

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成21年4月2日 (2009.4.2)

【公開番号】特開2006-218304(P2006-218304A)

【公開日】平成18年8月24日 (2006.8.24)

【年通号数】公開・登録公報2006-033

【出願番号】特願2006-31827(P2006-31827)

【国際特許分類】

A 6 1 N 1/37 (2006.01)

A 6 1 N 1/368 (2006.01)

A 6 1 N 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 5/0408 (2006.01)

A 6 1 B 5/0478 (2006.01)

A 6 1 B 5/0492 (2006.01)

A 6 1 B 5/0402 (2006.01)

【 F I 】

A 6 1 N 1/37

A 6 1 N 1/368

A 6 1 N 1/04

A 6 1 B 5/04 3 0 0 J

A 6 1 B 5/04 3 1 0 N

【手続補正書】

【提出日】平成21年2月18日 (2009.2.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外部心臓ペースティング用および外部心臓モニタリング用の電極アセンブリであって、ペースティング用パルスを送出するための 1 つ以上の外部刺激用電極と、少なくとも第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極と、外部刺激用電極ならびに第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極が接続される 1 つ以上の位置決め要素とを備え、

第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極にて検出された電位から形成される信号においてペースティング用パルスに起因する電氣的アーチファクトが相殺される位置に第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極を配置するように、位置決め要素、外部刺激用電極ならびに第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極が構成される電極アセンブリ。

【請求項 2】

電位から形成される信号は第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極にて検出された電位間の差からなる差分信号を含む請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 3】

第 1 および第 2 の外部モニタリング用電極は電氣的アーチファクトが等しい位置に存在する請求項 2 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 4】

電極アセンブリは患者の外部に適用される 3 つ以上のモニタリング用電極を備え、第 1 および第 2 のモニタリング用電極は差分信号に対する電氣的アーチファクトの影響を減少

させるように該 3 つ以上のモニタリング用電極から選択される請求項 2 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 5】

第 1 および第 2 のモニタリング用電極は使用者により手動で選択されるのではなく、刺激装置により自動的に選択される請求項 4 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 6】

第 1 および第 2 のモニタリング用電極の自動的な選択は時間により変化する請求項 5 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 7】

3 つ以上のモニタリング用電極は刺激用電極のうちの 1 つから異なる距離に位置する 2 つ以上のモニタリング用電極を含み、第 1 のモニタリング用電極の選択は異なる距離に位置する 2 つの電極の間の選択を含む請求項 4 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 8】

2 つの電極の間の選択は時間により変化する請求項 7 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 9】

少なくとも第 3 のモニタリング用電極を含み、差分信号は第 1 の電極にて検出された電位と、第 2 および第 3 の電極にて検出された電位の組み合わせとの間の差を含む請求項 2 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 10】

組み合わせを作成する手法は時間により変化して、第 2 および第 3 の電極における電気的アーチファクトの相対的大きさの時間による変化を補償する請求項 9 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 11】

患者の外部に適用される少なくとも第 4 のモニタリング用電極を含み、差分信号は第 1 および第 4 の電極にて検出された電位の組み合わせと、第 2 および第 3 の電極にて検出された電位の組み合わせとの間の差を含む請求項 9 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 12】

第 1 および第 4 の電極にて検出された電位の組み合わせと、第 2 および第 3 の電極にて検出された電位の組み合わせとのうちの一方または双方は時間により変化する請求項 11 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 13】

位置決め要素は外部刺激用電極と第 1 および第 2 のモニタリング用電極とを支持する共通基板を含む請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 14】

位置決め要素は第 1 および第 2 のモニタリング用電極の刺激用電極からの距離を規定するワイヤなどの要素を含む請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 15】

少なくとも第 1 および第 2 のモニタリング用電極の作用領域と刺激用電極のうちの 1 つの作用領域との間のエッジ間距離は 10 センチメートル未満である請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 16】

少なくとも第 1 および第 2 のモニタリング用電極は刺激用電極のうちの 1 つから等しい距離に位置する請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 17】

刺激用電極のうちの 1 つから第 1 および第 2 のモニタリング用電極と等しい距離に位置する第 3 のモニタリング用電極を含む請求項 16 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 18】

ペーシング用パルス後に刺激用電極が分極したとき、2 つの刺激用電極の間に形成される電界において等電位であるように、少なくとも第 1 および第 2 のモニタリング用電極が位置する請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 19】**

第1および第2のモニタリング用電極は刺激用電極のうちの1つを支持する第2の基板から離れた第1の基板上に支持される請求項2に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 20】**

第1および第2のモニタリング用電極を支持する第1の基板は第2の基板を包囲する請求項19に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 21】**

ペーシング用パルス後に刺激用電極が分極したとき、2つの刺激用電極の間に形成される電界において等力線に沿うように、少なくとも第1および第2のモニタリング用電極が位置する請求項1に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 22】**

第1および第2のモニタリング用電極は刺激用電極のうちの1つを支持する第2の基板から離れた第1の基板上に支持され、第1および第2の基板は患者の所望の相対位置に容易に適用される形状とされる請求項1に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 23】**

第1の基板は環状であり、第2の基板は円形であり、両基板は両基板の距離が径方向に等しいように同心状に位置する請求項22に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 24】**

ペーシング用パルスの中断後100ミリ秒以内に測定したECG差分信号における電気的アーチファクト電位は10ミリボルト未満である請求項2または3に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 25】**

ペーシング用パルスが心臓捕捉用に十分な振幅であるとき、ECG差分信号における電気的アーチファクト電位はQRS振幅の5倍未満である請求項2または3に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 26】**

少なくとも第1および第2のモニタリング用電極が接続されるインピーダンスマッチング回路を含む請求項1に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 27】**

インピーダンスマッチング回路は電極インピーダンスの不均衡を生じさせ、両モニタリング用電極における電気的アーチファクト電位の変化を補償する請求項26に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 28】**

標準3リードECG信号に相当するECG信号を導出するための変換において用いられる複数の差分信号が存在する請求項2に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 29】**

心臓の外部モニタリング用および外部刺激用の装置であって、体外に適用されるように構成された第1の極性の刺激用電極および第2の極性の刺激用電極と、

少なくとも第1の極性の刺激用電極は刺激用パルス印加用の複数の小電極を備えることと、

複数の小電極は刺激用に十分な総領域を有することと、

小電極のうちの2つにて検出された電位の間差を含む差分信号を形成することによりECG電位をモニタリングするための処理回路とからなり、

分極による刺激アーチファクトが両小電極において等しく、刺激アーチファクトが差分信号において相殺されるように、差分信号を形成するために用いられる2つの小電極を配置および構成するように構成される装置。

**【請求項 30】**

刺激用パルスは胸部の外側に印加される心臓ペーシング用パルスを含む請求項29に記載の装置。

**【請求項 3 1】**

第 1 および第 2 のモニタリング用電極ならびに刺激用電極は 1 つのアセンブリを形成する請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 3 2】**

第 1 および第 2 のモニタリング用電極ならびに刺激用電極の各々の間の距離が一定であるように、少なくとも第 1 および第 2 のモニタリング用電極ならびに刺激用電極の位置はアセンブリ上に固定されている請求項 3 1 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 3 3】**

外部心臓ペースング用および外部心臓モニタリング用の電極アセンブリであって、  
ペースング用パルスを送出するための 1 つ以上の外部刺激用電極と、  
1 つ以上の外部モニタリング用電極と、  
刺激用電極およびモニタリング用電極を支持する裏張り層と、  
刺激用電極およびモニタリング用電極の両方と電気接触する共通ゲル層とを備え、  
外部刺激用電極は刺激用導電板を含み、  
モニタリング用電極はモニタリング導電板を含み、  
刺激用導電板とモニタリング導電板とは離間されている電極アセンブリ。

**【請求項 3 4】**

共通ゲル層は固体ゲルまたはハイドロゲルを含む請求項 3 3 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 3 5】**

外部心臓ペースング用および外部心臓モニタリング用の電極アセンブリであって、  
ペースング用パルスを送出するための 1 つ以上の外部刺激用電極と、  
1 つ以上の外部モニタリング用電極と、  
刺激用電極およびモニタリング用電極を支持する裏張り層と、  
刺激用電極と電気接触する第 1 のゲル層と、  
モニタリング用電極と電気接触する第 2 のゲル層とを備え、  
外部刺激用電極は刺激用導電板を含み、  
モニタリング用電極はモニタリング導電板を含み、  
刺激用導電板とモニタリング導電板とは離間されており、  
第 1 のゲル層と第 2 のゲル層とは離間されており、  
第 1 のゲル層および第 2 のゲル層のうちの一方は固体ゲルまたはハイドロゲルを含み、  
第 1 のゲル層および第 2 のゲル層のうちの他方は液体ゲルを含む電極アセンブリ。

**【請求項 3 6】**

患者の外部刺激用またはモニタリング用の電極アセンブリであって、  
電極アセンブリ内に支持された少なくとも第 1 および第 2 の電極と、  
第 1 の電極に近接配置された第 1 のゲル層と、  
第 2 の電極に近接配置された第 2 のゲル層とを備え、  
第 1 および第 2 のゲル層の湿分含有量は異なり、  
第 1 および第 2 のゲル層のうちの一方から他方への湿分の移動を遅延させるように寸法決定および配置された防湿材層とを含む電極アセンブリ。

**【請求項 3 7】**

電極アセンブリは心臓刺激用に構成されており、第 1 の電極は刺激用電極を含み、第 2 の電極はモニタリング用電極を含む請求項 3 6 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 3 8】**

第 1 のゲル層は液体ゲルを含み、第 2 のゲル層は固体ゲルを含む請求項 3 7 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 3 9】**

第 1 のゲル層は第 1 の湿分含有量の固体ゲルを含み、第 2 のゲル層は第 1 の湿分含有量よりも大きい第 2 の湿分含有量の固体ゲルを含む請求項 3 7 に記載の電極アセンブリ。

**【請求項 4 0】**

防湿材はポリエステルフィルムを含む請求項 3 7 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 4 1】

防湿材はアルミニウムフィルムを含む請求項 3 7 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 4 2】

心臓刺激用および心臓モニタリング用の多電極アセンブリであって、

患者の胸部において電位をモニタするように構成されたモニタリング用電極と、

1 つ以上の刺激用パルスを患者の胸部に送出するように構成された刺激用電極と、

第 1 および第 2 のケーブル端を有する電極ケーブルと、

第 2 のケーブル端と刺激用電極との間に電氣的に配置された非線形回路要素とを備え、

第 1 のケーブル端は外部心臓装置に接続するように構成され、

第 2 のケーブル端はモニタリング用電極および刺激用電極に接続するように構成され、

非線形回路要素は刺激用パルスの送出中に導電し、刺激用パルスの送出後に刺激用電極の残留電位の存在下で導電を遮断するように構成される多電極アセンブリ。

【請求項 4 3】

非線形回路要素は 1 つ以上のダイオードまたはガス放電管を含む請求項 4 2 に記載の多電極アセンブリ。

【請求項 4 4】

非線形回路要素は、一方の極性の波形における一方の経路および他方の極性の波形における他方の経路を通じて電流が流れる二相の刺激波形が刺激用電極に送出されるように、両経路に沿って非線形回路要素が逆の極性を有する並列経路をケーブルと刺激用電極との間に形成する 2 つ以上の非線形回路要素を含む請求項 4 2 に記載の多電極アセンブリ。

【請求項 4 5】

並列経路のうちの 1 つにおける 1 つ以上の非線形回路要素の正味のオフセット電位を予想される残留電位より高く設定することにより、刺激用電極の残留電位の存在下における導電性を同経路に沿って遮断する請求項 4 4 に記載の多電極アセンブリ。

【請求項 4 6】

非線形回路要素は 1 つ以上のトランジスタを含む請求項 4 2 に記載の多電極アセンブリ

。

【請求項 4 7】

非線形回路要素は一方向の電流を遮断し、他方向の電流を流す請求項 4 2 に記載の多電極アセンブリ。

【請求項 4 8】

電極ケーブルは 1 つの導電体からなり、第 1 および第 2 のケーブル端は同 1 つの導電体の第 1 および第 2 の端部である請求項 4 2 に記載の多電極アセンブリ。

【請求項 4 9】

電極ケーブルとモニタリング用電極との間の電氣的な経路に配置され、かつ、刺激用電極への刺激用パルスの送出中にモニタリング用電極に流れる電流を減少させるように構成された高インピーダンス要素を含む請求項 4 2 に記載の多電極アセンブリ。

【請求項 5 0】

モニタリング装置を含み、

同モニタリング装置は 1 つ以上の電極からまたは同電極をモニタリング装置に接続するために使用するコネクタから非標準モニタリング構成を自動的に識別し、非標準モニタリング構成を識別した場合、検出される電位の信号処理を自動的に変更するためのモニタリング装置である請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 5 1】

体上に配置するための第 3 の電極を含み、

電位から形成される信号は第 3 の電極に対して第 1 および第 2 の電極にて測定された電位の総和を含み、測定された電位において電氣的アーチファクトが同等の大きさであり逆の極性を有するため、電氣的アーチファクトは相殺される請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 5 2】

少なくとも第 1 および第 2 の刺激用電極が存在し、第 1 のモニタリング用電極は第 1 の刺激用電極付近に配置され、第 2 のモニタリング用電極は第 2 の刺激用電極付近に配置される請求項 5 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 5 3】

時間により変化する手法により信号が形成される請求項 2 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 5 4】

信号は第 1 および第 2 のモニタリング用電極における電位の組み合わせを作成することにより形成され、同組み合わせは時間により変化する手法により作成される請求項 5 3 に記載の電極アセンブリ。