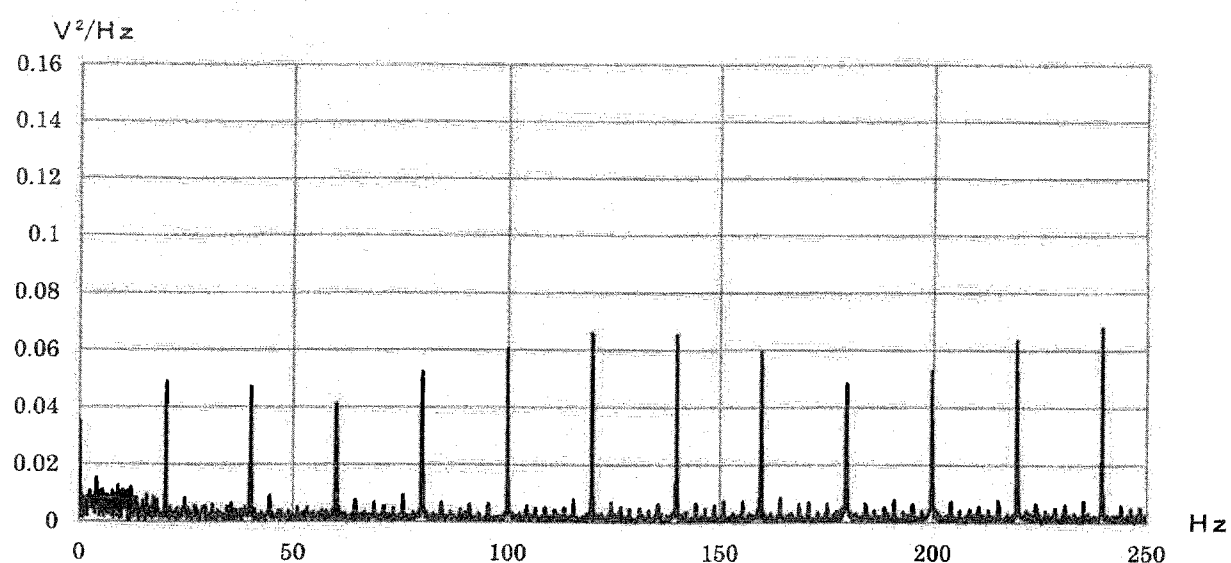
電極 2+, 電極 2- 正常接觸 無EMG

【圖 6】



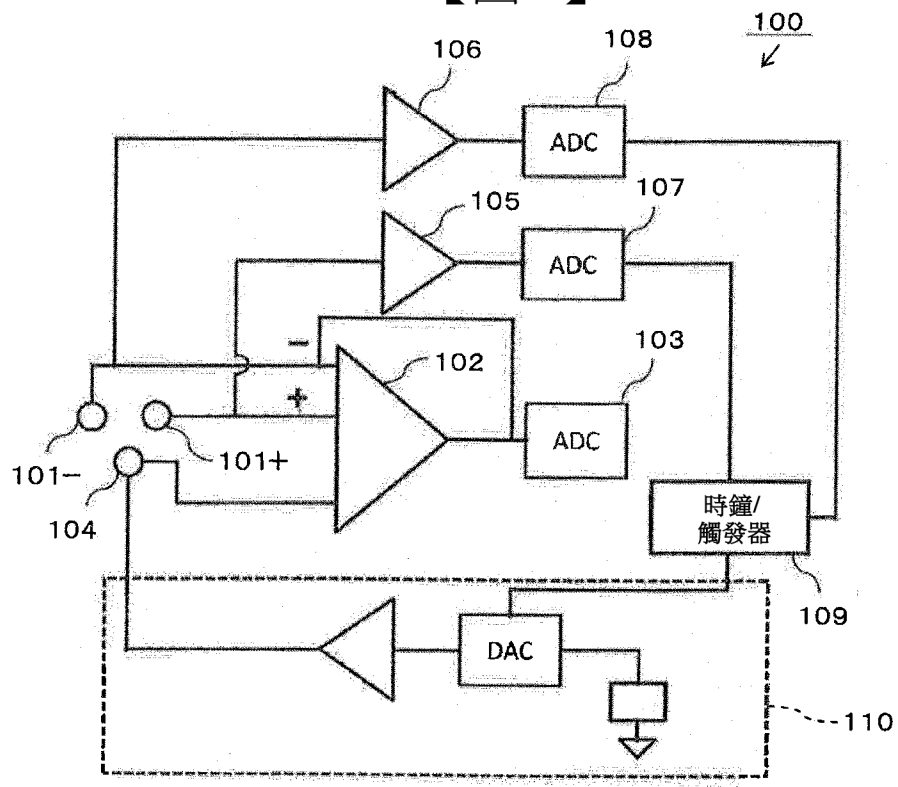
電極 2+ 正常接觸，電極 2- 異常接觸 有EMG

【圖 7】



電極 2+ 正常接觸，電極 2- 異常接觸 無 EMG

【圖 8】



【圖 9】