

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-511161

(P2017-511161A)

(43) 公表日 平成29年4月20日(2017.4.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/0404 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/04	3 1 0 H 4 C 1 2 7
<b>A 6 1 B 5/0408 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/04	3 0 0 E
<b>A 6 1 B 5/0492 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/04	R
<b>A 6 1 B 5/04 (2006.01)</b>		

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2016-545079 (P2016-545079)  
 (86) (22) 出願日 平成26年9月29日 (2014. 9. 29)  
 (85) 翻訳文提出日 平成28年5月23日 (2016. 5. 23)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IL2014/050853  
 (87) 国際公開番号 W02015/044946  
 (87) 国際公開日 平成27年4月2日 (2015. 4. 2)  
 (31) 優先権主張番号 14/040, 750  
 (32) 優先日 平成25年9月30日 (2013. 9. 30)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 516092692  
 ライフウォッチ テクノロジーズ リミテ  
 ッド  
 イスラエル国 7 6 1 0 0 レホボト パ  
 ーカリス ストリート 2  
 (74) 代理人 100107515  
 弁理士 廣田 浩一  
 (74) 代理人 100107733  
 弁理士 流 良広  
 (74) 代理人 100115347  
 弁理士 松田 奈緒子  
 (74) 代理人 100163038  
 弁理士 山下 武志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 着脱式心電図装置

(57) 【要約】

弾性であり下側に付着材が設けられた第1の底層を含む第1のハウジングと；前記第1のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第1の電極を含む第1の一組の電極と；を含む第1のパートと；下側に付着材が設けられた第2の底層を含む第2のハウジングと；前記第2のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第2の電極を含む第2の一組の電極と；プロセッサ及びワイヤレス送信機を含む心電図装置に着脱可能に接続されるように配置される機械的アダプタと；前記心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、前記心電図装置を、前記第1の一組の電極及び前記第2の一組の電極からの信号を伝える導体に電気的に接続するように、着脱可能に配置される電気コネクタと；を含む第2のパートと；を含む心電図システム。

【選択図】 図1

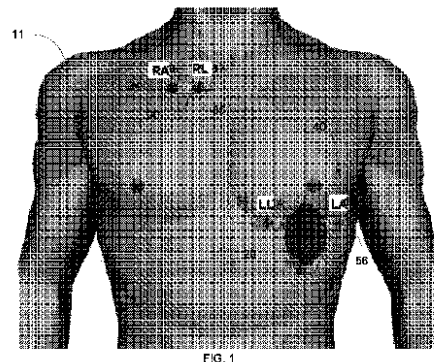


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

弾性であり下側に付着材が設けられた第 1 の底層を含む第 1 のハウジングと；前記第 1 のハウジング内に配置された、少なくとも 1 つの第 1 の電極を含む第 1 の一組の電極と；を含む第 1 のパートと；

下側に付着材が設けられた第 2 の底層を含む第 2 のハウジングと；前記第 2 のハウジング内に配置された、少なくとも 1 つの第 2 の電極を含む第 2 の一組の電極と；プロセッサ及びワイヤレス送信機を含む心電図装置に着脱可能に接続されるように配置される機械的アダプタと；前記心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、前記心電図装置を、前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極からの信号を伝える導体に電氣的に接続するように、着脱可能に配置される電気コネクタと；を含む第 2 のパートと；を含むことを特徴とする着脱式心電図システム。

10

**【請求項 2】**

前記心電図装置を含む請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 3】**

前記心電図装置が、前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極からの電気信号を処理するためのプロセッサと、前記電気信号の処理の結果を送信するための前記ワイヤレス送信機とを含む請求項 2 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 4】**

前記導体が、前記第 1 の一組の電極を、前記着脱式心電図システムの前記第 2 のパートに電氣的に接続する遮蔽配線を含む請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

20

**【請求項 5】**

前記第 2 のパートが中間柔軟層を含み、前記電極が第 2 の底部と前記中間柔軟層との間に配置されている請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 6】**

前記第 2 の一組の電極と、前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極に電氣的に接続された第 1 の一組の導体とを含む第 1 の電気回路を含む請求項 5 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 7】**

前記第 1 の電気回路が、前記電気コネクタの接地入力に電氣的に接続された接地導体を更に含む請求項 6 に記載の着脱式心電図システム。

30

**【請求項 8】**

前記第 1 の一組の導体と前記電気コネクタとに電氣的に接続された第 2 の一組の導体を含む第 2 の電気回路を更に含む請求項 6 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 9】**

前記中間柔軟層及び前記機械的アダプタの基部層が、前記第 1 の電気回路と前記第 2 の電気回路との間に位置しており、層間導体が前記中間柔軟層及び前記機械的アダプタの前記基部層を通り延在している請求項 8 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 10】**

前記第 1 の一組の導体の導体と前記第 2 の一組の導体の導体とが、前記中間柔軟層と前記機械的アダプタの前記基部層とを通る前記層間導体を介して互いに接続されている請求項 8 に記載の着脱式心電図システム。

40

**【請求項 11】**

前記層間導体が金属製ボルトを含む請求項 10 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 12】**

前記金属製ボルトが、第 1 の一組のボルトと第 2 の一組のボルトとを含み、前記第 2 の一組のボルトが、前記第 2 の一組の導体と前記第 1 の一組のボルトとの間で接続されており、前記第 1 の一組のボルトが、前記第 2 の一組の導体と前記第 1 の一組の導体との間で接続されている請求項 11 に記載の着脱式心電図システム。

**【請求項 13】**

50

前記第 1 の一組のボルトの各ボルトが、前記第 2 の一組のボルトのボルトと電氣的に接続されて接続されたボルト対を提供し、各接続されたボルト対が、前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極の電極のうち、単一の電極に接続されている請求項 1 2 に記載の着脱式心電図システム。

【請求項 1 4】

前記第 1 の一組のボルトの各ボルトが、前記中間層に形成された開口部を貫通しており、前記第 2 の一組のボルトの各ボルトは、前記機械的アダプタの前記基部層に形成された開口部を貫通している請求項 1 2 に記載の着脱式心電図システム。

【請求項 1 5】

前記第 2 の電気回路が、前記機械的アダプタの前記基部層と、前記機械的アダプタの上層との間に配置されている請求項 8 に記載の着脱式心電図システム。

10

【請求項 1 6】

前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極が、実質的に、電極接続位置として、( a ) 胸骨の右側の第二肋間、( b ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び( c ) 第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されている請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

【請求項 1 7】

前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極が、( a ) 実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第 1 の電極と；( b ) 実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第 2 の電極と；( c ) 実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第 3 の電極と；から本質的に構成されており、( a ) 前記第 2 の電極と前記第 1 の電極との間で第 1 の心電図信号が検出され；( b ) 前記第 2 の電極と前記第 3 の電極との間で第 2 の心電図信号が検出され；( c ) 前記第 3 の電極と前記第 1 の電極との間で第 3 の心電図信号が検出される請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

20

【請求項 1 8】

前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極が、実質的に、電極接続位置として、( a ) 胸骨の右側の第二肋間、( b ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点、( c ) 第五肋間と左中腋窩線との交点、及び( d ) 実質的に胸骨の右側の第二肋間に位置する電極群の電極の近傍に配置される基準電極、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されている請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

30

【請求項 1 9】

前記第 2 の一組の電極が、実質的に、電極接続位置として、( a ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び( b ) 第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されており、前記第 1 の一組の電極が、電極と、実質的に患者の身体上において実質的に胸骨の右側の第二肋間に配置される基準電極とから本質的に構成されている請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

【請求項 2 0】

前記第 1 の一組の電極が、実質的に、電極接続位置として、( a ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び( b ) 第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されており、前記第 2 の一組の電極は、電極と、実質的に患者の身体上において実質的に胸骨の右側の第二肋間に配置される基準電極とから本質的に構成されている請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

40

【請求項 2 1】

前記第 1 の一組の電極及び前記第 2 の一組の電極から前記電気コネクタへと信号を伝える前記導体を遮蔽するための遮蔽要素を含む請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

【請求項 2 2】

前記電気コネクタが、前記機械的アダプタの前記基部層に接続されたハウジングを含み、前記機械的アダプタの前記基部層に対して移動するように配置されたソケットを含む請求項 1 に記載の着脱式心電図システム。

【請求項 2 3】

50

心電図システムの心電図装置によって心電図信号を受信する工程であって、前記心電図システムが、第1のパートと第2のパートとを含むアダプタを含み；前記第1のパートが、弾性であり下側に付着材が設けられた第1の底層を含む第1のハウジングと；前記第1のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第1の電極を含む第1の一組の電極と；を含み；前記第2のパートが、下側に付着材が設けられた第2の底層を含む第2のハウジングと；前記第2のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第2の電極を含む第2の一組の電極と；プロセッサ及びワイヤレス送信機を含む前記心電図装置に着脱可能に接続されるように配置される機械的アダプタと；前記心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、前記心電図装置を、前記第1の一組の電極及び前記第2の一組の電極からの信号を伝える導体に電氣的に接続するように配置された電気コネクタと；を含む工程と；

10

前記心電図装置によって、前記心電図信号に応じた心電図情報を提供する工程と；を含むことを特徴とする心電図検出方法。

【請求項24】

前記心電図信号の各々が、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から実質的に構成される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される請求項23に記載の方法。

【請求項25】

前記受信する工程が、電極群のうち、異なる電極対の間で検出された心電図信号を受信する工程を含み、前記電極群が、(a)実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第1の電極と；(b)実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第3の電極と；(c)実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第4の電極と；から実質的に構成されており、(a)前記第3の電極と前記第1の電極との間で前記第1の心電図信号が検出され；(b)前記第3の電極と前記第4の電極との間で前記第2の心電図信号が検出され；(c)前記第4の電極と前記第2の電極との間で前記第3の心電図信号が検出される請求項23に記載の方法。

20

【請求項26】

前記受信する工程は前記心電図信号を検出する段階に続き、前記検出する段階は、実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する前記電極群の電極の近傍に配置される基準電極を実装することによって、少なくとも1つの心電図信号を検出する工程を更に含む請求項25に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、着脱式心電図装置、及び心電図法に関する。

【背景技術】

【0002】

ここ数年間、健康モニタリングの重要性が増している。遠隔健康モニタリングによって、患者は、病院の専門の検査室に制約されることなく日常生活を続けることができる。

40

【0003】

小型かつ正確で効率的な健康モニタを提供する必要性が高まっている。

【発明の概要】

【0004】

本発明の様々な実施形態によれば、弾性であり下側に付着材が設けられた第1の底層を含んでいてもよい第1のハウジングと；前記第1のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第1の電極を含んでいてもよい第1の一組の電極と；を含んでいてもよい第1のパートと；下側に付着材が設けられた第2の底層を含んでいてもよい第2のハウジングと；前記第2のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第2の電極を含んでいてもよい第2の一組の電極と；プロセッサ及びワイヤレス送信機を含んでいてもよい心電図装置

50

に着脱可能に接続されるように配置されてもよい機械的アダプタと；前記心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、前記心電図装置を前記第1の一組の電極及び前記第2の一組の電極からの信号を伝える導体に電氣的に接続するように、着脱可能に配置されてもよい電気コネクタと；を含んでいてもよい第2のパートと；を含んでいてもよい着脱式心電図システムが提供される。

【0005】

着脱式心電図システムは、心電図装置を含んでいてもよい。

【0006】

心電図装置は、第1の一組の電極及び第2の一組の電極からの電気信号を処理するためのプロセッサと、電気信号の処理の結果を送信するためのワイヤレス送信機とを含んでい

10

てもよい。

【0007】

導体は、第1の一組の電極を、着脱式心電図システムの第2のパートに電氣的に接続する遮蔽配線を含んでいてもよい。

【0008】

第2のパートは、中間柔軟層を含んでいてもよく、電極は第2の底部と中間柔軟層との間に配置されていてもよい。

【0009】

着脱式心電図システムは、第2の一組の電極と、第1の一組の電極及び第2の一組の電極に電氣的に接続された第1の一組の導体とを含んでいてもよい第1の電気回路を含んで

20

いてもよい。

【0010】

第1の電気回路は、電気コネクタの接地入力に電氣的に接続された接地導体を含んでい

てもよい。

【0011】

着脱式心電図システムは、第1の一組の導体と電気コネクタとに電氣的に接続された第2の一組の導体を含んでいてもよい第2の電気回路を含んでいてもよい。

【0012】

中間柔軟層及び機械的アダプタの基部層は、第1の電気回路と第2の電気回路との間に位置していてもよく、層間導体が中間柔軟層及び機械的アダプタの基部層を通して延在し

30

ていてもよい。

【0013】

第1の一組の導体の導体と第2の一組の導体の導体とは、中間柔軟層と機械的アダプタの基部層とを通る層間導体を介して互いに接続されていてもよい。

【0014】

層間導体は、金属製ボルトを含んでいてもよい。

【0015】

金属製ボルトは、第1の一組のボルトと第2の一組のボルトとを含み、第2の一組のボルトは、第2の一組の導体と第1の一組のボルトとの間で接続されており、第1の一組のボルトは、第2の一組の導体と第1の一組の導体との間で接続されていてもよい。

40

【0016】

第1の一組のボルトの各ボルトは、第2の一組のボルトのボルトと電氣的に接続されて接続されたボルト対を提供し、各接続されたボルト対が、第1の一組の電極及び第2の一組の電極のうち、単一の電極に接続されていてもよい。

【0017】

第1の一組のボルトの各ボルトは、中間層に形成された開口部を貫通していてもよく、第2の一組のボルトの各ボルトは、機械的アダプタの基部層に形成された開口部を貫通していてもよい。

【0018】

第2の電気回路は、機械的アダプタの基部層と、機械的アダプタの上層との間に配置さ

50

れていてもよい。

【0019】

第1の一組の電極及び第2の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されていてもよい。

【0020】

第1の一組の電極及び第2の一組の電極は、(a)実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第1の電極と；(b)実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第2の電極と；(c)実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第3の電極と；から本質的に構成されており、(a)前記第2の電極と前記第1の電極との間で前記第1の心電図信号が検出され；(b)前記第2の電極と前記第3の電極との間で前記第2の心電図信号が検出され；(c)前記第3の電極と前記第1の電極との間で前記第3の心電図信号が検出される。

10

【0021】

第1の一組の電極及び第2の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、及び(d)実質的に胸骨の右側の第二肋間に位置する電極群の電極の近傍に配置される基準電極、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されていてもよい。

20

【0022】

第2の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(b)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されており、第1の一組の電極は、電極と、実質的に患者の身体上の実質的に胸骨の右側の第二肋間に配置される基準電極とから本質的に構成されていてもよい。

【0023】

第1の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(b)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されており、第2の一組の電極は、電極と、実質的に患者の身体上において実質的に胸骨の右側の第二肋間に配置される基準電極とから本質的に構成されていてもよい。

30

【0024】

着脱式心電図システムは、第1の一組の電極及び第2の一組の電極から電気コネクタへと信号を伝える導体を遮蔽するための遮蔽要素を含んでいてもよい。

【0025】

電気コネクタは、機械的アダプタの基部層に接続されたハウジングを含んでいてもよく、機械的アダプタの基部層に対して移動するように配置されてもよいソケットを含んでいてもよい。

【0026】

心電図検出方法が提供されてもよく、該方法は、心電図システムの心電図装置によって心電図信号を受信する工程であって、前記心電図システムが、第1のパートと第2のパートとを含むアダプタを更に含んでいてもよく；前記第1のパートが、弾性であり下側に付着材が設けられた第1の底層を含んでいてもよい第1のハウジングと；前記第1のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第1の電極を含んでいてもよい第1の一組の電極と；を含んでいてもよく；前記第2のパートが、下側に付着材が設けられた第2の底層を含んでいてもよい第2のハウジングと；前記第2のハウジング内に配置された、少なくとも1つの第2の電極を含んでいてもよい第2の一組の電極と；プロセッサ及びワイヤレス送信機を含んでいてもよい前記心電図装置に着脱可能に接続されるように配置されてもよい機械的アダプタと；心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、前記心電図装置を前記第

40

50

1の一組の電極及び前記第2の一組の電極からの信号を伝える導体に電氣的に接続するように配置されてもよい電気コネクタと；を含んでいてもよい工程と；心電図装置によって、前記心電図信号に応じた心電図情報を提供する工程と；を含んでいてもよい。

【0027】

心電図信号の各々は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から実質的に構成される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される。

【0028】

受信する工程は、(a)実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第1の電極と；(b)実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第3の電極と；(c)実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第4の電極と；から実質的に構成されており、(a)前記第3の電極と前記第1の電極との間で前記第1の心電図信号が検出され；(b)前記第3の電極と前記第4の電極との間で前記第2の心電図信号が検出され；(c)前記第4の電極と前記第2の電極との間で前記第3の心電図信号が検出される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される心電図信号を受信する工程を含んでいてもよい。

10

【0029】

受信する工程は、心電図信号を検出する段階に続いてよく、検出する段階は、実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する電極群の電極の近傍に配置される基準電極を実装することによって、少なくとも1つの心電図信号を検出する工程を更に含んでいてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0030】

本発明の前述及び他の目的、特徴、及び利点は、添付の図面と併せることで、以下の詳細な説明から一層明らかとなろう。図面においては、異なる図を通して同様の参照文字は同様の要素を示す。

【図1】図1は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システムを装着した患者を示す。

【図2】図2は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システムの等角図である。

30

【図3】図3は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システムの側面図である。

【図4】図4は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システムの等角図である。

【図5】図5は、心電図装置を除いた、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システムの分解図である。

【図6】図6は、本発明の一実施形態の第1の電気回路を示す。

【図7】図7は、本発明の一実施形態の第2の電気回路を示す。

【図8】図8は、本発明の一実施形態の心電図システムの第2のパートの一部の層の分解図である。

40

【図9】図9は、本発明の一実施形態の上方構成で配置した心電図システムを装着した患者を示す。

【図10】図10は、本発明の一実施形態の上方構成で配置した心電図システムの等角図である。

【図11】図11は、心電図装置を除いた、本発明の一実施形態の上方構成で配置した心電図システムの分解図である。

【図12】図12は、本発明の一実施形態の心電図システムを示す。

【図13】図13は、本発明の一実施形態の心電図検出方法を示す。

【図14】図14は、本発明の一実施形態の心電図検出方法を示す。

50

【図 15】図 15 は、本発明の一実施形態の心電図システムを示す。

【図 16】図 16 は、本発明の一実施形態の心臓病学的問題示唆の提供方法を示す。

【図 17】図 17 は、本発明の一実施形態の心臓病学的問題示唆の提供方法を示す。

【図 18】図 18 は、一実施形態の心電図システムによって記録された心電図と、標準的な 12 誘導 ECG を使用して記録した心電図との比較を示す。

【図 19】図 19 は、一実施形態の心電図システムによって記録された心電図と、標準的な 12 誘導 ECG を使用して記録した心電図との比較を示す。

【図 20】図 20 は、一実施形態の心電図システムによって記録された心電図と、標準的な 12 誘導 ECG を使用して記録した心電図との比較を示す。

【図 21】図 21 は、一実施形態の心電図システムによって記録された心電図と、標準的な 12 誘導 ECG を使用して記録した心電図との比較を示す。

【図 22】図 22 は、本発明の一実施形態のオス・コネクタを含む心電図装置の一部の断面図である。

【図 23】図 23 は、本発明の一実施形態のオス・コネクタを含む心電図装置の一部の等角図である。

【図 24】図 24 は、本発明の一実施形態のメス・コネクタを含む機械的アダプタの一部の等角図である。

【図 25】図 25 は、本発明の一実施形態のメス・コネクタを含む機械的アダプタの一部の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

図面の詳細な説明

【0032】

電気機械的配置

図 1 は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システム 10 を装着した患者 11 を示す。図 2 は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システム 10 の等角図である。図 3 は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システム 10 の側面図である。図 4 は、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システム 10 の等角図である。図 5 は、心電図装置を除いた、本発明の一実施形態の下方構成で配置した心電図システム 10 の分解図である。図 6 は、本発明の一実施形態の第 1 の電気回路 42 を示す。図 7 は、本発明の一実施形態の第 2 の電気回路 45 を示す。図 8 は、本発明の一実施形態の心電図システム 10 の第 2 のパートの一部の層の分解図である。図 9 は、本発明の一実施形態の上方構成で配置した心電図システム 10 を装着した患者 11 を示す。図 10 は、本発明の一実施形態の上方構成で配置した心電図システム 10 の等角図である。図 11 は、心電図装置を除いた、本発明の一実施形態の上方構成で配置した心電図システム 10 の分解図である。

【0033】

上方位置に配置する場合、第 2 のパート 40 は、第 1 のパート 30 の上方に配置される。下方位置に配置する場合、第 2 のパート 40 は、第 1 のパート 30 の下方に配置される。

【0034】

以下の表は、参照番号と参照番号に関連付けられた要素とのリストを提供する。

10

20

30

40

【表 1】

10	心電図システム
11	患者
12	心電図装置
14, 234, 433	LL—左鎖骨中央線と第五肋間との交点上の電極接続位置に配置され、一般にV4と称される電極
15, 231, 431	LA—第五肋間と左中腋窩線との交点上に配置され、一般にV6と称される電極
16, 235	RA—基準電極(図2、図9、及び図12)
18, 233, 432	RL—一般にV1と称される、胸骨の右側の第二肋間における電極接続位置
18	遮蔽配線
30	アダプタの第1のパート
31	第1の底層
32	第3の電気回路
33	カバー層
34	第1の電極
34	第2の電極
40	アダプタの第2のパート
41	第2の底層
42	第1の電気回路
43	中間柔軟層
44	機械的アダプタの基部層
45	第2の電気回路
46	機械的アダプタの頂部層
47	電気コネクタ
51	第1の電気ノード
52	第2の電気ノード
53	第3の電気ノード
54	第4の電気ノード
55	第3の電極
56	第4の電極
57	接地要素
60	第1の一組のボルト
61	中間層に形成された開口部
62	第2の一組のボルト
63	機械的アダプタの基部層に形成された開口部
64	第5の電気ノード
65	第6の電気ノード
66	第7の電気ノード
67	第8の電気ノード
68	頂部要素
69	機械的アダプタの基部層に形成された中空支持要素
70	機械的アダプタの頂部層に形成されたネジハウジング(ネジカバーとも称する)
81	ネジ
82	ネジの下部に配置されるシーリング要素(ネジカバーとも称する)
90	オス・コネクタ
91	オス・コネクタのピン
92	オス・コネクタの固定ピン
93	メス・コネクタ
94	凹部—オス・コネクタの固定ピンに対応する
95	メス・コネクタの穴(開口部)

10

20

30

40

## 【0035】

本発明の一実施形態よれば、第1のパート30と第2のパート40とを含むアダプタを含んでいてもよい着脱式心電図システム10を提供することができる。

50

## 【 0 0 3 6 】

第 1 のパート 3 0 は、以下を含んでいてもよい。

- a . カバー層 3 3 と、弾性であり下側に付着材が設けられた第 1 の底層 3 1 とを含んでいてもよい第 1 のハウジング。
- b . 第 1 のハウジング内に配置された第 1 の一組の電極（例えば、第 1 の電極 3 4 及び第 2 の電極 3 5 ）。第 1 の一組の電極は、少なくとも 1 つの電極を含んでいてもよい。

## 【 0 0 3 7 】

第 2 のパート 4 0 は、以下を含んでいてもよい。

- a . 下側に付着材が設けられた第 2 の底層 4 1 と機械的アダプタとを含んでいてもよい第 2 のハウジング。
- b . 第 2 のハウジング内に配置された第 2 の一組の電極（例えば、電極 5 5 及び電極 5 6 ）。第 2 の一組の電極は、少なくとも 1 つの第 2 の電極を含み、第 1 の電気回路 4 2 に含まれていてもよい。第 1 の電気回路 4 2 はまた、第 1 の電極 3 4、第 2 の電極 3 5、第 3 の電極 5 5、及び第 4 の電極 5 6 から導体を介して信号を受信するための、第 1 のノード 5 1、第 2 のノード 5 2、第 3 のノード 5 3、及び第 4 のノード 5 4 を含む。第 1 の電気回路（4 2）はまた、接地されていてもよい接地要素（例えば、基準電極、及び電気コネクタ 4 7 の接地導体の少なくともいずれかに接続されていてもよい）を含む。
- c . プロセッサとワイヤレス送信機とを含んでいてもよい心電図装置 1 2 に着脱可能に接続されるように配置される機械的アダプタ。（心電図装置 1 2 に着脱可能に接続されるように配置され、プロセッサとワイヤレス送信機とを含んでいてもよい機械的アダプタ。）機械的アダプタは、基部層 4 4 及び頂部層 4 6 を含む。基部層 4 4 は、第 2 の一組のボルトの導電性（金属製）ボルト 6 2 が通過可能な開口部 6 3 を有する。
- d . 心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、前記心電図装置を第 1 の一組の電極及び第 2 の一組の電極からの信号を伝える導体に電氣的に接続するように配置されてもよい電気コネクタ 4 7 。

## 【 0 0 3 8 】

第 1 のパート 3 0 からの信号は、第 2 のパート 4 0 に到達する必要がある。これは、ワイヤレス通信（第 1 のパート 3 0 に含まれる短距離ワイヤレス送信機又は短距離ワイヤレス送受信機、及び第 2 のパート 4 0 に位置する短距離ワイヤレス受信機又は短距離ワイヤレス送受信機）を用いて行うことができる。或いは、第 1 のパート 3 0 及び第 2 のパート 4 0 は、遮蔽弾性配線 1 8 等の配線で接続することができる。配線 1 8 は、電極 3 4 及び 3 4 から信号を伝達する導体を電磁干渉から遮蔽する意味で遮蔽されている。第 2 のパート 4 0 に到達した後の信号は、第 1 の電気回路 4 2 及び第 2 の電気回路 4 5 の導体を通り、第 1 の一組のボルトのボルト 6 0 及び第 2 の一組ボルトのボルト 6 2 等の層間導体を通じて伝播することができる。

## 【 0 0 3 9 】

図 5、図 8、及び図 1 1 は、中間柔軟層 4 3 及び第 2 の電気回路 4 5 をも含む第 2 のパートを示す。第 2 の電気回路 4 5 は、第 1 の電極 3 4、第 2 の電極 3 5、第 3 の電極 5 5、及び第 4 の電極 5 6 からの信号を受信する第 5 のノード 6 4 ~ 第 8 のノード 6 8 を含み、これらの信号は、導体を介し、第 1 の一組のボルトのボルト 6 0 及び第 2 の一組のボルトのボルト 6 2 を介して伝達される。これらの信号は、着脱式心電図装置 1 2 に着脱可能に接続される電気コネクタ 4 7 に提供される。

## 【 0 0 4 0 】

第 1 のパート 3 0 の第 1 の電極 3 4 及び第 2 の電極 3 5 は、第 3 の電気回路 3 2 の導体、遮蔽配線 1 8、第 1 の電気回路（このような信号を、第 2 のノード 5 2 及び第 3 のノード 5 3 に提供する）に接続された導体、第 1 の一組のボルトの 2 つの背面ボルト 6 0、第 2 の一組のボルトの 2 つの背面ボルト 6 2、第 2 の電気回路の 2 つの背面ノード 6 5 及び背面ノード 6 6、並びに（ノードから電気コネクタへ）第 2 の電気回路の導体を介して、電気コネクタ 4 7 に電氣的に接続されている。

## 【 0 0 4 1 】

第2のパート40の第3の電極55及び第4の電極56は、第1の電気回路(このような信号を、第1のノード51及び第4のノード54に提供する)に接続された導体、第1の一組のボルトの2つの前面ボルト60、第2の一組のボルトの2つの前面ボルト62、第2の電気回路の2つの前面ノード64及び前面ノード66、並びに(ノードから電気コネクタへ)第2の電気回路の導体を介して、電気コネクタ47に電氣的に接続されている。

【0042】

第2の一組のボルトのボルト62、並びに、第4のノード64～第8のノード67は、機械的アダプタの頂部層46の下面に適合するボルト68によって、機械的アダプタの基部層44に押し付けられる。

10

【0043】

機械的アダプタの基部層44、機械的アダプタの頂部層46、及び第2の電気回路は、基部層44と頂部層46とを通じるネジ81によって互いに固定されてもよい。これらのネジは、シーリングカバー82によって密封されていてもよい。ネジはまた、心電図装置12をアダプタに固定していてもよい。

【0044】

中間柔軟層43は、第2の底層41を覆い(重なり、部分的に重なり)、第1の電気回路に機械的保護を付与していてもよい。中間柔軟層43は、第1の一組のボルトの導電性(金属製)ボルト60が通過可能な開口部61を有する。

20

【0045】

図5、図8、及び図11において、底部から始まり頂部へ向かう層の順は以下の通りである。

- a. 第2の底層41
- b. 第1の電気回路42
- c. 中間柔軟層43
- d. 機械的アダプタの基部層44
- e. 第2の電気回路45
- f. 機械的アダプタの頂部層46

【0046】

電気回路(45、42)は、他の配線要素により置換可能であることに留意されたい。図1及び図9において、第1の一組の電極及び第2の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されていてもよい。

30

【0047】

第1の一組の電極及び第2の一組の電極は、(a)実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第1の電極と；(b)実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第2の電極と；(c)実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第3の電極と；から本質的に構成されており、(a)第2の電極と第1の電極との間で第1の心電図信号が検出され；(b)第2の電極と第3の電極との間で第2の心電図信号が検出され；(c)第3の電極と第1の電極との間で第3の心電図信号が検出される。

40

【0048】

第1の一組の電極及び第2の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、及び(d)実質的に胸骨の右側の第2肋間に位置する電極群の電極の近傍に配置される基準電極、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されていてもよい。

【0049】

第2の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、(a)左鎖骨中央線と第五肋間

50

との交点、及び ( b ) 第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されており、第 1 の一組の電極は、電極と、実質的に患者の身体上において実質的に胸骨の右側の第二肋間に配置される基準電極とから本質的に構成されていてもよい。

【 0 0 5 0 】

第 1 の一組の電極は、実質的に、電極接続位置として、( a ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び ( b ) 第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から本質的に構成されており、第 2 の一組の電極は、電極と、実質的に患者の身体上において実質的に胸骨の右側の第二肋間に配置される基準電極とから本質的に構成されていてもよい。

10

【 0 0 5 1 】

着脱式心電図システムは、第 1 の一組の電極及び第 2 の一組の電極から電気コネクタへと信号を伝える導体を遮蔽するための遮蔽要素を含んでいてもよい。

【 0 0 5 2 】

電気コネクタは、機械的アダプタの基部層に接続されたハウジングを含んでいてもよく、機械的アダプタの基部層に対して移動するように配置されたソケットを含んでいてもよい。

【 0 0 5 3 】

信号の処理

図 1 2 は、本発明の一実施形態の心電図システム 1 0 を示す。心電図システム 1 0 は、プロセッサ 2 2 0 及びインターフェース 2 1 0 を含む心電図装置 1 2 を含んでいる。システム 1 0 はまた、第 1 のパート 3 0 及び第 2 のパート 4 0 を含んでいる。説明を簡略化するため、遮蔽配線 1 8 は示していない。

20

【 0 0 5 4 】

プロセッサ 2 2 0 は、心電図信号を受信し、心電図信号に応じて心電図情報を提供するように構成されており、心電図信号の各々は、実質的に、電極接続位置として、( a ) 胸骨の右側の第二肋間 ( 1 0 3 で示す )、( b ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点 ( 1 0 4 で示す )、及び ( c ) 第五肋間と左中腋窩線との交点 ( 1 0 1 で示す )、において患者の身体上に配置される電極から実質的に構成される電極群 2 3 0 のうち、異なる電極対の間で検出される。電極群 2 3 0 はまた、1 以上の基準電極を含むことができる。

30

【 0 0 5 5 】

一般的に認められた心電図法である 1 2 誘導心電図の電極接続位置に関しては、( a ) 胸骨の右側の第二肋間における電極接続位置は、一般的に V 1 と呼ばれ；( b ) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点上の電極接続位置は、一般的に V 4 と呼ばれ；( c ) 第五肋間と左中腋窩線との交点上の電極接続位置は、一般的に V 6 と呼ばれることが、当業者にとって明らかである。

【 0 0 5 6 】

電極群 2 3 0 は、心電図システム 1 0 に属することが可能であり、又はこのようなシステムに接続することが可能であることに留意されたい。電極群 2 3 0 を構成する電極は、このようなシステムに着脱自在に接続することが可能であるが、必ずしもそうではない。

40

【 0 0 5 7 】

好ましくは、電極群 2 3 0 は、3 つの信号電極 ( 第 1 の電極 2 3 1、第 2 の電極 2 3 3、及び第 3 の電極 2 3 4 ) と、単一の基準電極 2 3 5 とを含み ( 又は、それに接続されており )、

a . 電極群 2 3 0 の第 1 の電極 2 3 1 は、実質的に患者の身体上の第五肋間と左中腋窩線との交点 ( 即ち、電極接続位置 1 0 1 ) に配置されており；

b . 電極群 2 3 0 の第 2 の電極 2 3 3 は、実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間 ( 即ち、電極接続位置 1 0 3 ) に配置されており；

c . 電極群 2 3 0 の第 3 の電極 2 3 4 は、実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点 ( 即ち、電極接続位置 1 0 4 ) に配置されており；

50

d. 基準電極 235 は、実質的に患者の身体上で電極群 230 の電極 232、電極 233、及び電極 234 のいずれかの近傍に配置されている。

図 12 においては、基準電極は、実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に配置された第 2 の電極 233 の近傍に配置されている。図 15 においては、基準電極は、第 1 の電極及び第 3 の電極の近傍に配置されている。

【0058】

本発明のこのような実施形態によれば、検出された心電図信号は、好ましくは、(a) 第 2 の電極 233 と第 1 の電極 231 との間で検出される第 1 の心電図信号 (D - 心電図信号とも称する) ; (b) 第 2 の電極 233 と第 3 の電極 234 との間で検出される第 2 の心電図信号 (A - 心電図信号とも称する) ; 及び (c) 第 3 の電極 234 と第 1 の電極 231 との間で検出される第 3 の心電図信号 (J - 心電図信号とも称する) である。心電図信号は、一对の電極によって検出される電圧レベルの差として検出される。

10

【0059】

本発明の一実施形態によれば、第 1 の心電図信号及び第 3 の心電図信号は共に第 1 の電極 231 と別の電極との間で検出されるため、第 1 の心電図信号と第 3 の心電図信号とは異なる時間に検出されることに留意されたい。

【0060】

更に、本発明の一実施形態によれば、第 1 の電極 231 は、第 1 の心電図信号の検出時には正極として機能し、第 3 の心電図信号の検出時には負極として機能するように構成されている (又は、その逆である)。

20

【0061】

第 1 の心電図信号 (D で示す) は、好ましくは、患者の心臓の左心室の後壁の電位を特徴付けることに留意されたい。同様に、第 2 の心電図信号 (A で示す) は、好ましくは、左心室の前壁の電位を特徴付け、第 3 の心電図信号 (J で示す) は、好ましくは、心臓の横隔膜面を特徴付ける。

【0062】

表 2 は、本発明の一実施形態の電極 230 の配置を示す。

【表 2】

誘導の対(Nehbの適応)		D	A	J
赤 (-)	V1	X	X	
黒 (+)	V4		X	X
黄 (+/-)	V6	X		X
緑 (G)	V6の近位	接地	接地	接地

30

【0063】

前述のように、第 1 の電極 231 は、反対の極性を有する第 1 の心電図信号及び第 3 の心電図信号を検出するためにそれぞれの場合に使用することができる。例えば、本発明の一実施形態によれば、第 2 の電極 233 が負極端子として機能し、第 4 の電極が正極端子 234 として機能し (これにより A - 心電図信号の検出が可能となる)、第 1 の電極 231 は、第 1 の心電図信号の検出時に正極端子として機能し、これにより D - 心電図信号の検出が可能となり、第 3 の心電図信号の検出時に負極端子として機能し、これにより J - 心電図信号の検出が可能となる。

40

【0064】

単一の第 1 の電極 231 によって好都合に達成されるにしても、第 1 の電極 231 の直ぐ近傍に位置する更なる第 4 の電極 (図示せず) によって同じことが達成可能であることに留意されたい。しかしながら、本発明のこのような一実施形態によれば、第 1 の電極 231 及び第 4 の電極は互いに患者の身体上の直ぐ近傍に配置する必要があるため、本発明の一実施形態によれば、第 1 の電極 231 と第 4 の電極とは、患者の身体に接続され、組み込まれた電極の対応する電極接続位置への電氣的接続性を確保するのみならず電極アセンブリに組み込まれた電極を互いに分離ように構成された電極アセンブリ (図示せず) に

50

組み込まれる。

【0065】

本発明の異なる実施形態によれば、電極アセンブリは、第1の電極231、第4の電極、及び基準電極235を含む近傍の電極群の任意のサブグループを含む（例えば、電極アセンブリは、第1電極231及び基準電極235を含むことができる）。

【0066】

単一の電極アセンブリに2つ又は3つの電極を組み込むことは、2つの目的に役立ち得ることに留意されたい。第一に、心電図システム10は、時間が重要な因子である緊急事態に好都合に使用することができるため、患者の身体に電極アセンブリを接続するための時間が短縮されるだけでなく、パニックや過酷な労働環境等による電極の配置ミスの可能性が減少する。第二に、組立て済みの電極アセンブリにより、可能な限り近接する必要がある電極を近位に位置決めすることが容易となるため、心電図測定の精度が高まる。

10

【0067】

心電図システム10は、好ましくは、更に、実質的に第1の電極231の近傍に（即ち、電極接続位置101の近傍に）配置される基準電極235を実装することによって、少なくとも1つ心電図信号を検出するように構成されることに留意されたい。本発明の他の実施形態によれば（必須ではないが）、基準電極235が、第2の電極233の近傍、又は第3の電極234の近傍等の患者の身体上の他の部位に配置され、適切な電極アセンブリは、第3の電極233及び第4の電極234のいずれかだけでなく、基準電極を組み込むことができることに留意されたい。

20

【0068】

好ましくは、患者の身体への基準電極235の接続位置は、他の電極の接続位置より重要性が低い。電極群230の電極の迅速な接続、従って心電図信号の迅速な検出を容易にするために、基準電極235の接続位置は、基準電極235の患者の身体に対する接続の利便性に依拠して決定してもよい。

【0069】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、プロセッサ220による少なくとも1つの心電図信号の受信前に少なくとも1つの心電図信号を増幅するように構成された増幅器240を更に含む。

【0070】

前述のインターフェース210を再び参照すると、インターフェース210は、プロセッサ220から受信した心電図情報を送信するように構成されている。本発明の異なる実施形態によれば、インターフェース210は、心電図システム10のユニットに、外部システム300（又はそのユニット）に、又はその両方に心電図情報を送信するように構成されており、心電図情報は、好ましくは、心電図的に評価可能な情報を提供するために更なる処理を必要とする。

30

【0071】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、プロセッサ220から受信した心電図情報を処理して心電図的に評価可能な情報を提供するように構成された心電図処理ユニット270を更に含む。

40

【0072】

本発明の一実施形態によれば、インターフェース210は、外部システム300に心電図情報を提供するための外部システムインターフェース（図示せず）を含み、心電図情報の提供は、データケーブルを介して（図示せず）、又はワイヤレスで（図1に示すように、例えばアンテナ212を介して）提供される。本発明の一実施形態によれば、インターフェース210は、心電図情報をワイヤレスで提供するように構成されている。

【0073】

心電図システム10が心電図処理ユニット270を含んでなる本発明の一実施形態によれば、インターフェースは、心電図情報の代わりに（又は心電図情報の上部に）、心電図的に評価可能な情報を外部システム300に提供してもよいことに留意されたい。

50

## 【0074】

本発明の一実施形態によれば、外部システム300が医療救急キット（例えば、救急車等）の一部である場合、或いは、外部システム300が心電図信号（又は心電図的に評価可能な情報）を表示又は印刷するように構成されている場合等には、外部システム300は、心電図システム10の近傍に配置される。

## 【0075】

本発明の別の実施形態によれば、外部システム300は、病院又は救急支援センター内に備えることができる遠隔の外部システムであり、提供された情報の迅速な評価のために、心電図情報（又は心電図的に評価可能な情報）をECG専門家に提供するように構成されている。本発明のこのような実施形態によれば、心電図システム10と外部システム300との間の接続は、（例えば、携帯電話通信によりサポートされる）ワイヤレスのものが好都合である。

10

## 【0076】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、救急医療キットに含めることができるような、又は深刻な心臓病に罹患している患者が保管できるような小型携帯型心電図システムである。

## 【0077】

好ましくは、心電図システム10は、専門的な心臓病支援が利用できない状況で至急診断するための小型ポータブル心電計装置として用いられるために設計されている。本発明の幾つかの実施形態によれば、遠隔通信機能を提供するように構成されていることで、記録された心電図の専門家への高速転送を可能にし、緊急時に、より迅速かつ適切な外来患者の対応が可能となる。

20

## 【0078】

同様の理由で、本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、電極群230の電極を更に含み、電極群230の各電極は、患者の身体のいずれかの電極接続位置に患者によって着脱可能に装着されるように構成されている。

## 【0079】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、心電図情報（又は心電図的に評価可能な情報）又はその一部を記憶するための記憶装置250を更に含む。

## 【0080】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、通常の状態の患者の心電図信号を検出し、相対的な心電図情報を記憶装置250に記憶するように構成されている。その後、緊急の状況において、心電図システム10によって、緊急時に関して現在提供される心電図情報と共に、予め格納された通常の状態に関する心電図情報を提供することにより、提供された心電図情報を分析する際に、より多くの情報をECG専門家に提供することができる。

30

## 【0081】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、心電図情報（又は心電図的に評価可能な情報）又はその一部を表示するためのディスプレイ260を更に含む。

## 【0082】

本明細書中に提供される発明に関して開示されている従来のNehbの電極配置方法の変更は、V7に代わり、V6又はその直ぐ近傍における1以上の電極を配置することを含むことが、当業者には明らかである。開示された別の変更は、V6電極の脇の基準電極235の配置である。これらの変更は両方とも、ポータブル心電計としての心電図システム10の実装を容易にする。

40

## 【0083】

誘導のベクトルの方向が保存されているため、基準電極235の第1の電極231への局所的近接（topographic approximation）がECG記録の評価の品質及び能力を妨害することはなく、他方、生命を脅かす心臓状態の緊急時診断用に設計された心電図記録システム10において用いる場合、迅速で信頼性が高く簡便なEC

50

G記録方法が必須である場合に、これが実際に有効であることに留意されたい。

【0084】

図13及び図14は、本発明の一実施形態の心電図検出方法500を示し、図14は、本発明の異なる実施形態の受信段階の異なる実施態様を示す。好ましくは、異なる実施形態の方法500は、異なる実施形態の心電図システム10によって実行されるように構成されており、当業者に明らかなように、方法500は、方法500に関して具体的に説明していないとしても、容易に異なる実施形態の心電図システム10（その一部については上述した）を支援するように構成することができる。従って、当業者であれば、説明した異なる実施形態の心電図システム10を考慮し、方法500及びその異なる実施形態を考慮することで、利益を享受することができる。

10

【0085】

本発明の一実施形態によれば、方法500は、心電図信号を検出する段階510で開始し、心電図信号の各々は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から実質的に構成される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される。

【0086】

本発明の一実施形態によれば、段階510は、基準電極を実装することにより少なくとも1つの心電図信号を検出する段階511を含む。本発明の一実施形態によれば、方法500は、少なくとも1つの心電図信号を増幅する段階520を含む。これまでの図面に記載した例を参照すると、段階520は、好ましくは増幅器240により実行される。

20

【0087】

方法500は、心電図信号を受信する段階530に続き、心電図信号の各々は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から実質的に構成される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される。これまでの図面に記載した例を参照すると、段階530は、好ましくはプロセッサ220により実行される。

【0088】

本発明の一実施形態によれば、段階530は、電極群のうち、異なる電極対の間で検出された心電図信号を受信する段階531を含み、電極群の第1の電極は、実質的に、第五肋間と左中腋窩線との交点に配置され、電極群の第4の電極は、第1の電極の直ぐ近傍に配置されており、3つの心電図信号の各々は、第1の電極及び第4の電極からなる対とは異なる電極群から選択される電極対の間で検出される。しかしながら、上記で開示したように、好ましくは、2つの電極の必要性はなく、第1の電極で十分であり、前述のように、第1の電極は、第1の心電図信号の検出時は第1の極性（例えば、正）を有する端子として機能し、第3の信号の検出時は第2の極性（例えば、負）を有する端子として機能してもよい。

30

【0089】

本発明の一実施形態によれば、段階530は、電極群のうち、異なる電極対の間で検出された心電図信号を受信する段階532を含み、前記電極群は、(a)実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第1の電極と；(b)実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第2の電極と；(c)実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第3の電極と；から実質的に構成されており、(a)第2の電極と第1の電極との間で第1の心電図信号が検出され；(b)第2の電極と第3の電極との間で第2の心電図信号が検出され；(c)第3の電極と第1の電極との間で第3の心電図信号が検出される。

40

【0090】

本発明の一実施形態によれば、段階530は、小型移動式心電図システムによって心電図信号を受信する段階533を含む。

50

## 【 0 0 9 1 】

本発明の一実施形態によれば、段階 5 3 0 は、電極群のうち、異なる電極対の間で検出された心電図信号を受信する段階 5 3 4 を含み、電極群の各電極は、患者の身体のいずれかの電極接続位置に患者によって着脱可能に装着されるように構成されている。

## 【 0 0 9 2 】

段階 5 3 0 に続き、心電図信号に応じて心電図情報を提供する段階 5 4 0 に進む。本発明の一実施形態によれば、段階 5 4 0 は、小型携帯型心電図システムによって心電図情報を提供する工程を含むことに留意されたい。これまでの図面に記載した例を参照すると、段階 5 4 0 は、好ましくは、プロセッサ 2 2 0 により実行される。

## 【 0 0 9 3 】

本発明の一実施形態によれば、段階 5 4 0 に続き、心電図的に評価可能な情報を提供するために心電図情報を処理する段階 5 5 0 に進む。これまでの図面に記載した例を参照すると、本発明の一実施形態によれば、段階 5 4 0 は心電図処理ユニット 2 7 0 により実行される。

## 【 0 0 9 4 】

方法 5 0 0 は、心電図情報を送信する段階 5 6 0 に続く。本発明の幾つかの実施形態によれば、送信は、心電図情報の代わりに（又は心電図情報の上部に）、心電図的に評価可能な情報を送信する工程を含んでいてもよいことに留意されたい。これまでの図面に記載した例を参照すると、段階 5 6 0 は、好ましくは、インターフェース 2 1 0 により実行される。

## 【 0 0 9 5 】

本発明の一実施形態によれば、段階 5 6 0 は、心電図情報をワイヤレスで送信する段階 5 6 1 を含む。

## 【 0 0 9 6 】

本発明の一実施形態によれば、段階 5 6 0 は、小型携帯型心電図システムによって心電図情報を送信する工程を含む。

## 【 0 0 9 7 】

図 1 8 ~ 図 2 1 は、一実施形態の心電図システム 2 0 0 によって記録した心電図 8 0 0 と、標準的な 1 2 誘導 E C G を用いて記録した心電図 7 0 0 との比較を示しており、従って、図示した心電図信号は、背景において言及した従来の N e h b の心電図信号 A ( N e h b ' s A )、N e h b の心電図信号 D ( N e h b ' s D )、及び N e h b の心電図信号 J ( N e h b ' s J ) である。

## 【 0 0 9 8 】

図 1 8 ~ 図 2 1 の各々において、最上位の心電図は、D - 心電図信号である心電図 8 0 1、及び N e h b の D - 心電図信号である心電図 7 0 1 であり、中央の心電図は、A - 心電図信号である心電図 8 0 2、及び N e h b の A - 心電図信号である心電図 7 0 2 であり、最下位の心電図は、J - 心電図信号である心電図 8 0 3、及び N e h b の J - 心電図信号である心電図 7 0 3 であり、図 1 8 ~ 図 2 1 の各々は、異なる健康な患者について検出した心電図を示していることに留意されたい。

## 【 0 0 9 9 】

当業者であれば、図 1 8 ~ 図 2 1 に示す結果は、標準的な心電計によって記録された E C G 心電図と、本明細書に開示する適応した N e h b の誘導を用いた一実施形態の心電図システム 2 0 0 によって記録された E C G 心電図との間に非常に良好な相関を示すことが分かるであろう。これらの所見は、従来の先行技術の研究（例えば、S e e b e r g e r M . D . , e t a l . ( 1 9 9 7 ) ' ' T h e I n v e r s e N e h b J l e a d i n c r e a s e s t h e s e n s i t i v i t y o f H o l t e r E l e c t r o c a r d i o g r a p h i c m o n i t o r i n g f o r d e t e c t i n g m y o c a r d i a l i s c h e m i a ( 逆の N e h b - J 誘導は、心筋虚血を検出するためのホルター心電図のモニタリングの感度を高める ) ' ' A m . J . C a r d i o 8 0 : 1 - 5、及び O s t e r h u e s , H . - H . , e t a l

10

20

30

40

50

. (1994) 'Improved detection of transient myocardial ischemia by a new lead combination: value of bipolar lead Nehb D for Holter-monitoring (新たな誘導の組合せによる過渡的な心筋虚血の検出の改善:ホルターモニタリングに対する双極誘導Nehb-Dの価値)' Am. Heart J. 127:599-566)と一致することに留意されたい。

【0100】

当業者には明らかであろうが、心電図システム200によって記録されたECG心電図、及び標準的な12誘導ECGによって記録されたECG心電図には、実質的な同一性があり、12誘導ECGと比較して十分な数の診断基準が存在し、殆どのECGパラメータ及び診断基準の明確な判定が可能である。

10

【0101】

この時点で、心電図システム200が提供する心電図情報は、ECG診断に対して応用性が高く情報量が多いこと、及び、標準的な12誘導ECGと良好な相関があるものの、用いるアクティブなリードが3つのみであるため、記録に要する時間が短縮することが、当業者には明らかであろう。

【0102】

本明細書に開示するリードは、胸部の心臓の至近に位置付けられ、心臓の解剖学的位置に対して位置合せされているため、非常に感度が高く、異なる心臓状態の高精度な診断を可能にする。更に、開示する本発明のアクティブなリードは全て患者の胸壁の前外面に配置されるため、解剖学的窓を殆ど必要とせず、従って、本明細書に開示する技術は、急性の虚血又は不整脈等の緊急時等の異なる心臓状態の至急の診断に便利な技術となる。

20

【0103】

Nehbの誘導の本明細書に記載するような適応は、ECG診断に対する複数の応用を示唆する。特に価値があるのは、本明細書に開示する小型心電計に関するシステム及び方法である。適応したNehbの誘導により、ECG記録が簡便かつ高速となり、必要な解剖学的窓が小さくなると同時に、患者が外来病院から遠く、迅速な心臓の補助を受けることが困難である場合に、至急の診断に必要な完全な心電図基準を得ることが可能となる。

【0104】

一例として、このような種類の小型心電計である心電図システム200は、歯科医、外科医、婦人科医等の診察室に配置することができ、何等かの理由により専門的な心臓補助が遅れる場合の他の状況に用いることができる。

30

【0105】

本発明の別の実施形態によれば、本明細書に開示するシステム及び方法は、心臓病歴を有する慢性患者に対する比較的単純な自己管理に利用することができる。適時のECG診断により緊急の状況にある患者に対する医療補助に成功する機会が増大することは、全く疑う余地がない。

【0106】

図15は、本発明の一実施形態の心電図システム400を示す。心電図システム10は、第1の部分30、第2の部分40、及び心電図装置12を含む。心電図装置12は、(a)3つの心電図信号を受信し、3つの心電図信号に応じて心臓病学的問題示唆を提供するように構成されたプロセッサ420であって、3つの心電図信号の各々が、患者の身体上に配置される3つの電極である431、並びに電子メッセージ生成システム統合エージェント432及び433からなる電極群430のうち、異なる電極対の間で検出されるプロセッサ420と、(b)プロセッサ420から受信した心臓病学的問題示唆を送信するように構成されたインターフェース410と、を含んでいてもよい。

40

【0107】

本発明の一実施形態によれば、プロセッサ420は、3つの心電図信号に応じて心臓病学的問題示唆を提供するように構成されており、3つの心電図信号の各々は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との

50

交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される3つの電極である431、並びに電子メッセージ生成システム統合エージェント432及び433から実質的に構成される電極群430のうち、異なる電極対の間で検出される。

【0108】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、更に、本発明の一実施形態によると実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する電極群430の電極の近傍に配置される基準電極435を実装することによって、少なくとも1つ心電図信号を検出するように構成されている。

【0109】

本発明の一実施形態によれば、プロセッサ420は、更に、(上記で開示したシステム10と同様に)3つの心電図信号に応じて心電図情報を提供するように構成されている。本発明の一実施形態によれば、プロセッサ420は、心電図情報を処理して心臓病学的問題示唆を提供するように構成されている。

10

【0110】

本発明の一実施形態によれば、インターフェース410は、心臓病学的問題示唆をワイヤレスで送信するように構成されている。

【0111】

本発明の一実施形態によれば、システム10は、プロセッサ420による少なくとも1つの心電図信号の受信前に少なくとも1つの心電図信号を増幅するように構成された増幅器440を更に含む。

20

【0112】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、好ましくは、迅速に患者を診断するために医師又は応急処置提供者により簡便な携帯型であるか、又は患者の状態を分析又は監視するために潜在的に危険な患者により長時間担持されるように構成された、小型携帯型心電図システムである。データをワイヤレスで転送できることで、医療センターによる継続的な監視が容易となる。

【0113】

本発明の一実施形態によれば、プロセッサ420は、3つの心電図信号に応じて急性不整脈の心臓病学的問題示唆を提供するように構成されている。

【0114】

本発明の一実施形態によれば、プロセッサ420は、3つの心電図信号に応じて虚血の心臓病学的問題示唆を提供するように構成されている。

30

【0115】

本発明の一実施形態によれば、インターフェース410は、例えば携帯電話、ラップトップ・コンピュータ、又は携帯情報端末等のハンドヘルド通信装置に心臓病学的問題示唆を送信するように構成されている。

【0116】

本発明の一実施形態によれば、心電図システム10は、第1、第2、及び第3の電極である431、電子メッセージ生成システム統合エージェント432及び433(及び、潜在的に基準電極435)を更に含み、本発明の一実施形態によれば、3つの電極431、432、及び433(及び、潜在的に基準電極435)は、患者自身によって患者の身体に自ら取り付けられるように構成されている。基準電極435は、電極433及び電極431の近位に配置されるように示されているが、電極432の近位に配置してもよい。

40

【0117】

従って、潜在的に危険な患者が、日常的なモニタリングのために、又は患者が危険な心臓病学的事象を患う可能性があると感じる(又は、疑う他の理由がある)場合に、自らの身体にシステム10の電極を接続するよう容易に訓練することができる。(基準電極435も同様に数えて)電極の数を4つに制限することによって、例えばホルター装置により必要とされる5つの電極と比較して、(患者又は他の人による)患者の身体への電極の迅速な接続が容易となり、電極の正しい接続のために必要な訓練を緩和し、従って、慢性心

50

臓病患者が自立的に電極を配置するよう訓練することを可能にし、心臓状態を患う人によって所有及び操作されるように構成された自ら使用可能な心電図システムとしての心電図システム10の使用が容易となる。

【0118】

システム10及びその異なる実施形態に関連して開示された他の構成要素及び機能は、システム10及びその異なる実施形態に準用できることが、当業者に明らかであろう。

【0119】

好ましくは、システム10及びその異なる実施形態は、以下に開示する方法900及びその異なる実施形態を実行するよう構成されていることに留意されたい。

【0120】

図16は、本発明の一実施形態の心臓病学的問題示唆の提供方法900を示す。

【0121】

本発明の一実施形態によれば、方法900は、3つの心電図信号の少なくとも1つの心電図信号を検出する段階910で開始し、各心電図信号は、患者の身体上に配置される3つの電極からなる電極群のうち異なる電極対の間で検出される。

【0122】

本発明の一実施形態によれば、段階910は、電極群の任意の電極の近傍に配置されてもよい基準電極を実装することにより、少なくとも1つの心電図信号を検出する段階911を含む。

【0123】

本発明の一実施形態によれば、段階910に続き、少なくとも1つ心電図信号を増幅する段階920に進む。

【0124】

方法900は、続いて3つの心電図信号を受信する段階930に進み、ここで、3つの心電図信号の各々は、患者の身体上に配置される3つの電極からなる電極群のうち、異なる電極対の間で検出される。

【0125】

本発明の一実施形態によれば、段階930は、3つの心電図信号を受信する段階931を含み、3つの心電図信号の各々は、実質的に、電極接続位置として、(a)胸骨の右側の第二肋間、(b)左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c)第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される3つの電極から実質的に構成される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される。

【0126】

好ましくは、段階930に続き、3つの心電図信号に応じた心臓病学的問題ステータスを判定するために、3つの心電図信号を処理する段階940に進む。

【0127】

本発明の一実施形態によれば、段階940は、3つの心電図信号を処理して心電図情報を提供する段階941を更に含む(例えば、システム10及び方法500に関する説明を参照)。

【0128】

本発明の一実施形態によれば、段階940は、心臓病学的問題示唆を提供するために心電図情報を処理する段階942を含む。

【0129】

方法900は、続いて、3つの心電図信号に応じた心臓病学的問題示唆を提供する段階950に進む。好ましくは、3つの心電図信号を処理した後心臓病学的問題ステータスが問題ありと判定された場合にのみ、心臓病学的問題示唆が提供される。3つの心電図信号の処理は、その早期検出(望ましくは、病院到着から血栓溶解療法開始までの短い時間(short door to needle span))により患者の命を助けことができ、又は異なる心臓状態の任意の障害を大幅に抑制することができる、広範囲に及ぶ心臓病学的問題を検出するために、十分であることに留意されたい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 0 】

本発明の一実施形態によれば、段階 9 5 0 は、3つの心電図信号に応じて心電図情報を提供する段階 9 5 1 を含む（心電図情報は、好ましくは、段階 9 4 1 の間に取り込まれる）。

## 【 0 1 3 1 】

本発明の一実施形態によれば、段階 9 5 0 は、3つの心電図信号に応じて急性不整脈の心臓病学的問題示唆を提供する段階 9 5 2 を含む。

## 【 0 1 3 2 】

本発明の一実施形態によれば、段階 9 5 0 は、3つの心電図信号に応じて虚血の心臓病学的問題示唆を提供する段階 9 5 3 を含む。

10

## 【 0 1 3 3 】

好ましくは、段階 9 5 0 に続き、心臓病学的問題示唆を送信する段階 9 6 0 に進む。

## 【 0 1 3 4 】

本発明の一実施形態によれば、段階 9 6 0 は、心電図情報を送信する工程を更に含む（心臓病学的問題示唆が発生しない場合は、心電図情報を別個に送信することができることに留意されたい）。

## 【 0 1 3 5 】

本発明の一実施形態によれば、段階 9 6 0 は、心臓病学的問題示唆をワイヤレスで送信する段階 9 6 1 を含む。

## 【 0 1 3 6 】

本発明の一実施形態によれば、段階 9 6 0 は、心臓病学的問題示唆をハンドヘルド通信装置に送信する工程を含む。

20

## 【 0 1 3 7 】

本発明の一実施形態によれば、受信する段階及び提供する段階（及び、潜在的に方法 9 0 0 の全ての段階）は、小型携帯型心電図システムによって実行されることに留意されたい。

## 【 0 1 3 8 】

方法 5 0 0 及びその異なる実施形態に関連して開示された他の段階及び詳細は、方法 9 0 0 及びその異なる実施形態に準用にすることができることが、当業者に明らかであろう。

30

## 【 0 1 3 9 】

好ましくは、方法 9 0 0 及びその異なる実施形態は、以下に開示するシステム 1 0 及びその異なる実施形態により実行されるように構成されることに留意されたい。

## 【 0 1 4 0 】

図 1 7 は、本発明の一実施形態の方法 1 0 0 0 を示す。

## 【 0 1 4 1 】

方法 1 0 0 0 は、心電図システムの心電図装置により、心電図システムの第 1 のパート及び第 2 のパートから得られた信号を受信する段階 1 0 1 0 で開始し、第 1 のパートは、弾性であり下側に付着材が設けられた第 1 の底層を含む第 1 のハウジングと；第 1 のハウジング内に配置された、少なくとも 1 つの第 1 の電極を含む第 1 の一組の電極と；を含み、第 2 のパートは、下側に付着材が設けられた第 2 の底層を含む第 2 のハウジングと；第 2 のハウジング内に配置された、少なくとも 1 つの第 2 の電極を含む第 2 の一組の電極と；プロセッサとワイヤレス送信機とを含む心電図装置に着脱可能に接続されるように配置される機械的アダプタと；心電図装置に着脱可能に接続され、かつ、心電図装置を、第 1 の一組の電極及び第 2 の一組の電極からの信号を伝える導体に電氣的に接続するように配置される電気コネクタと；を含む。

40

## 【 0 1 4 2 】

段階 1 0 1 0 に続き、心電図装置によって心電図信号に応じた心電図情報を提供する段階 1 0 2 0 に進む。

## 【 0 1 4 3 】

50

各心電図信号は、実質的に、電極接続位置として、(a) 胸骨の右側の第二肋間、(b) 左鎖骨中央線と第五肋間との交点、及び(c) 第五肋間と左中腋窩線との交点、において患者の身体上に配置される電極から実質的に構成される電極群のうち、異なる電極対の間で検出される。

【0144】

段階1010は、電極群のうち、異なる電極対の間で検出された心電図信号を受信する工程を含み、前記電極群は、(a) 実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する第1の電極と；(b) 実質的に患者の身体上の胸骨の右側の第二肋間に位置する第3の電極と；(c) 実質的に患者の身体上の左鎖骨中央線と第五肋間との交点に位置する第4の電極と；から実質的に構成されており、(a) 第3の電極と第1の電極との間で第1の心電図信号が検出され；(b) 第3の電極と第4の電極との間で第2の心電図信号が検出され；(c) 第4の電極と第2の電極との間で第3の心電図信号が検出される。

10

【0145】

段階1020は、実質的に第五肋間と左中腋窩線との交点に位置する電極群の電極の近傍に配置される基準電極を実装することにより、少なくとも1つの心電図信号を検出する工程を含む。

【0146】

図22は、本発明の一実施形態のオス・コネクタ90を含む心電図装置12の一部の断面図である。図23は、本発明の一実施形態のオス・コネクタ90を含む心電図装置12の一部の等角図である。

20

【0147】

図24は、本発明の一実施形態のメス・コネクタ93を含む機械的アダプタの一部の等角図である。図25は、本発明の一実施形態のメス・コネクタ93を含む機械的アダプタの一部の断面図である。

【0148】

オス・コネクタ90は、メス・コネクタ93の対応する穴(開口部)95に適合する複数の(例えば、5つの)ピン91を含む。ピンは、オス・コネクタ90の固定ピン92がメス・コネクタ93の外側に形成された凹部94に入るまで対応する開口部にスライドして装置12をアダプタに機械的に固定するように配置されている。

【0149】

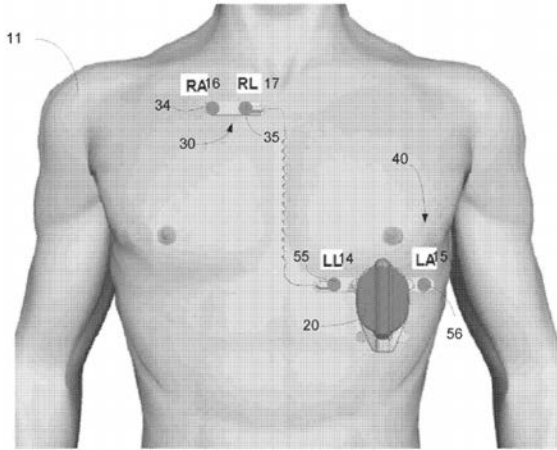
本発明は、従来 of 器具、方法論、及び構成要素を使用することによって実施することができる。従って、そのような器具、構成要素、及び方法論の詳細は、本明細書には詳細に記載していない。これまでの説明において、本発明の完全な理解が得られるよう、多数の具体的な詳細を記載した。しかしながら、本発明は、具体的に記載した詳細に頼ることなく実施できる場合もあることを認識されたい。

30

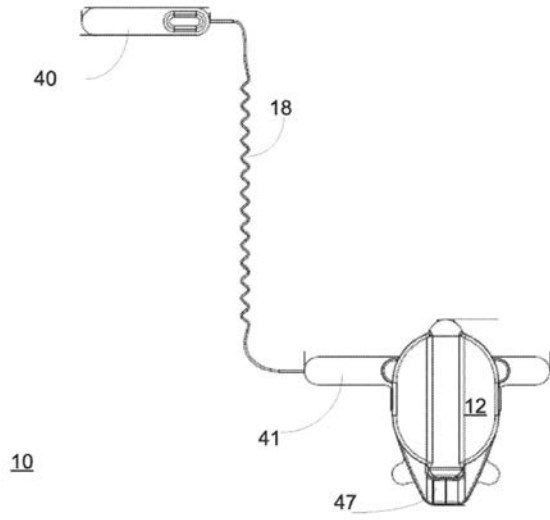
【0150】

本発明の例示的な実施形態に過ぎないが、本開示においてその多様性の一部を示して説明した。本発明は、様々な他の組合せ及び環境においても使用可能であり、本明細書で説明した発明概念の範囲内での変更及び修正が可能であることを理解されたい。

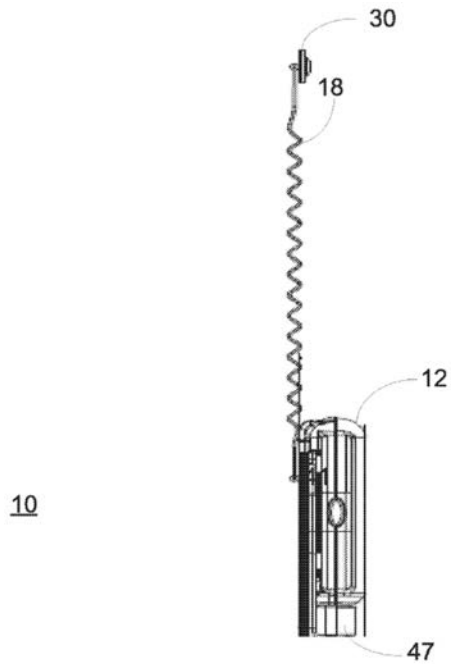
【 図 1 】



【 図 2 】

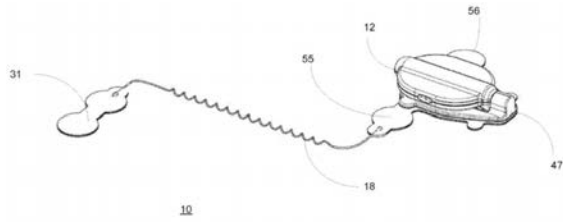


【 図 3 】

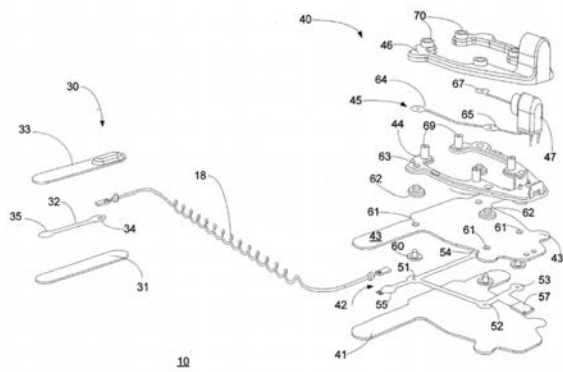


10

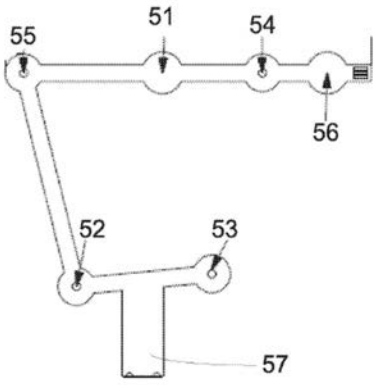
【 図 4 】



【 図 5 】

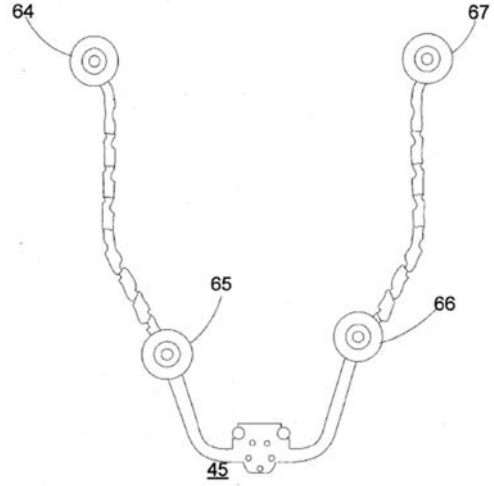


【 図 6 】

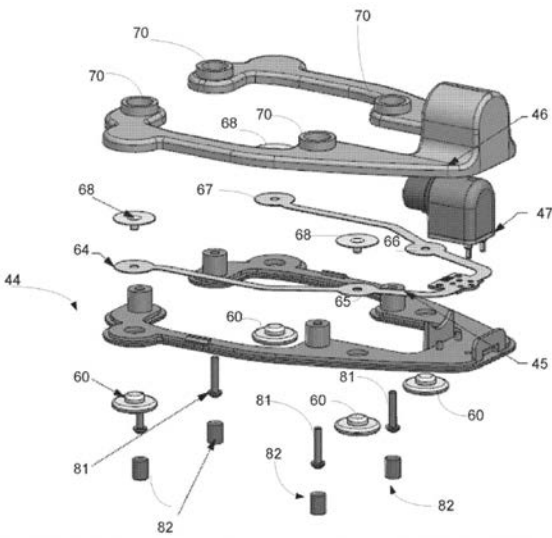


42

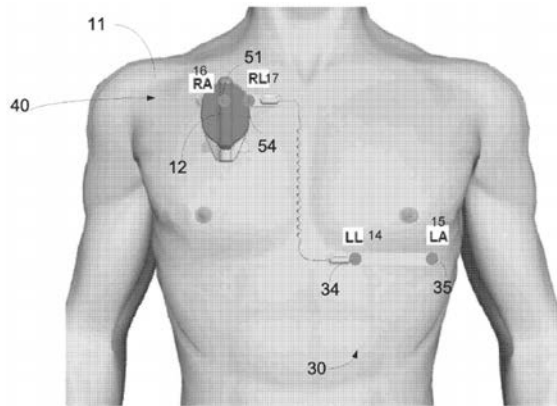
【 図 7 】



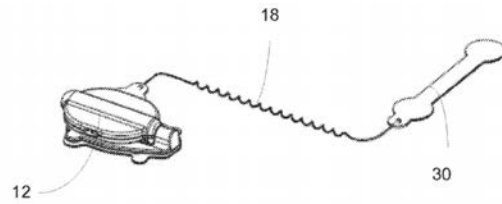
【 図 8 】



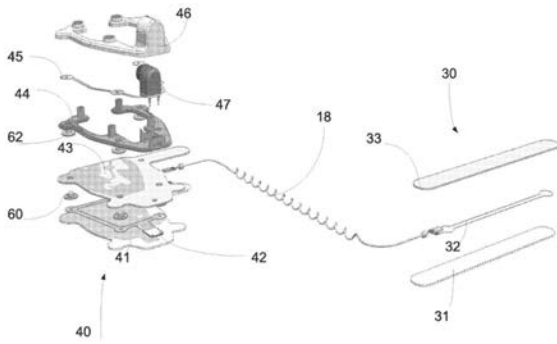
【 図 9 】



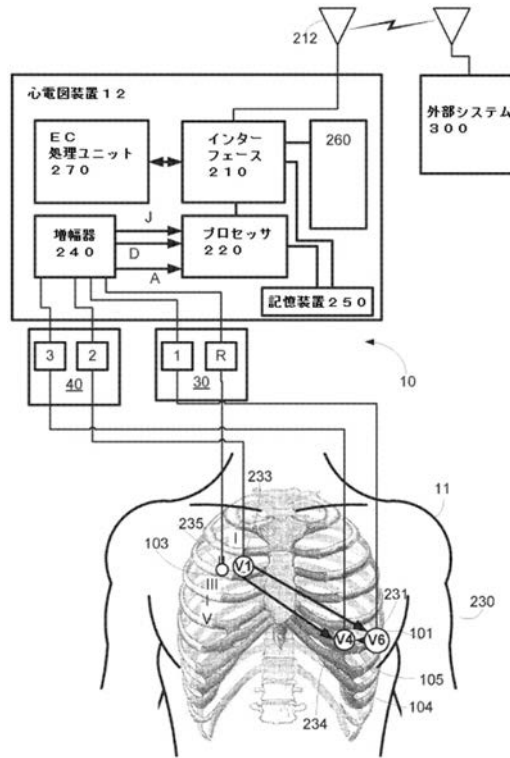
【 図 10 】



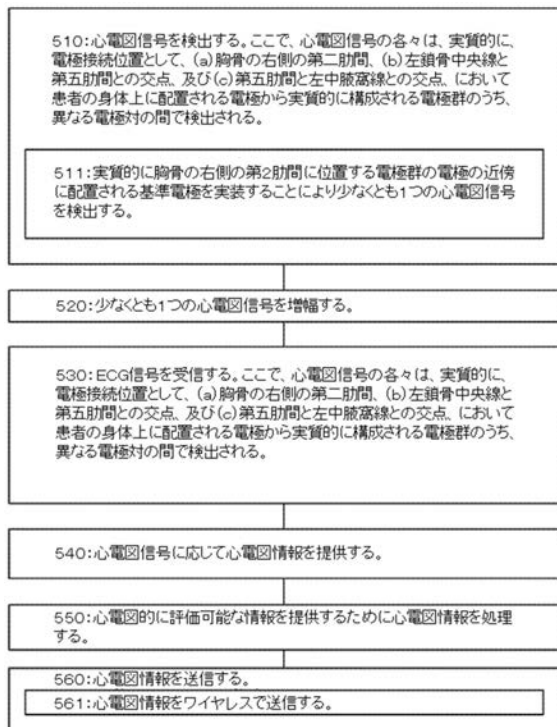
【 図 1 1 】



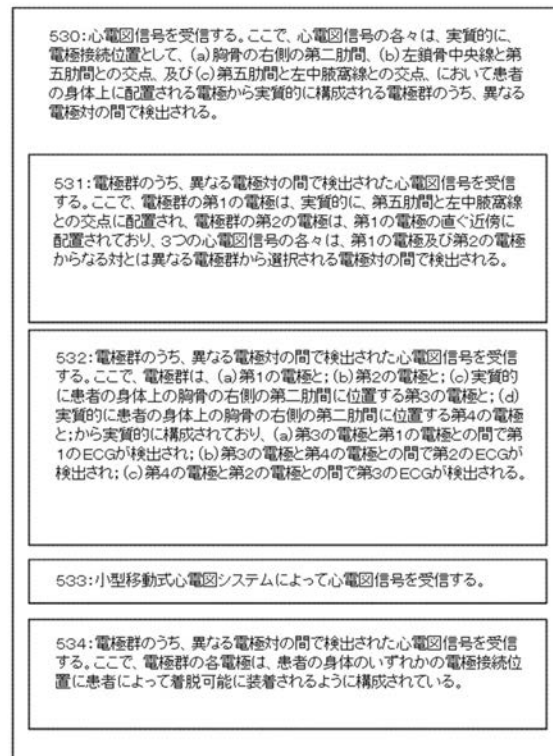
【 図 1 2 】



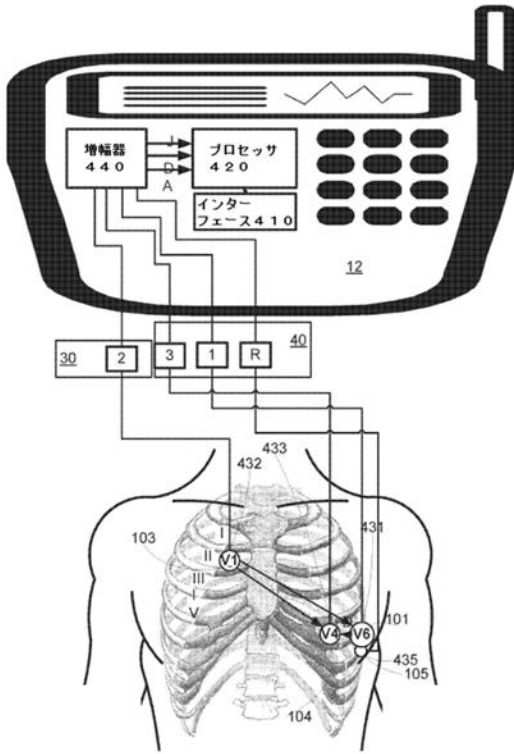
【 図 1 3 】



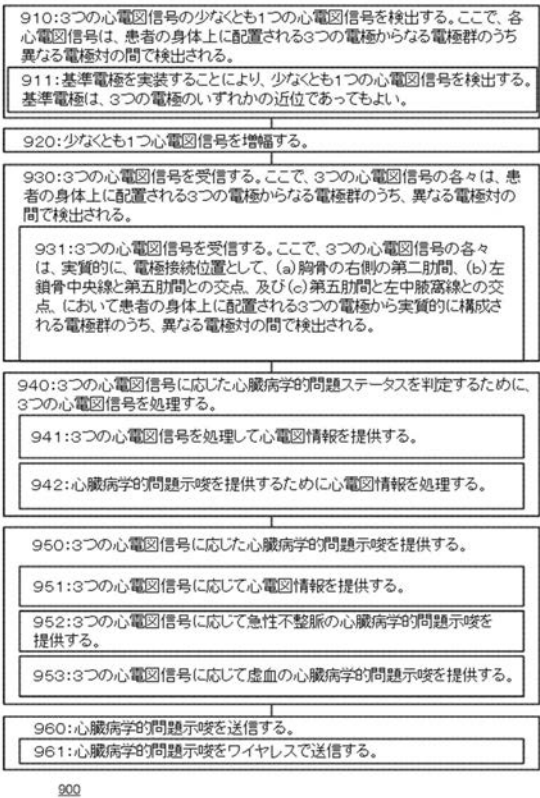
【 図 1 4 】



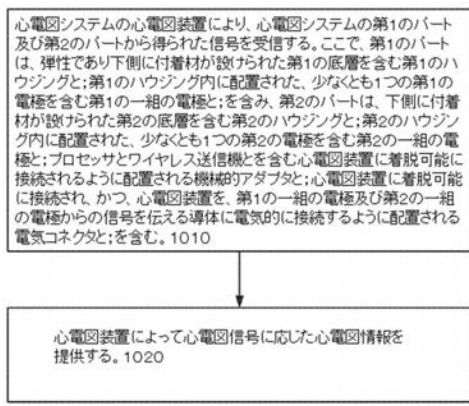
【 図 1 5 】



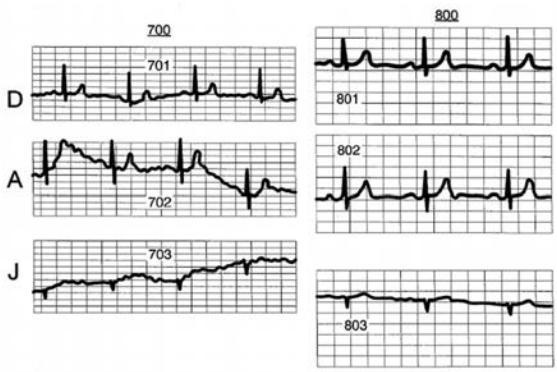
【 図 1 6 】



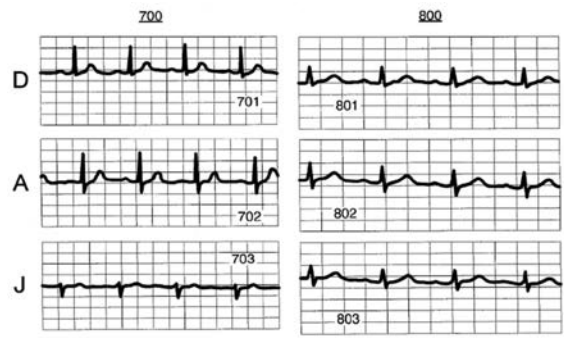
【 図 1 7 】



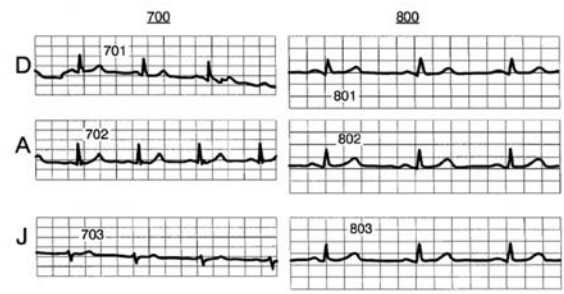
【 図 1 8 】



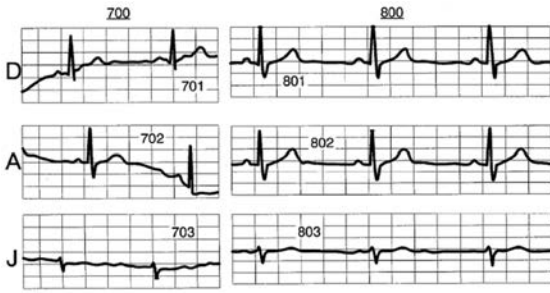
【 図 1 9 】



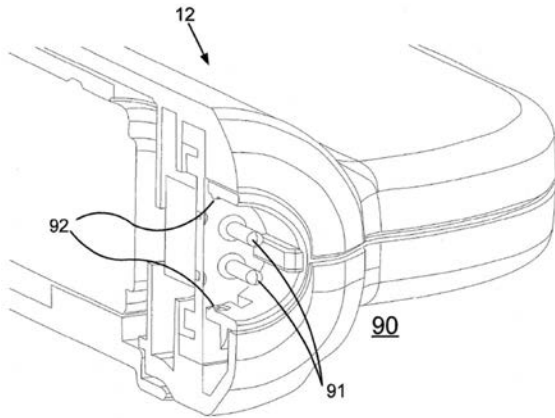
【 図 2 0 】



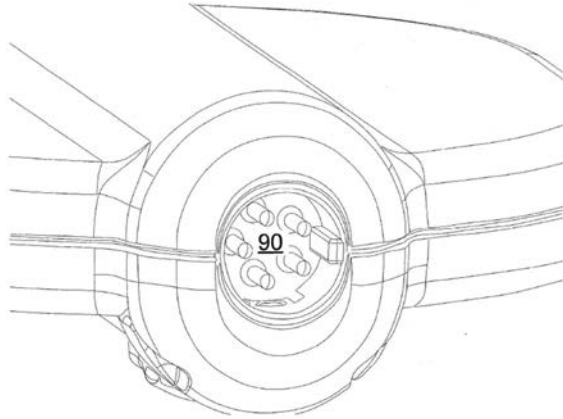
【 図 2 1 】



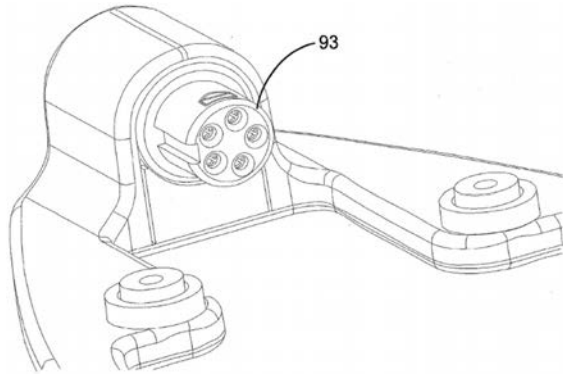
【 図 2 2 】



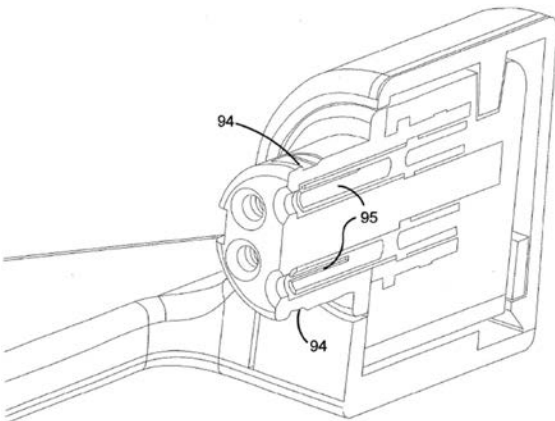
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL2014/050853
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC (2015.01) A61B 5/040200  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>  Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC (2015.01) A61B  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Databases consulted: THOMSON INNOVATION, FamPat database		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/0197144 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 02 Aug 2012 (2012/08/02) the whole document	1-26
A	US 6117077 A (DEL MAR MEDICAL SYSTEMS, LLC) 12 Sep 2000 (2000/09/12) the whole document	1-26
A	US 2005/0143669 A1 (NIHON KOHDEN CORP.) 30 Jun 2005 (2005/06/30) the whole document	1-26
A	US 2004/0176674 A1 (NAZERI A.) 09 Sep 2004 (2004/09/09) the whole document	1-26
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 Jan 2015		Date of mailing of the international search report 27 Jan 2015
Name and mailing address of the ISA: Israel Patent Office Technology Park, Bldg.5, Malcha, Jerusalem, 9695101, Israel Facsimile No. 972-2-5651616		Authorized officer SEGAL Liviu Telephone No. 972-2-5651782

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No. PCT/IL2014/050853
--

Patent document cited search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication Date
US 2012/0197144 A1	02 Aug 2012	US 2012197144 A1	02 Aug 2012
		CN 103379852 A	30 Oct 2013
		EP 2667772 A1	04 Dec 2013
		JP 2014503333 A	13 Feb 2014
		WO 2012101554 A1	02 Aug 2012
US 6117077 A	12 Sep 2000	US 6117077 A	12 Sep 2000
		WO 0042904 A1	27 Jul 2000
US 2005/0143669 A1	30 Jun 2005	US 2005143669 A1	30 Jun 2005
		DE 69838473 D1	08 Nov 2007
		DE 69838473 T2	17 Jan 2008
		EP 0925756 A2	30 Jun 1999
		EP 0925756 A3	21 Feb 2001
		EP 0925756 B1	26 Sep 2007
		EP 0925756 B8	13 Aug 2008
		JP H11262476 A	28 Sep 1999
		JP 3656184 B2	08 Jun 2005
		JP 2001070267 A	21 Mar 2001
		JP 3697628 B2	21 Sep 2005
		JP 2001078974 A	27 Mar 2001
		JP 3697629 B2	21 Sep 2005
		US 6161036 A	12 Dec 2000
		US 6389309 B1	14 May 2002
		US 6856832 B1	15 Feb 2005
		US 2002107453 A1	08 Aug 2002
		US 7089048 B2	08 Aug 2006
		US 2005107714 A1	19 May 2005
		US 7433731 B2	07 Oct 2008
US 2002103441 A1	01 Aug 2002		
US 2005119581 A1	02 Jun 2005		

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/IL2014/050853

Patent document cited search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication Date
		US 2005119582 A1	02 Jun 2005
US 2004/0176674 A1	09 Sep 2004	US 2004176674 A1	09 Sep 2004
		US 7444177 B2	28 Oct 2008
		US 2006167353 A1	27 Jul 2006
		US 7286865 B2	23 Oct 2007
		US 2005113661 A1	26 May 2005

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ヤコヴ・ゲヴァ

イギリス国 4 4 4 1 8 ロンドン ノース ロウ ストリート 6 8

(72)発明者 ニール・ゲヴァ

イスラエル国 7 4 0 5 0 8 5 ネス ジヨナ ヨアシ ストリート 6

(72)発明者 ヨシ・ロヴトン

イスラエル国 7 4 0 5 0 8 1 ネス ジヨナ ヨアシ ストリート 2 A

(72)発明者 ベニー・タル

イスラエル国 7 8 3 7 4 2 0 アシュケロン ハナシ ストリート 3 8

Fターム(参考) 4C127 AA02 BB03 EE01 JJ03 KK01 LL04 LL13