

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7285665号  
(P7285665)

(45)発行日 令和5年6月2日(2023.6.2)

(24)登録日 令和5年5月25日(2023.5.25)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 5/257(2021.01) A 6 1 B 5/257

請求項の数 6 (全18頁)

(21)出願番号	特願2019-51712(P2019-51712)	(73)特許権者	000003964 日東電工株式会社 大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号
(22)出願日	平成31年3月19日(2019.3.19)	(74)代理人	100107766 弁理士 伊東 忠重
(65)公開番号	特開2020-151105(P2020-151105 A)	(74)代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(43)公開日	令和2年9月24日(2020.9.24)	(72)発明者	吉岡 良真 大阪府茨木市下穂積1丁目1番2号 日 東電工株式会社内
審査請求日	令和4年1月25日(2022.1.25)	審査官	外山 未琴

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 貼付型生体センサ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に貼り付けられる貼付面を有する感圧接着層と、  
前記感圧接着層の前記貼付面から表出する電極と、  
前記感圧接着層の前記貼付面の反対面に重ねて設けられる基材層と、  
前記基材層の上に設けられる第1基板と、  
前記第1基板上に設けられ、前記電極を介して取得する生体信号を処理する電子装置と、  
前記第1基板に設けられ、前記電子装置に電力を供給するバッテリーと、  
前記基材層の上で前記第1基板、前記電子装置、及び前記バッテリーを覆うカバーと  
を含み、

前記電極と前記電子装置又は前記バッテリーとを接続する配線の一端が、前記基材層と前記電極とに挟み込まれ、

前記第1基板は、前記感圧接着層が水平面上に配置された状態で、前記第1基板の下面が前記基材層の上面に当接するように前記基材層の上に配置される第2位置に位置し、前記感圧接着層が被検体から剥がされている状態において前記基材層から離間する第1位置に位置する、貼付型生体センサ。

【請求項2】

前記カバーは伸縮性を有し、前記基材層と前記第1基板とを立てた位置関係にして前記カバーが引っ張られて前記感圧接着層が前記被検体から剥がされている状態において、前記カバーが伸びて前記基材層と前記カバーとの間の空間が広がると、前記第1基板は前記

第 1 位置に位置する、請求項 1 記載の貼付型生体センサ。

【請求項 3】

前記カバーと前記基材層との間の高さは、前記第 1 基板と前記第 1 基板上に設けられる前記電子装置及び前記バッテリーとの合計の高さよりも高く、

前記基材層と前記第 1 基板との位置関係が反対になるようにひっくり返した状態で、前記第 1 基板は前記第 1 位置に位置する、請求項 1 又は 2 記載の貼付型生体センサ。

【請求項 4】

前記第 1 基板は、前記基材層に接着されていない、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項記載の貼付型生体センサ。

【請求項 5】

前記電極と前記電子装置又は前記バッテリーとを接続する回路部と、

前記回路部を保持する第 2 基板と

をさらに含み、

前記第 2 基板は、前記第 1 基板が前記第 1 位置にあるときに前記基材層から離間する第 3 位置に位置する、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項記載の貼付型生体センサ。

【請求項 6】

前記第 1 基板が、前記感圧接着層が水平面上に配置された状態で、前記基材層の上に配置される第 2 位置にあるときに、

前記第 2 基板は、前記基材層の上に配置される第 4 位置に位置する、請求項 5 記載の貼付型生体センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、貼付型生体センサに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、板状の第 1 ポリマー層と、板状の第 2 ポリマー層と、電極と、データ取得用モジュールとを備える生体適合性ポリマー基板を用いた生体センサがある（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開 2012 - 010978 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

生体センサは、生体の皮膚等の表面に接着層等によって貼り付けられた状態で生体データを測定する。そして、生体データの測定が終了すると、生体の皮膚等の表面から剥がされる。このように生体センサを剥がすときには、接着層の接着力によって皮膚等が引っ張られるため、被験者が痛みを感じるおそれがある。

【0005】

そこで、剥がす際に被験者が受ける痛みを緩和した貼付型生体センサを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の実施の形態の貼付型生体センサは、被検体に貼り付けられる貼付面を有する感圧接着層と、前記感圧接着層の前記貼付面から表出する電極と、前記感圧接着層の前記貼付面の反対面に重ねて設けられる基材層と、前記基材層の上に設けられる第 1 基板と、前記第 1 基板上に設けられ、前記電極を介して取得する生体信号を処理する電子装置と、前記第 1 基板に設けられ、前記電子装置に電力を供給するバッテリーと、前記基材層の上で前

10

20

30

40

50

記第 1 基板、前記電子装置、及び前記バッテリーを覆うカバーとを含み、前記電極と前記電子装置又は前記バッテリーとを接続する配線の一端が、前記基材層と前記電極とに挟み込まれ、前記第 1 基板は、前記感圧接着層が水平面上に配置された状態で、前記第 1 基板の下面が前記基材層の上面に当接するように前記基材層の上に配置される第 2 位置に位置し、前記感圧接着層が被検体から剥がされている状態において前記基材層から離間する第 1 位置に位置する。

【発明の効果】

【0007】

剥がす際に被験者が受ける痛みを緩和した貼付型生体センサを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】実施の形態の貼付型生体センサ 100 を示す分解図である。

【図 2】図 1 の A - A 矢視断面に対応する完成状態の断面を示す図である。

【図 3】貼付型生体センサ 100 の回路構成を示す図である。

【図 4】貼付型生体センサ 100 を上端側から剥がす際における長手方向に沿った断面を示す図である。

【図 5】貼付型生体センサ 100 を天地逆にした状態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の貼付型生体センサを適用した実施の形態について説明する。

【0010】

<実施の形態>

図 1 は、実施の形態の貼付型生体センサ 100 を示す分解図である。図 2 は、図 1 の A - A 矢視断面に対応する完成状態の断面を示す図である。貼付型生体センサ 100 は、主な構成要素として、感圧接着層 110、基材層 120、回路部 130、基板 135、プローブ 140、固定テープ 145、電子装置 150、電池 160、及びカバー 170 を含む。

【0011】

以下では、XYZ 座標系を定義して説明する。また、以下では、説明の便宜上、Z 軸負方向側を下側又は下、Z 軸正方向側を上側又は上と称すが、普遍的な上下関係を表すものではない。

【0012】

本実施の形態では、一例として、被検体としての生体に接触させて生体情報の測定を行う貼付型生体センサ 100 について説明する。生体とは、人体及び人体以外の生物等をいい、これらの皮膚、頭皮又は額等に貼付される。以下、貼付型生体センサ 100 を構成する各部材について説明する。

【0013】

以下では、被検体としての生体に接触する電極をプローブ 140 と称し、接合部の一例として固定テープ 145 を用いて説明する。

【0014】

貼付型生体センサ 100 は、平面視で略楕円状の形状を有するシート状の部材である。貼付型生体センサ 100 は、生体の皮膚 10 に貼り付ける下面（-Z 方向側の面）と反対の上面側は、カバー 170 によって覆われている。貼付型生体センサ 100 の下面は貼付面である。

【0015】

回路部 130 と基板 135 は、基材層 120 の上面に実装されている。また、プローブ 140 は、感圧接着層 110 の下面 112 から表出するように感圧接着層 110 に埋め込まれる形で設けられている。下面 112 は、貼付型生体センサ 100 の貼付面である。

【0016】

感圧接着層 110 は、平板状の接着層である。感圧接着層 110 は、長手方向が X 軸方向であり、短手方向は Y 軸方向である。感圧接着層 110 は、基材層 120 によって支持

10

20

30

40

50

されており、基材層 1 2 0 の下面 1 2 1 に貼り付けられている。

【 0 0 1 7 】

感圧接着層 1 1 0 は、図 2 に示すように、上面 1 1 1 と、下面 1 1 2 とを有する。上面 1 1 1 及び下面 1 1 2 は平坦面である。感圧接着層 1 1 0 は、貼付型生体センサ 1 0 0 が生体と接触する層である。下面 1 1 2 は、感圧接着性を有するため、生体の皮膚 1 0 に貼り付けることができる。下面 1 1 2 は貼付型生体センサ 1 0 0 の下面であり、皮膚 1 0 等の生体表面に貼り付けることができる。

【 0 0 1 8 】

また、感圧接着層 1 1 0 は、貫通孔 1 1 3 を有する。貫通孔 1 1 3 は、基材層 1 2 0 の貫通孔 1 2 3 と平面視でのサイズ及び位置が等しく、貫通孔 1 2 3 と連通している。

10

【 0 0 1 9 】

感圧接着層 1 1 0 の材料としては、感圧接着性を有する材料であれば特に限定されず、生体適合性を有する材料等が挙げられる。感圧接着層 1 1 0 の材料として、アクリル系感圧接着剤、シリコン系感圧接着剤等が挙げられる。好ましくは、アクリル系感圧接着剤が挙げられる。

【 0 0 2 0 】

アクリル系感圧接着剤は、アクリルポリマーを主成分として含有する。

【 0 0 2 1 】

アクリルポリマーは、感圧接着成分である。アクリルポリマーとしては、アクリル酸イソニル、アクリル酸メトキシエチル等の(メタ)アクリル酸エステルを主成分として含み、アクリル酸等の(メタ)アクリル酸エステルと共重合可能なモノマーを任意成分として含むモノマー成分を重合したポリマーを用いることができる。主成分のモノマー成分における含有量は、70質量%~99質量%とし、任意成分のモノマー成分における含有量は、1質量%~30質量%とする。アクリルポリマーとしては、例えば、特開2003-342541号公報に記載の(メタ)アクリル酸エステル系ポリマー等を用いることができる。

20

【 0 0 2 2 】

アクリル系感圧接着剤は、好ましくは、カルボン酸エステルをさらに含有する。

【 0 0 2 3 】

アクリル系感圧接着剤に含まれるカルボン酸エステルは、アクリルポリマーの感圧接着力を低減して、感圧接着層 1 1 0 の感圧接着力を調整する感圧接着力調整剤である。カルボン酸エステルは、アクリルポリマーと相溶可能なカルボン酸エステルである。

30

【 0 0 2 4 】

具体的には、カルボン酸エステルは、一例としてトリ脂肪酸グリセリルである。

【 0 0 2 5 】

カルボン酸エステルの含有割合は、アクリルポリマー 1 0 0 質量部に対して、30質量部~100質量部であることが好ましく、50質量部~70質量部以下であることがより好ましい。

【 0 0 2 6 】

アクリル系感圧接着剤は、必要により、架橋剤を含有してもよい。架橋剤は、アクリルポリマーを架橋する架橋成分である。架橋剤としては、ポリイソシアネート化合物、エポキシ化合物、メラミン化合物、過酸化化合物、尿素化合物、金属アルコキシド化合物、金属キレート化合物、金属塩化合物、カルボジイミド化合物、オキサゾリン化合物、アジリジン化合物、又はアミン化合物等が挙げられる。これらの架橋剤は、単独で使用してもよいし、併用してもよい。架橋剤としては、好ましくは、ポリイソシアネート化合物(多官能イソシアネート化合物)が挙げられる。

40

【 0 0 2 7 】

架橋剤の含有量は、アクリルポリマー 1 0 0 質量部に対して、例えば、0.001質量部~10質量部が好ましく、0.01質量部~1質量部がより好ましい。

【 0 0 2 8 】

50

感圧接着層 110 は、優れた生体適合性を有することが好ましい。例えば、感圧接着層 110 を角質剥離試験した時に、角質剥離面積率は、0%~50%であることが好ましく、1%~15%であることがより好ましい。角質剥離面積率が0%~50%の範囲内であれば、感圧接着層 110 を皮膚 10 (図 2 参照) に貼着しても、皮膚 10 (図 2 参照) の負荷を抑制できる。なお、角質剥離試験は、特開 2004-83425 号公報に記載の方法によって、測定される。

#### 【0029】

感圧接着層 110 の透湿度は、300 (g/m<sup>2</sup>/day) 以上であることが好ましく、600 (g/m<sup>2</sup>/day) 以上であることがより好ましく、1000 (g/m<sup>2</sup>/day) 以上であることがさらに好ましい。感圧接着層 110 の透湿度が 300 (g/m<sup>2</sup>/day) 以上であれば、感圧接着層 110 を生体 10 (図 2 参照) に貼着しても、生体 10 (図 2 参照) の負荷を抑制できる。

10

#### 【0030】

感圧接着層 110 は、角質剥離試験の角質剥離面積率が 50% 以下であることと、透湿度が 300 (g/m<sup>2</sup>/day) 以上であることとの少なくともいずれかの要件を満たすことで、感圧接着層 110 は生体適合性を有する。感圧接着層 110 の材料は、上記要件の両方の要件を満たすことがより好ましい。これにより、感圧接着層 110 はより安定して高い生体適合性を有する。

#### 【0031】

感圧接着層 110 の上面 111 と下面 112 との間の厚さは、10 μm ~ 300 μm であることが好ましい。感圧接着層 110 の厚さが 10 μm ~ 300 μm であれば、貼付型生体センサ 100 の薄型化、特に、貼付型生体センサ 100 における電子装置 150 以外の領域の薄型化が図れる。

20

#### 【0032】

基材層 120 は、感圧接着層 110 を支持する支持層であり、感圧接着層 110 は基材層 120 の下面 121 に接着されている。基材層 120 の上面側には回路部 130 と基板 135 が配置されている。

#### 【0033】

基材層 120 は、絶縁体製の平板状 (シート状) の部材である。基材層 120 の平面視における形状は、感圧接着層 110 の平面視における形状と同一であり、平面視において位置を合わせて重ねられている。

30

#### 【0034】

基材層 120 は、下面 121 と上面 122 とを有する。下面 121 及び上面 122 は、平坦面である。下面 121 は、感圧接着層 110 の上面 111 に接触 (感圧接着) している。基材層 120 は、適度な伸縮性、可撓性及び靱性を有する可撓性樹脂製であればよく、例えば、ポリウレタン系樹脂、シリコン系樹脂、アクリル系樹脂、ポリスチレン系樹脂、塩化ビニル系樹脂、及びポリエステル樹脂系等の熱可塑性樹脂で作製すればよい。基材層 120 の厚さは、1 μm ~ 300 μm であることが好ましく、5 μm ~ 100 μm であることがより好ましく、10 μm ~ 50 μm であることがさらに好ましい。

#### 【0035】

回路部 130 は、配線 131、フレーム 132、及び基板 133 を有する。貼付型生体センサ 100 は、このような回路部 130 を 2 つ含む。配線 131 及びフレーム 132 は、基板 133 の上面に設けられており、一体的に形成されている。配線 131 は、フレーム 132 と電子装置 150 及び電池 160 とを接続する。

40

#### 【0036】

配線 131 及びフレーム 132 は、銅、ニッケル、金、又はこれらの合金等で作製することができる。配線 131 及びフレーム 132 の厚さは、0.1 μm ~ 100 μm であることが好ましく、1 μm ~ 50 μm であることがより好ましく、5 μm ~ 30 μm であることがさらに好ましい。

#### 【0037】

50

2つの回路部130は、それぞれ、感圧接着層110及び基材層120の2つの貫通孔113及び123に対応して設けられている。配線131は、基板135の配線を介して、電子装置150と、電池160用の端子135Aとに接続されている。フレーム132は、基材層120の貫通孔123の開口よりも大きな矩形環状の導電部材である。

【0038】

基板133は、第2基板の一例である。基板133は、平面視で配線131及びフレーム132と同様の形状を有する。基板133のうちフレーム132が設けられている部分は、基材層120の貫通孔123の開口よりも大きな矩形環状の形状を有する。フレーム132と、基板133のうちフレーム132が設けられている矩形環状の部分とは、基材層120の上面で貫通孔123を囲むように設けられている。基板133は、絶縁体製であればよく、例えばポリイミド製の基板又はフィルム等の可撓性を有する基板を用いることができる。

10

【0039】

基板133は、基材層120の上面122に重ねて置かれているだけであり、接着されていない。基材層120は、貼付型生体センサ100が水平に配置されているときには、基板133は基材層120の上面に配置される。貼付型生体センサ100が水平に配置されるとは、平板状の貼付型生体センサ100が水平に配置されていることであり、図2におけるXY平面が水平面と平行な状態である。

【0040】

このときの配線131及び基板133の位置は、第4位置の一例である。基材層120は、基材層120の上面122に接着されていないため、貼付型生体センサ100が皮膚10に貼り付けられて略垂直に立てられた状態で、カバー170が引っ張られて凹部170C内の空間が拡がると、基板133は基材層120から離れる。

20

【0041】

基板133を基材層120の上面122に接着しないのは、貼付型生体センサ100を皮膚10の表面から剥がす際に被験者が受ける痛みを緩和可能な構成を実現するためである。剥がす際に基板133が基材層120から離間することで、基板133への過度な応力集中を回避できる効果もあり、基板133の破損なく剥離ができる。貼付型生体センサ100を剥がす際の痛みを緩和可能な構成の詳細については後述する。

【0042】

基板135は、第1基板の一例である。基板135は、電子装置150及び電池160を実装する絶縁体製の基板であり、基材層120の上面122に設けられる。基板135は、基材層120の上面122に重ねて置かれているだけであり、接着されていない。

30

【0043】

基板135としては、一例としてポリイミド製の基板又はフィルムを用いることができる。基板135の上面135TSには、配線と電池160用の端子135Aとが設けられている。基板135の配線は、電子装置150及び端子135Aに接続されるとともに、回路部130の配線131に接続される。

【0044】

基材層120は、接着されていないため、貼付型生体センサ100が水平面上に配置されているときには、基板135は基材層120の上面122に配置される。この状態で基板135の下面135BSの全体が基材層120の上面122に当接している。このときの基板135の位置は、第2位置の一例である。貼付型生体センサ100が皮膚10に貼り付けられて略垂直に立てられた状態で、カバー170が引っ張られて凹部170C内の空間が拡がると、基板135は基材層120から離れる。

40

【0045】

基板135を基材層120の上面122に接着しないのは、貼付型生体センサ100を皮膚10の表面から剥がす際に被験者が受ける痛みを緩和可能な構成を実現するためである。剥がす際に基板が基材層から離間することで、基板部への過度な応力集中を回避できる効果もあり、基板部の破損なく剥離ができる。剥がす際の痛みを緩和可能な構成の詳細

50

については後述する。

【0046】

プローブ140は、被検体に接触する電極であり、具体的には、感圧接着層110が皮膚10に貼付されたときに、皮膚10に接触して、生体信号を検出する電極である。生体信号は、例えば、心電波形、脳波、脈拍等を表す電気信号である。

【0047】

プローブ140として用いられる電極は、後述するように少なくとも導電性高分子およびバインダー樹脂を含む導電性組成物を用いて作製される。また、電極は、導電性組成物を用いて得られたシート状部材を金型等でパンチングすることによって作製され、プローブとして用いられる。

10

【0048】

プローブ140は、平面視で矩形状で感圧接着層110及び基材層120の貫通孔113及び123よりも大きく、マトリクス状に配置される孔部140Aを有する。プローブ140のX方向及びY方向における端（四方の端の部分）では、プローブ140の梯子状の辺が突出していてもよい。プローブ140として用いる電極は、所定のパターン形状を有していてもよい。所定の電極パターン形状として、メッシュ状、ストライプ状、貼付面から電極が複数個所表出する形状等が挙げられる。

【0049】

固定テープ145は、本実施の形態の接合部の一例である。固定テープ145は、一例として銅テープであり、平面視で矩形環状の形状を有する。固定テープ145は、下面に粘着剤が塗布されている。固定テープ145は、平面視で貫通孔113及び123の開口の外側で、プローブ140の四方を囲むようにフレーム132の上に設けられ、プローブ140をフレーム132に固定する。固定テープ145は、銅以外の金属テープであってもよい。

20

【0050】

固定テープ145は、銅テープ等の金属層を有するテープ以外にも、非導電性の樹脂基材と粘着剤で構成される樹脂テープ等の非導電性テープとしてもよい。金属テープ等の導電性テープは、回路部130のフレーム132にプローブ140を接合（固定）するとともに、電氣的に接続することができるため、好ましい。

【0051】

プローブ140は、四方の端の部分がフレーム132の上に配置された状態で、四方の端の部分の上に被せられる固定テープ145によってフレーム132に固定される。固定テープ145は、プローブ140の孔部140A等の隙間を通じてフレーム132に接着される。

30

【0052】

このように固定テープ145でプローブ140の四方の端の部分をフレーム132に固定した状態で、固定テープ145及びプローブ140の上に感圧接着層110A及び基材層120Aを重ね、感圧接着層110A及び基材層120Aを下方向に押圧すると、プローブ140は貫通孔113及び123の内壁に沿って押し込まれ、感圧接着層110Aがプローブ140の孔部140Aの内部にまで押し込まれる。

40

【0053】

プローブ140は、四方の端の部分が固定テープ145によってフレーム132に固定された状態で、中央部が感圧接着層110の下面112と略面一になる位置まで押し下げられる。このため、プローブ140を生体の皮膚10（図2参照）に当てれば、感圧接着層110Aが皮膚10に接着され、プローブ140を皮膚10に密着させることができる。

【0054】

プローブ140の厚さは、感圧接着層110の厚さより薄いことが好ましい。プローブ140の厚さは、0.1 $\mu$ m～100 $\mu$ mであることが好ましく、1 $\mu$ m～50 $\mu$ mであることがより好ましい。

【0055】

50

また、感圧接着層 110A の平面視で中央部を囲む周囲の部分（矩形環状の部分）は、固定テープ 145 の上に位置する。図 2 では感圧接着層 110A の上面は略平坦であるが、中央部が周囲の部分よりも下方に凹んでいてもよい。基材層 120A は、感圧接着層 110A の略平坦な上面の上に重ねられる。

【0056】

このような感圧接着層 110A 及び基材層 120A は、それぞれ、感圧接着層 110 及び基材層 120 と同じ材質で作製されていてもよい。また、感圧接着層 110A は、感圧接着層 110 とは異なる材質で作製されていてもよい。また、基材層 120A は、基材層 120 とは異なる材質で作製されていてもよい。

【0057】

なお、図 2 では各部の厚さを誇張しているが、実際には、感圧接着層 110 及び 110A の厚さは  $10\ \mu\text{m} \sim 300\ \mu\text{m}$  であり、基材層 120 及び 120A の厚さは  $1\ \mu\text{m} \sim 300\ \mu\text{m}$  である。また、配線 131 の厚さは  $0.1\ \mu\text{m} \sim 100\ \mu\text{m}$  であり、基板 133 の厚さは数  $100\ \mu\text{m}$  程度であり、固定テープ 145 の厚さは  $10\ \mu\text{m} \sim 300\ \mu\text{m}$  である。

【0058】

また、図 2 に示すようにプローブ 140 とフレーム 132 が直接接触して電気的な接続が確保されている場合には、固定テープ 145 は、導電性を有しない樹脂製等のテープであってもよい。

【0059】

また、図 2 では、固定テープ 145 は、プローブ 140 に加えてフレーム 132 及び基板 133 の側面を覆い、基材層 120 の上面にまで到達している。しかしながら、固定テープ 145 はプローブ 140 とフレーム 132 を接合できればよいため、基材層 120 の上面にまで到達していなくてもよく、基板 133 の側面を覆っていないなくてもよく、フレーム 132 の側面を覆っていないなくてもよい。

【0060】

また、基板 133 と 2 つの基板 135 は一体化された 1 つの基板であってもよい。この場合は、1 つの基板の表面に、配線 131、2 つのフレーム 132、及び端子 135A が設けられ、電子装置 150 と電池 160 が実装される。

【0061】

プローブ 140 として用いられる電極は、次のような導電性組成物を熱硬化して成形し作製することが好ましい。導電性組成物は、導電性高分子と、バインダー樹脂と、架橋剤及び可塑剤のうちの少なくとも何れか一方とを含む。

【0062】

導電性高分子としては、例えば、ポリチオフェン、ポリアセチレン、ポリピロール、ポリアニリン、又はポリフェニレンビニレン等を用いることができる。これらは、一種単独で用いてもよいし、二種以上併用してもよい。これらの中でも、ポリチオフェン化合物を用いることが好ましい。生体との接触インピーダンスがより低く、高い導電性を有する点から、ポリ 3、4 - エチレンジオキシチオフェン (PEDOT) にポリスチレンスルホン酸 (ポリ 4 - スチレンサルフォネート; PSS) をドープした PEDOT/PSS を用いることがより好ましい。

【0063】

導電性高分子の含有量は、導電性組成物 100 質量部に対して、 $0.20$  質量部  $\sim 20$  質量部であることが好ましい。前記含有量が上記範囲内であれば、導電性組成物に優れた導電性、強靱性及び柔軟性を付与できる。導電性高分子の含有量は、導電性組成物に対して、 $2.5$  質量部  $\sim 15$  質量部であることがより好ましく、 $3.0$  質量部  $\sim 12$  質量部であることがさらに好ましい。

【0064】

バインダー樹脂としては、水溶性高分子又は水不溶性高分子等を用いることができる。バインダー樹脂としては、導電性組成物に含まれる他の成分との相溶性の観点から、水溶

10

20

30

40

50

性高分子を用いることが好ましい。なお、水溶性高分子は、水には完全に溶けず、親水性を有する高分子（親水性高分子）を含む。

【0065】

水溶性高分子としては、ヒドロキシル基含有高分子等を用いることができる。ヒドロキシル基含有高分子としては、アガロース等の糖類、ポリビニルアルコール（PVA）、変性ポリビニルアルコール、又はアクリル酸とアクリル酸ナトリウムとの共重合体等を用いることができる。これらは、一種単独で用いてもよいし、二種以上併用してもよい。これらの中でも、ポリビニルアルコール、又は変性ポリビニルアルコールが好ましく、変性ポリビニルアルコールがより好ましい。

【0066】

変性ポリビニルアルコールとしては、アセトアセチル基含有ポリビニルアルコール、ジアセトンアクリルアミド変性ポリビニルアルコール等が挙げられる。なお、ジアセトンアクリルアミド変性ポリビニルアルコールとしては、例えば、特開2016-166436号公報に記載されているジアセトンアクリルアミド変性ポリビニルアルコール系樹脂（DA化PVA系樹脂）を用いることができる。

【0067】

バインダー樹脂の含有量は、導電性組成物100質量部に対して、5質量部～140質量部であることが好ましい。前記含有量が上記範囲内であれば、導電性組成物に優れた導電性、強靱性及び柔軟性を付与できる。バインダー樹脂の含有量は、導電性組成物に対して、10質量部～100質量部であることがより好ましく、20質量部～70質量部であることがさらに好ましい。

【0068】

架橋剤及び可塑剤は、導電性組成物に強靱性及び柔軟性を付与する機能を有する。導電性組成物の成形体に柔軟性を付与することにより、伸縮性を有する電極が得られた。これにより、伸縮性を有するプローブ140を作製することができる。

【0069】

なお、強靱性は、優れた強度及び伸度を両立する性質である。強靱性は、強度及び伸度のうち、一方が顕著に優れるが、他方が顕著に低い性質を含まず、強度及び伸度の両方のバランスに優れた性質を含む。

【0070】

柔軟性は、導電性組成物の成形体（電極シート）を屈曲した後、屈曲部分に破断等の損傷の発生を抑制できる性質である。

【0071】

架橋剤は、バインダー樹脂を架橋させる。架橋剤がバインダー樹脂に含まれることで、導電性組成物の強靱性を向上させることができる。架橋剤は、ヒドロキシル基との反応性を有することが好ましい。架橋剤がヒドロキシル基との反応性を有すれば、バインダー樹脂がヒドロキシル基含有ポリマーである場合、架橋剤はヒドロキシル基含有ポリマーのヒドロキシル基と反応できる。

【0072】

架橋剤としては、ジルコニウム塩等のジルコニウム化合物；チタン塩等のチタン化合物；ホウ酸等のホウ化物；ブロックイソシアネート等のイソシアネート化合物；グリオキサール等のジアルデヒド等のアルデヒド化合物；アルコキシル基含有化合物、メチロール基含有化合物等が挙げられる。これらは、一種単独で用いてもよいし、二種以上併用してもよい。中でも、反応性及び安全性の点から、ジルコニウム化合物、イソシアネート化合物又はアルデヒド化合物が好ましい。

【0073】

架橋剤の含有量は、導電性組成物100質量部に対して、0.2質量部～80質量部であることが好ましい。前記含有量が上記範囲内であれば、導電性組成物に優れた強靱性及び柔軟性を付与できる。架橋剤の含有量は、1質量部～40質量部であることがより好ましく、3.0質量部～20質量部であることがより好ましい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 4 】

可塑剤は、導電性組成物の引張伸度及び柔軟性を向上させる。可塑剤としては、グリセリン、エチレングリコール、プロピレングリコール、ソルビトール、これらの重合体等のポリオール化合物 N - メチルピロリドン ( N M P )、ジメチルホルムアルデヒド ( D M F )、N - N' - ジメチルアセトアミド ( D M A c )、ジメチルスルホキシド ( D M S O ) 等の非プロトン性化合物等が挙げられる。これらは、一種単独で用いてもよいし、二種以上併用してもよい。これらの中でも、他の成分との相溶性の観点から、グリセリンが好ましい。

## 【 0 0 7 5 】

可塑剤の含有量は、導電性組成物 1 0 0 質量部に対して、0 . 2 質量部 ~ 1 5 0 質量部が好ましい。前記含有量が上記範囲内であれば、導電性組成物に優れた強靱性及び柔軟性を付与できる。可塑剤の含有量は、導電性高分子 1 0 0 質量部に対して、1 . 0 質量部 ~ 9 0 質量部であることがより好ましく、1 0 質量部 ~ 7 0 質量部であることがさらに好ましい。

10

## 【 0 0 7 6 】

架橋剤及び可塑剤は、これらのうちの少なくとも一方が導電性組成物に含まれていればよい。架橋剤及び可塑剤の少なくとも一方が導電性組成物に含まれることで、導電性組成物の成形体は、強靱性及び柔軟性を向上させることができる。

## 【 0 0 7 7 】

導電性組成物に架橋剤は含まれるが可塑剤は含まない場合、導電性組成物の成形体は、強靱性、すなわち、引張強度及び引張伸度の両方をより向上させることができると共に、柔軟性を向上させることができる。

20

## 【 0 0 7 8 】

導電性組成物に可塑剤は含まれるが架橋剤は含まれない場合、導電性組成物の成形体の引張伸度を向上させることができるため、全体として導電性組成物の成形体は強靱性を向上させることができる。また、導電性組成物の成形体の柔軟性を向上させることができる。

## 【 0 0 7 9 】

架橋剤及び可塑剤の両方が導電性組成物に含まれていることが好ましい。架橋剤及び可塑剤の両方が導電性組成物に含まれることで、導電性組成物の成形体にはより一層優れた強靱性が付与される。

30

## 【 0 0 8 0 】

導電性組成物は、上記成分の他に、必要に応じて、界面活性剤、軟化剤、安定剤、レベリング剤、酸化防止剤、加水分解防止剤、膨張剤、増粘剤、着色剤、又は充てん剤等の公知の各種添加剤を適宜任意の割合で含むことができる。界面活性剤としては、シリコーン系界面活性剤等が挙げられる。

## 【 0 0 8 1 】

導電性組成物は、上記した各成分を上記割合で混合することにより調製される。

## 【 0 0 8 2 】

導電性組成物は、必要に応じて、溶媒を適宜任意の割合で含むことができる。これにより、導電性組成物の水溶液 ( 導電性組成物水溶液 ) が調製される。

40

## 【 0 0 8 3 】

溶媒としては、有機溶媒、又は水系溶媒を用いることができる。有機溶媒としては、例えば、アセトン、メチルエチルケトン ( M E K ) 等のケトン類 ; 酢酸エチル等のエステル類 ; プロピレングリコールモノメチルエーテル等のエーテル類 ; N , N - ジメチルホルムアミド等のアミド類が挙げられる。水系溶媒としては、例えば、水 ; メタノール、エタノール、プロパノール、イソプロパノール用のアルコール等が挙げられる。これらの中でも、水系溶媒を用いることが好ましい。

## 【 0 0 8 4 】

導電性高分子、バインダー樹脂、及び架橋剤の何れか一つ以上は、溶媒に溶解した水溶液として用いてもよい。この場合、溶媒としては、上記の水系溶媒が好ましい。

50

## 【0085】

電子装置150は、基材層120の上面122に設置されており、配線131と電氣的に接続されている。電子装置150は、断面視において矩形形状である。電子装置150の下面(-Z方向)には、端子が設けられる。電子装置150の端子の材料としては、はんだ、導電性ペースト等が挙げられる。

## 【0086】

電子装置150は、図1に示すように、一例としてASIC(application specific integrated circuit、特定用途向け集積回路)150A、MPU(Micro Processing Unit)150B、メモリ150C、及び無線通信部150Dを含み、回路部130を介してプローブ140及び電池160に接続されている。

10

## 【0087】

ASIC150AはA/D(Analog to digital)変換器を含む。電子装置150は、電池160から供給される電力によって駆動され、プローブ140によって測定される生体信号を取得する。電子装置150は、生体信号にフィルタ処理やデジタル変換等の処理を行い、複数回にわたって取得された生体信号の加算平均値をMPU150Bが求めてメモリ150Cに格納する。電子装置150は、一例として24時間以上にわたって連続的に生体信号を取得することができる。電子装置150は、長時間にわたって生体信号を測定する場合があるため、消費電力を低減するための工夫が施されている。

## 【0088】

無線通信部150Dは、評価試験においてメモリ150Cに格納された生体信号を評価試験の試験装置が無線通信で読み出す際に用いられるトランシーバであり、一例として2.4GHzで通信を行う。評価試験は、一例としてJIS 60601-2-47の規格の試験である。評価試験は、医療機器として生体信号を検出する生体センサの完成後に行われる動作確認を行う試験である。評価試験は、生体センサに入力される生体信号に対する、生体センサから取り出される生体信号の減衰率が5%未満であることを要求している。この評価試験は、すべての完成品に対して行うものである。

20

## 【0089】

電池160は、図2に示すように、基材層120の上面122に設けられている。電池160としては、鉛蓄電池又はリチウムイオン二次電池等を用いることができる。電池160は、ボタン電池型であってもよい。電池160は、バッテリーの一例である。電池160は、その下面に設けられる端子を有する。電池160の2つの端子は、回路部130を介してプローブ140と電子装置150に接続される。電池160の容量は、一例として電子装置150が24時間以上にわたって生体信号の測定を行えるように設定されている。

30

## 【0090】

カバー170は、基材層120、回路部130、基板135、プローブ140、固定テープ145、電子装置150、及び電池160の上を覆っている。カバー170は、基部170Aと、基部170Aの中央から+Z方向に突出した突出部170Bとを有する。基部170Aは、カバー170の平面視で周囲に位置する部分であり、突出部170Bよりも低い部分である。突出部170Bの下側には凹部170Cが設けられている。カバー170は、基部170Aの下面が基材層120の上面122に接着される。凹部170C内には、基板135、電子装置150、電池160が収納される。カバー170は、電子装置150及び電池160等を凹部170Cに収納した状態で、基材層120の上面122に接着されている。

40

## 【0091】

凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さは、基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さに合わせてあり、カバー170を基材層120の上面122に接着した状態で、基板135、電子装置150、及び電池160が移動しないように(ガタつかないように)されている。

## 【0092】

カバー170は、基材層120上の回路部130、電子装置150、及び電池160を

50

保護するカバーとしての役割の他に、貼付型生体センサ 100 に上面側から加えられる衝撃から内部の構成要素を保護する衝撃吸収層としての役割を有する。カバー 170 としては、例えば、シリコーンゴム、軟質樹脂、ウレタン等を用いることができる。カバー 170 は、伸縮性を有する。

#### 【0093】

図3は、貼付型生体センサ 100 の回路構成を示す図である。各プローブ 140 は、配線 131 及び基板 135 の配線 135B を介して電子装置 150 及び電池 160 に接続されている。2つのプローブ 140 は、電子装置 150 及び電池 160 に対して並列に接続されている。

#### 【0094】

次に、貼付型生体センサ 100 を皮膚 10 に貼り付けた利用者が貼付型生体センサ 100 を剥がす場合の動作について説明する。

#### 【0095】

貼付型生体センサ 100 を貼り付けて心電波形を一例として 24 時間にわたって測定し続けて測定が終了すると、利用者は自分で貼付型生体センサ 100 を皮膚 10 から剥がす。

#### 【0096】

貼付型生体センサ 100 を皮膚 10 から剥がす場合には、長手方向の上端又は下端を皮膚 10 から剥がすのが最も容易である。貼付型生体センサ 100 の短手方向の端部から剥がす場合や、長手方向の中間点等から剥がす場合に比べて、一度に剥がす部位が少なく、また、長手方向から剥がす方が貼付型生体センサ 100 を剥がす力を掛けやすいからである。

#### 【0097】

図4は、貼付型生体センサ 100 を剥がす際における長手方向に沿った断面を示す図である。

#### 【0098】

図4には、利用者が右手の親指と、人差し指、中指、及び薬指とで貼付型生体センサ 100 の長手方向の端部におけるカバー 170 を矢印 A の方向に引っ張り、貼付型生体センサ 100 を皮膚 10 から剥がし掛けている状態を示す。この状態では伸縮性のあるカバー 170 が引っ張られているため、貼付型生体センサ 100 の長手方向において、感圧接着層 110 が剥がされている区間 S1 と、感圧接着層 110 が皮膚 10 に接着されている区間 S2 とでは、感圧接着層 110 の下面 112 に角度差が生じている。

#### 【0099】

ここで、貼付型生体センサ 100 を皮膚 10 から剥がす途中における角度差は、なるべく大きい方が、被験者が皮膚 10 から受ける痛みを和らげることができる。角度差が大きい方が、皮膚 10 にかかる応力が小さくなり、痛みが生じる範囲が狭くなるからである。角度差が小さいと、皮膚 10 にかかる応力が大きくなり、より広い範囲で痛みを感じることになる。このため、貼付型生体センサ 100 を皮膚 10 から剥がす途中における角度差は、なるべく大きくしたい。

#### 【0100】

ところで、電子装置 150 及びバッテリー 160 が実装された基板 135 は感圧接着層 110、基材層 120、及びカバー 170 よりも硬いため、基材層 120 の上面 122 に基板 135 を接着すると、貼付型生体センサ 100 の長手方向における剛性が高くなり、角度差は比較的小さくなる。基板 135 が突っ張るからである。なお、これは、基板 133 についても同様であるが、基板 135 は、電子装置 150 及びバッテリー 160 が実装されている分だけ、基板 133 よりも曲げ剛性が高く、突っ張りが顕著である。

#### 【0101】

一方、基材層 120 の上面 122 に基板 135 を接着しない場合は、基板 135 は基材層 120 の上面 122 から離間可能であり、貼付型生体センサ 100 の長手方向における剛性が低くなり、比較的大きい角度差が得られる。基材層 120 の上面 122 に基板 135 を接着する場合よりも基板 135 が突っ張りにくくなるからである。なお、これは、

10

20

30

40

50

基板 1 3 3 についても同様である。

【 0 1 0 2 】

以上のような理由から、基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 に基板 1 3 5 を接着せずに置くだけにしてている。同様に、基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 に基板 1 3 3 を接着せずに置くだけにしてている。

【 0 1 0 3 】

上述のようにカバー 1 7 0 が引っ張られて感圧接着層 1 1 0 が剥がされている区間 S 1 と、感圧接着層 1 1 0 が皮膚 1 0 に接着されている区間 S 2 とに角度差が生じている状況では、カバー 1 7 0 が伸びて変形することにより、カバー 1 7 0 の凹部 1 7 0 C と基材層 1 2 0 との間の空間は図 2 に示す状態よりも拡がり、基板 1 3 5 は重力による下向きの力によって、図 4 における基板 1 3 5 の上端 1 3 5 U 側が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間する。

10

【 0 1 0 4 】

また、このような状況では、カバー 1 7 0 が長手方向に対して角度を有する斜めの方向（図 4 では矢印 A の方向）に引き延ばされることにより、基材層 1 2 0 に対して固定されたプローブ 1 4 0 及びフレーム 1 3 2 に配線 1 3 1 が引っ張られ、配線 1 3 1 に接続される配線を有する基板 1 3 5 も矢印 A の方向に引っ張られる。この結果、図 4 における基板 1 3 5 の上端 1 3 5 U 側が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間する。

【 0 1 0 5 】

このときの基板 1 3 5 の基材層 1 2 0 に対する位置は、図 2 に示すように基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 に基板 1 3 5 の下面 1 3 5 B S の全体が当接している状態とは異なる。図 4 に示す基板 1 3 5 の基材層 1 2 0 に対する位置は、第 1 位置の一例である。

20

【 0 1 0 6 】

なお、ここでは基板 1 3 5 の上端 1 3 5 U 側が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間して、基板 1 3 5 の下端 1 3 5 L 側が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 に接触している状態を示すが、カバー 1 7 0 が矢印 A 方向にさらに引っ張られることにより、基板 1 3 5 の下面 1 3 5 B S の全体が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間する場合もある。

【 0 1 0 7 】

このように基板 1 3 5 が基材層 1 2 0 から離れるのは、次のような理由によるものである。基板 1 3 5 は基材層 1 2 0 に接着されておらず、図 2 に示す状態では、X 方向の両側は配線 1 3 1 に接続された状態で位置決めされている。このため、図 4 に示すように貼付型生体センサ 1 0 0 が皮膚 1 0 に貼り付けられた状態で基材層 1 2 0 とカバー 1 7 0 との間の空間が拡がると、基板 1 3 5 が自重（基板 1 3 5、電子装置 1 5 0、及びバッテリー 1 6 0 の重さ）で基材層 1 2 0 から離れるからである。

30

【 0 1 0 8 】

また、図 4 に示すように基板 1 3 5 が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間すると、基板 1 3 5 と同様に基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 に置かれているに過ぎない 2 つの基板 1 3 3 のうち、図 4 で上方側にある基材層 1 2 0 も上面 1 2 2 から離間する。基板 1 3 3 の上に設けられている配線 1 3 1 は、プローブ 1 4 0 に固定されたフレーム 1 3 2 と基板 1 3 5 の配線とを接続しているため、基板 1 3 5 に引っ張られて基板 1 3 3 が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間するからである。このように、基板 1 3 3 が基材層 1 2 0 の上面 1 2 2 から離間したときの配線 1 3 1 及び基板 1 3 3 の位置は、第 3 位置の一例である。

40

【 0 1 0 9 】

なお、ここでは、貼付型生体センサ 1 0 0 の長手方向の上端におけるカバー 1 7 0 を矢印 A の方向に引っ張る場合について説明したが、図 4 の状態でカバー 1 7 0 と感圧接着層 1 1 0 とを挟んで引っ張った場合も同様に基板 1 3 5 は基材層 1 2 0 から離れる。図 4 に示すように感圧接着層 1 1 0 が剥がされている区間 S 1 と、感圧接着層 1 1 0 が皮膚 1 0 に接着されている区間 S 2 とでは、感圧接着層 1 1 0 の下面 1 1 2 に角度差が生じて、カバー 1 7 0 が伸びて変形し、カバー 1 7 0 の凹部 1 7 0 C と基材層 1 2 0 との間の空間は図 2 に示す状態よりも拡がるからである。また、このとき、同様に基板 1 3 3 は基材層

50

120から離れる。

【0110】

また、ここでは、貼付型生体センサ100の長手方向の上端におけるカバー170を矢印Aの方向に引っ張る場合について説明したが、貼付型生体センサ100の長手方向の下端におけるカバー170を引っ張る場合についても同様に基板135は基材層120から離れ、同様に基板133も基材層120から離れる。

【0111】

また、ここでは、貼付型生体センサ100を胸部の皮膚10に貼り付けてから剥がす場合について説明したが、生体の他の部位に貼り付けた貼付型生体センサ100を剥がす際にも、基板135は同様に基材層120の上面122から離れる。これは、基板133も同様である。

10

【0112】

以上のように、基板135及び基板133を基材層120の上面122に接着していないため、貼付型生体センサ100の長手方向の端部（図4における上端又は下端）を引っ張って皮膚10から剥がすときに、基板135が基材層120の上面122から離間し、感圧接着層110が剥がされている区間S1と、感圧接着層110が皮膚10に接着されている区間S2とにおける感圧接着層110の下面112の角度差は、基板135の下面135BSが基材層120の上面122に接着されている場合よりも大きくなる。

【0113】

このため、貼付型生体センサ100を皮膚10から剥がすときに、皮膚10の表面を引っ張る力が緩和され、貼付型生体センサ100を皮膚10から剥がすときの痛みを緩和することができる。

20

【0114】

したがって、皮膚10から剥がすときの痛みを緩和した貼付型生体センサ100を提供することができる。

【0115】

なお、以上では、凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さは、基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さに合わせてある形態について説明した。しかしながら、凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さは、基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さよりも高くてもよい。

30

【0116】

基板135は、回路部130を介してプローブ140に固定されているため、ガタつきが生じない場合には、凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さは、基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さよりも高くてもよい。

【0117】

このような場合には、上述した基板135の基材層120に対する第1位置と、基板133が基材層120の上面122から離間したときの配線131及び基板133の第3位置は、図5に示すようになる。

【0118】

図5は、貼付型生体センサ100を天地逆にした状態を示す図である。天地逆とは、図2に示すように感圧接着層110が-Z方向側に位置し、カバー170が+Z方向側に位置している状態とは反対に、感圧接着層110が+Z方向側に位置し、カバー170が-Z方向側に位置している状態である。

40

【0119】

凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さが基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さよりも高いため、図5に示すように貼付型生体センサ100を天地逆にして配置すると、電子装置150及び電池160がカバー170の凹部170Cの内側の面に当接し、基板135は基材層120から離間する。図5では、このようにして基板135が基材層120から離間した位置が第1位置の一例であ

50

る。

【0120】

また、図5では、基板133も基材層120から離間する。図5では、このようにして基板133が基材層120から離間した位置が第3位置の一例である。

【0121】

凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さが基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さよりも高い構成の貼付型生体センサ100は、凹部170Cと基材層120の上面122との間の空間のZ方向の高さが基板135と電子装置150及び電池160との合計の高さに合わされている構成の貼付型生体センサ100と同様に皮膚10から剥がすことができるため、貼付型生体センサ100を皮膚10から剥がすときの痛みを同様に緩和することができる。

10

【0122】

また、以上では、基板133が基材層120の上面122に接着されていない形態について説明したが、基板135の第2位置から第1位置への移動を阻害しないのであれば接着されていてもよい。

【0123】

以上、本発明の例示的な実施の形態の貼付型生体センサについて説明したが、本発明は、具体的に開示された実施の形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲から逸脱することなく、種々の変形や変更が可能である。

【符号の説明】

20

【0124】

- 100 貼付型生体センサ
- 110 感圧接着層
- 120 基材層
- 130 回路部
- 140 プローブ
- 150 電子装置
- 160 電池
- 170 カバー

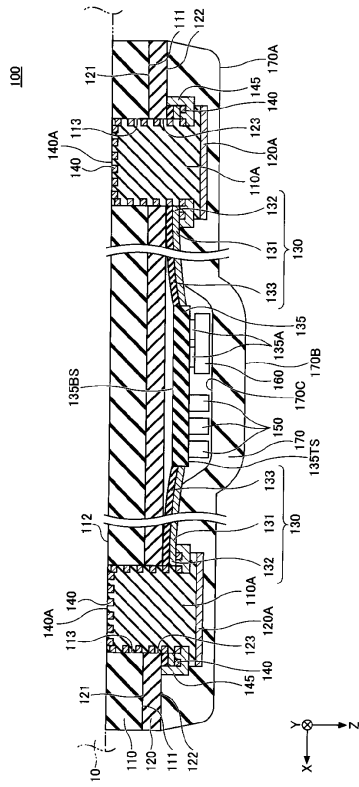
30

40

50



【 5 】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表 2 0 1 2 - 5 1 1 9 6 5 ( J P , A )  
特表 2 0 1 3 - 5 3 1 5 1 2 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 1 8 / 0 1 2 5 3 8 7 ( U S , A 1 )
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 5 / 0 5 - 5 / 3 9 8  
A 6 1 B 5 / 0 2