

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特 許 公 報(B2)

(11)特許番号

特許第7165428号
(P7165428)

(45)発行日 令和4年11月4日(2022. 11. 4)

(24)登録日 令和4年10月26日(2022. 10. 26)

(51)Int. Cl.

A 6 1 B 5/256 (2021. 01)

F I

A 6 1 B 5/256

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21)出願番号	特願2020-192698(P2020-192698)	(73)特許権者	503360115
(22)出願日	令和2年11月19日(2020. 11. 19)		国立研究開発法人科学技術振興機構
(62)分割の表示	特願2018-518910(P2018-518910) の分割		埼玉県川口市本町四丁目1番8号
原出願日	平成28年5月27日(2016. 5. 27)	(74)代理人	100149548
(65)公開番号	特開2021-35602(P2021-35602A)		弁理士 松沼 泰史
(43)公開日	令和3年3月4日(2021. 3. 4)	(74)代理人	100163496
審査請求日	令和2年11月19日(2020. 11. 19)		弁理士 荒 則彦
		(74)代理人	100161207
			弁理士 西澤 和純
		(74)代理人	100147267
			弁理士 大槻 真紀子
		(72)発明者	李 誠遠
			東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大 学法人東京大学内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生体用薄型電極部材、電子部品及びウェアラブルデバイス

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

開口部を有しない基材と、

前記基材に延在して接続され、繊維状の樹脂組成物からなる繊維網と、

前記繊維網の一部分の一方の面側を被覆すると共に、基材上にも延在する、パターンニングされた導電被覆部とを備え、

前記繊維網上の前記導電被覆部は、前記樹脂組成物上に形成された網目状の導電性被覆と前記導電性被覆が形成された前記繊維網間の空隙とで構成され、

前記繊維網全体の厚みは、1 μ m以上100 μ m以下である、

生体用薄型電極部材。

【請求項2】

前記繊維状の樹脂組成物は、生体に対して溶解可能な物質からなる請求項1に記載の生体用薄型電極部材。

【請求項3】

前記繊維網は、直径が100nm～10 μ mである繊維状の樹脂組成物からなる請求項1または2に記載の生体用薄型電極部材。

【請求項4】

前記樹脂組成物が、互いに一部で結着していることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の生体用薄型電極部材。

【請求項5】

前記導電被覆部を構成する導電性被覆の膜厚が、20 nm～2000 nmであることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の生体用薄型電極部材。

【請求項6】

請求項1～5のいずれかに記載の生体用薄型電極部材の導電被覆部に接続された電子回路要素を有する電子部品。

【請求項7】

請求項1～5のいずれかに記載の生体用薄型電極部材を備えたウェアラブルデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子機能部材、電子部品及びウェアラブルデバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、フレキシブルエレクトロニクスは、素材の軟らかさから様々な応用用途を有し、高い注目を集めている。中でも、世界的な社会の高齢化に伴い、ヘルスケア分野への関心が高まっている。例えば、人体の表面や体内への装着により、細胞や組織から直接生体情報を得る手段として注目を集めている。

【0003】

一般に、フレキシブルエレクトロニクスは、フレキシブルな基材上にエレクトロニクスデバイスを形成することで作製されるが、その柔軟性は十分とは言えない。そのため、表面追従性が十分とは言えず、高い精度の情報を得ることや装着時の違和感等を十分に低減することができない。

【0004】

このような問題を解決するために、弾性を有する保持部を検出部に内包させた生体用電極が開示されている（例えば、特許文献1）。この生体用電極は、生体に検出部を接触させる際に、検出部が弾性を有する保持部を内包する。そのため、圧力に応じて保持部が変形し、検出部の表面追従性が高まっている。

【0005】

また、配線を編み込んだ筋電位測定義手用アームカバー（例えば、特許文献2）や布状の織物へ一定の間隔で金属メッキ導電性繊維を編み込んだ接触線作用電極（例えば、特許文献3）も開示されている。特許文献2では、配線自体を互いに編み込むことで、配線一本一本の剛性を低減し、表面追従性を高めている。また特許文献3では、布状の織物内に金属製の繊維を織り込むことで、表面追従性を高めている。

【0006】

この他にも、水流絡合不織布上に柔軟性のある絶縁性合成樹脂膜を貼り付けた生体用薄型電極も開示されている（例えば、特許文献4）。この方法は、水流絡合不織布の高い変形可能性を利用して、表面追従性を高めている。

【0007】

さらに非特許文献1及び2では、基材上に金属のナノワイヤを被覆することで高い表面追従性を有する電極が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2011-36524号公報

【特許文献2】特開2011-125677号公報

【特許文献3】特開2007-262623号公報

【特許文献4】特開平7-222805号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】Hui Wu et al, Nature Nanotechnology

10

20

30

40

50

gy. vol 18, 421-425 (2013).

【非特許文献2】Po-Chun Hsu et al, Nature Communications, 4:2522 (2013).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、上述の方法では表面追従性、横方向への伸張性、ガス及び水分の透過性、透明性等が十分高い電子機能部材を実現することができない。

【0011】

例えば、特許文献1に開示された生体用電極において、検出部は生体と保持部に挟まれる形で接触する。そのため、保持部の押圧が無ければ表面追従性が十分得られず、生体に負荷を与える。また、保持部は十分な圧力を獲得できる厚さと弾力性を備える必要があり、厚く大きなものとなる。また、運動により検出部がずれてしまい、安定した計測が継続的に実現できない。さらに、生体との接触面は、検出部及び保持部で覆われているため、十分なガス及び水分の透過性を有するとは言えない。そのため、汗等の水分により測定のがずれが発生したり、接触面から剥離したりするというおそれがある。特に長期間の装着においてこのような問題は顕著になると考えられる。

【0012】

特許文献2及び3に開示された方法は、導電性を有する配線や金属性繊維を編み込んでいる。しかしながら配線や金属性繊維は、それ自体が金属からなるため細線状にしてもその追従性や伸張性の面で十分とは言えない。また、金属製繊維の編み込みでは、導電性パターンを自由に設計することが困難で、複雑なパターンを有する電子機能部材を実現することが困難である。

【0013】

また特許文献4に開示された生体用薄形電極は、水流絡合不織布上に柔軟性のある絶縁性合成樹脂膜を積層している。絶縁性合成樹脂は膜であり、被測定面に貼り付けられるため、十分なガス及び水分の透過性や透明性を得ることができない。

【0014】

非特許文献1及び2では、フィルム上に繊維状物質を形成し、さらにその上に金属被覆膜を貼り付けることで電極を作製している。しかしながら、金属被覆膜を生体に接触させると、その背面にはフィルムが存在する。そのためフィルムが被測定面を被覆し、十分なガス及び水分の透過性を有するとは言えない。すなわち、汗等の水分により測定のがずれが発生したり、接触面から剥離したりするというおそれがある。

また繊維状物質を電極として用いることができることは開示されているが、外部との接続については記載されていない。電極は、外部と配線等により接続されることで初めて機能を果たすことができる。そのため実際の使用態様において、この電極は配線等と接続する必要があり、その接続箇所に接続部を有する。しかしながら接続部を有すると、接触抵抗による電気特性の劣化や、変形に伴う応力で接続部が剥離する等のおそれがある。

【0015】

本発明は、上記事情に鑑みなされたものであり、表面追従性、横方向への伸張性、ガス及び水分の透過性、透明性等が十分高い電子機能部材、電子部品及びウェアラブルデバイス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】

【0016】

本発明者らは、鋭意検討の結果、フィルム基材と、樹脂組成物により形成された繊維網と、繊維網の一部分の少なくとも一方の面側を被覆すると共に基材上にも延在する、パターンニングされた導電被覆部と、を備えることで、表面追従性、横方向への伸張性、ガスや水分の透過性、透明性が十分高い電子機能部材、電子部品及びウェアラブルデバイスを提供できるという優れた効果を見出した。

【0017】

10

20

30

40

50

また、開口部を有する基材と、開口部の周囲の基材を外枠とし、開口部に懸架された樹脂組成物により形成された繊維網と、繊維網の内、開口部に位置する部分の少なくとも一方の面側を被覆すると共に、基材上にも延在するパターンニングされた導電被覆部とを備えることで、繊維網が基材にしっかりと保持された電子機能部材、電子部品及びウェアラブルデバイスを提供できるという優れた効果を見出した。

すなわち、上記課題を解決するため、以下の手段を採用した。

【0018】

(1) 本発明の一態様にかかる生体用薄型電極部材は、開口部を有しない基材と、前記基材に延在して接続され、繊維状の樹脂組成物からなる繊維網と、前記繊維網の一部分の一方の面側を被覆すると共に、基材上にも延在する、パターンニングされた導電被覆部とを備え、前記繊維網上の前記導電被覆部は、前記樹脂組成物上に形成された網目状の導電性被覆と前記導電性被覆が形成された前記繊維網間の空隙とで構成され、前記繊維網全体の厚みは、 $1\mu\text{m}$ 以上 $100\mu\text{m}$ 以下である。

10

(2) 上記態様に記載の生体用薄型電極部材は、前記繊維状の樹脂組成物は、生体に対して溶解可能な物質からなってもよい。

【0019】

(3) 本発明の別の態様にかかる生体用薄型電極部材は、前記繊維網は、直径が 100nm ～ $10\mu\text{m}$ である繊維状の樹脂組成物からなってもよい。

【0020】

(4) 上記態様に記載の生体用薄型電極部材は、前記樹脂組成物が互いに一部で結着していてもよい。

20

【0023】

(5) 上記態様に記載の生体用薄型電極は、前記導電被覆部を構成する導電性被覆の膜厚が、 20nm ～ 2000nm であってもよい。

【0024】

(6) 本発明の一態様にかかる電子部品は、上記態様に記載の生体用薄型電極部材の導電被覆部に接続された電子回路要素を有する。

【0025】

(7) 本発明の一態様にかかるウェアラブルデバイスは、上記態様に記載の生体用薄型電極部材を備える。

30

【発明の効果】

【0026】

本発明の一態様にかかる電子機能部材は、基材と、繊維状の樹脂組成物からなる繊維網と、基材と繊維網に渡り一体として形成された導電被覆部とを備える。繊維網はガス及び水分の透過性が高いため、汗等の水分による測定のずれや、接触面が剥離するという問題等が生じない。そのため、長期間に渡って高い精度での計測が可能となる。また繊維網は、柔軟性に優れるため、より少ない負荷で表面追従性の高い電子機能部材として機能することができる。さらに、導電被覆部は繊維網の内、開口部に位置する部分の一方の面側を被覆すると共に、基材上にも延在するパターンニングされているため、繊維網と基材との界面における接続部自体を有さず、接続部における接触抵抗の発生や接続部が破断や剥離する等の問題を考慮する必要が無い。

40

【0027】

本発明の一態様にかかる電子部品は、上述の電子機能部材の導電被覆部に接続された電子回路要素を有する。電子回路要素としては、IC、LSI、LED、フォトダイオードなどのチップ素子、絶縁層や有機半導体層等が形成された薄膜トランジスタ等が挙げられる。上述の電子機能部材を有するため、柔らかく変形等に強く、かつガスや水分や光の透過性を有する電子部品を実現することができる。

【0028】

本発明の一態様にかかるウェアラブルデバイスは、上述の電子機能部材を備える。そのため、表面追従性及び伸張性に優れ、より装着感の無いウェアラブルデバイスを実現する

50

ことができる。またガス及び水分の透過性が高いため、汗等の水分による測定のずれや、接触面が剥離するという問題等を抑制し、長期間に渡って安定的な計測を可能とする。また透明性があるため、電子機能部を透過して接触面の観察や光照射が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の一実施形態に係る電子機能部材を模式的に示した図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る電子機能部材の写真である。

【図3】図1に示す電子機能部材のX-X断面を模式的に示した断面模式図である。

【図4】繊維網の1本の繊維上に形成された導電被覆部からその繊維を除去し、導電被覆部のみ示した斜視模式図である。

10

【図5】本発明の電子機能部材の製造過程について模式的に示した図である。

【図6】本発明の別の態様に係る電子機能部材を模式的に示した図である。

【図7】本発明の一態様にかかる電子部品を模式的に示した模式図である。

【図8】本発明の一態様にかかるウェアラブルデバイスを模式的に示した模式図である。

【図9】実施例における電子機能部材の作製・使用手順を示した。

【図10】本発明の別の態様に係る電子機能部材を模式的に示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

以下、本実施形態にかかる電子機能部材、電子部品およびウェアラブルデバイスについて、図面を用いてその構成を説明する。以下の説明で用いる図面は、特徴をわかりやすくするために便宜上特徴となる部分を拡大して示している場合があり、各構成要素の寸法比率などは実際と同じであるとは限らない。以下の説明において例示される材料、寸法等は一例であって、本実施形態はそれらに限定されるものではなく、その要旨を変更しない範囲で適宜変更して実施することが可能である。本実施形態の電子機能部材、電子部品およびウェアラブルデバイスは、効果を損ねない範囲で以下に記載していない部品などの構成要素を備えてもよい。

20

【0031】

(電子機能部材)

図1は、一実施形態に係る電子機能部材を模式的に示した図である。図2は、一実施形態に係る電子機能部材の写真である。

30

一態様にかかる電子機能部材10は、開口部1Aを有する基材1と、開口部1Aの周囲の基材1を外枠とし、開口部に懸架された繊維状の樹脂組成物2からなる繊維網と、繊維網の内、開口部1Aに位置する部分の一方の面側を被覆すると共に基材上にも延在する、パターンニングされた導電被覆部3とを備える。「開口部に懸架された」状態を実現するため、ここでは、繊維状の樹脂組成物2を基材1の一方の表面に固定し、かつ開口部を跨いで形成した。

電子機能部材は、例えば、生体に接触させることで生体からの情報を受信する部材、電気的信号を生体に与える部材、電極等として用いることができる。

【0032】

図1において理解を容易にするために、模式的に樹脂組成物2は開口部1Aを懸架する線として図示している。樹脂組成物2は、直線状であっても、曲線状であってもよい。また、外枠により開口部上に張力によって張られた状態で懸架されていてもよく、たわんだ状態で懸架されていてもよい。例えば、樹脂組成物2によって構成される繊維網が綿状に形成されていてもよい。

40

導電被覆部3は、基材1の表面と、基材1表面に結着形成された樹脂組成物に亘って連続して形成されている。図1では3本のパターンニングされた線として導電被覆部3を図示したが、当該構成に限らない。例えば、より複雑な形状にパターンニングされていてもよいし、より簡単に1本だけが形成されていてもよい。導電被覆部3は、少なくとも一部がパターンニングされていればよい。また繊維網上の導電被覆部3は、点線で囲んで図示した。繊維網はある程度の空隙を有しているため、明確な線として形成されないため点線表記と

50

した。

【0033】

図3は、図1に示す電子機能部材のX-X断面を模式的に示した断面模式図である。図3に示すように、樹脂組成物2は、外枠となる基材1によって支持され、折り重なるように懸架されることで繊維網を形成する。この繊維網上に導電性被覆33をパターン状に形成することで導電被覆部3が形成される。図3において、導電性被覆33は簡便のため、点線四角として図示したが、実際には、当該箇所の繊維網の一面にのみ導電性を有する金属や化合物が被覆される。「一面」とは、一方の面から成膜した際に被覆膜が形成される面を意味する。

【0034】

基材1は、繊維網の支持体として機能すれば特に制限はされない。基材1は、フレキシブル性を有していることが好ましい。ここで、支持とは、繊維状の樹脂組成物2の一部を基材1の一方の表面に固定することを意味する。またその一例として、繊維状の樹脂組成物2が開口部を跨いで存在することで、基材1によって保持される場合がある。

基材1が柔軟性を有すると、電子機能部材10全体としてのフレキシブル性が高まり、より表面追従性が高まる。例えば、基材1には、一般に使用されるフィルム等を用いることができる。例えば、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリイミド（PI）、塩化ビニル（PVC）、ポリカーボネート（PC）、ポリエチレンナフタレート（PEN）、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）等を、基材1として用いることができる。また、フッ素系ゴム、ウレタン系ゴム、シリコン系ゴム等の伸縮性を有する材料を基材1として用いることができる。

【0035】

基材1の厚さは、その種類によっても異なるが、 $1\mu\text{m}$ 以上 $1000\mu\text{m}$ 以下であることが好ましい。基材1の厚さが $1\mu\text{m}$ 以上であれば、繊維網を懸架する支持体として十分な強度を得ることができる。基材1の厚さが $1000\mu\text{m}$ 以下であれば、高いフレキシブル性を得ることができる。

【0036】

開口部1Aは、基材1のいずれかの部分に形成されていればよく、その場所は特に問わない。開口部1Aを有すると、開口部1Aを通してガス及び水分を透過したり、光を透過したりすることができる。

開口部1Aの大きさは、 $10\mu\text{m}$ 角以上 10cm 角以下であることが好ましい。開口部1Aの大きさが小さすぎると、より微細な加工が必要となるため、繊維網上に導電被覆部3等を形成することが難しくなる。また開口部1Aを介したガス及び水分の透過性が低下してしまう。これに対し開口部1Aが大きすぎると、繊維網を外枠の基材1で支持することが難しくなる。

開口部1Aの形状は、四角形である必要はなく、円形等でもよい。円形の場合は、その直径が $10\mu\text{m}$ 以上 10cm 以下であることが好ましい。

【0037】

樹脂組成物2は、開口部1Aの周囲の基材1を外枠とし、開口部1Aに懸架される。樹脂組成物2が集まることで繊維網が形成され、その樹脂組成物2間には空隙を有する。そのため、繊維網はガス及び水分の透過性が高く、汗等の水分による測定のずれや、接触面が剥がれてしまう等の問題を抑制することができる。すなわち、長期間に渡って高い精度での計測が可能となる。また、長期間装着に伴う不快感等を低減することができる。

【0038】

導電被覆部3は、細かくみると樹脂組成物2上に形成された網目状の導電性被覆33とこの導電性被覆33が形成された繊維網間の空隙とで構成される。この空隙を通して導電被覆部3は透明性を有し、導電被覆部3が接触する被測定対象面を導電被覆部3上から観察することができる。このような構成により、例えば被測定対象面の特定の場所の電気特性を導電被覆部3で検知するときに、導電被覆部3の位置を正確に定めることができる。また、被測定対象面が生体細胞からなるとき、導電被覆部3を透過して特定部位の細胞に

10

20

30

40

50

光刺激を与え、導電被覆部 3 で光刺激に対する応答を計測することができる。

また繊維網は、繊維網を構成する樹脂組成物 2 自体を選択し、柔軟性及び伸張性に優れたものとして行うことができる。このとき導電性被覆 3 3 がされた樹脂組成物 2 は、導電性被覆 3 3 により伸張性が低下する。しかしながら、導電被覆部 3 は周囲を樹脂組成物 2 により基材 1 へ懸架されているため、開口部 1 A に形成された繊維網は柔軟性と伸張性を持ち、さらに繊維網は空隙を有するため、より柔軟性および伸張性に優れ、表面追従性および伸張性を高めることができる。

【0039】

繊維網の樹脂組成物 2 は、互いに一部で結着していることが好ましい。樹脂組成物 2 が互いに結着していると、繊維網の強度を高めることができる。また後述するが、導電被覆部 3 は、繊維網の一面に形成される。樹脂組成物 2 が互いに結着していると、その一面に形成される導電被覆 3 3 も互いに繋がる。そのため、繊維網上に形成された導電被覆 3 3 が電氣的に連続となり、接触抵抗等の発生や導電被覆部 3 の連結が破断されるのを抑制することができる。

【0040】

樹脂組成物 2 の材質は、繊維状に形成することができれば特に限定されない。例えば、フッ素系ゴム、ウレタン系ゴム、シリコン系ゴム等の一般に使用されているエラストマーや、アクリル、ナイロン、ポリエステル等のエラストマー以外の高分子材料も用いることができる。中でも、樹脂組成物 2 の材料としてエラストマーを用いることが好ましい。エラストマーは、柔らかく大きな歪が繰り返し作用しても機械的特性の変化が極めて小さい。そのため、高い表面追従性と長期間の装着を可能とする。

【0041】

電子機能部材 10 を生体に用いる場合は、樹脂組成物 2 が生体に対して粘着性や接着性のある物質からなることが好ましい。樹脂組成物 2 からなる繊維網が生体に固定されるため、生体の運動に伴う変形に追従して、容易に外れることなく長時間安定した精度の高い測定が可能となる。また更に、溶解可能な物質からなることが好ましい。電子機能部材 10 が生体に密着した後、導電被覆部 3 は生体によって支持されるため、繊維網による支持は不要である。そのため、樹脂組成物 2 が生体に溶解可能であれば、電子機能部材 10 を生体表面に密着させた後に樹脂組成物 2 は溶解し、樹脂組成物 2 上に形成された導電被覆部 3 が直接生体と接触する。生体と導電被覆部 3 が直接接触すれば抵抗の発生をより抑制することができ、より精度の高い測定を行うことができる。生体に溶解可能な物質としては、例えば、ポリビニルアルコール (PVA)、ポリビニルピロリデン (PVP)、ポリグリコール酸 (PGA)、ポリ乳酸 (PLA) 等を用いることができる。また、樹脂組成物 2 は生体に完全に溶解可能でなくともよい。その一部が溶解することで、繊維網の強度を下げることなく生体との密着性を向上できる。この他にも、生体に対して接着性及び粘着性の高い物質も好適に用いることができる。

【0042】

繊維網全体の厚みは、 $1\ \mu\text{m}$ 以上 $100\ \mu\text{m}$ 以下であることが好ましい。ここで、繊維網全体の厚みとは、繊維網の一面からもう一方の面までの厚さを意味する。繊維網全体の厚みは、例えば平板で挟み込んだ時の間隙寸法として計測できる。なお、非常に疎な繊維密度の場合は測定および定義が困難であるが、繊維密度が非常に疎な場合は、導電性を十分確保することができないため、考慮する必要はない。

繊維網全体の厚みが $1\ \mu\text{m}$ 以上であれば、繊維網が十分な強度を有する。一方で、繊維網全体の厚みが $100\ \mu\text{m}$ 以下であれば、導電被覆部 3 と被測定面との間の抵抗を十分無視できる。また生体に用いる場合は、生体による樹脂組成物 2 の溶解に要する時間を短くすることができる。

【0043】

開口部 1 A の開口率は、 $10\% \sim 99\%$ であることが好ましい。繊維網は、樹脂組成物 2 が形成されている部分と空隙からなる部分とを有する。そのため、「開口部 1 A の開口率」とは、平面視した際に空隙が形成されている部分の比率を意味する。この被覆率は、

繊維網の表面を $1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ の大きさに任意の10点撮影した後、各写真における樹脂組成物2が形成されている部分の面積を求め、それらの平均値として求める。開口部1Aの開口率が低すぎると、ガス及び水分の透過性が低下する。一方で、開口部1Aの開口率が高すぎると、後述する導電被覆部3が疎になり十分な導電性を確保することが難しくなる。

【0044】

繊維網を構成する樹脂組成物2は、その直径が $100\text{ nm} \sim 10\text{ }\mu\text{ m}$ であることが好ましい。また中でも $200\text{ nm} \sim 2000\text{ nm}$ であることが好ましい。当該範囲であれば十分に強度を有し、かつガス及び水分の透過性の高い電子機能部材10を得ることができる。樹脂組成物2の直径は、任意の10点の樹脂組成物の断面を走査型電子顕微鏡で測定し、それらの直径の平均値として求めることができる。

10

【0045】

導電被覆部3は、繊維網の内、開口部1Aに位置する部分の一方の面側を被覆すると共に、基材上にも延在するようにパターンニングされる。そのため、基材1と繊維網の界面において接続部自体を有さないため、接触抵抗等の発生を抑制できる。また従来の電子機能部材で問題であった、基材の変形等による電氣的接続の損傷（接続部が分断される等）を抑制できる。基材1と繊維網とに形成された導電性被覆33の接続を信頼性が高く確実なものにするためには、基材1と樹脂組成物2とが強固に接合し、かつ導電性被覆33が樹脂組成物2と基材1とに亘って十分な連続性をもって形成されなければならない。

【0046】

図4は、繊維網の一本の繊維上に形成された導電被覆部から繊維網を除去し、導電性被覆33のみを模式的に示した斜視図である。図4に示すように、樹脂組成物2の一面に形成された導電性被覆33は半円弧状の構造となる。繊維網を形成する樹脂組成物2はその断面が円形の形状を有するため、その樹脂組成物2自体の遮蔽により樹脂組成物2の一面にのみ導電性被覆33が形成される。樹脂組成物2の一面は半円弧状の形状であるため、導電性被覆33も半円弧状の形状となる。

20

【0047】

非特許文献1の図2eおよび図2fには変形に対する導電被覆部の強さが開示されている。非特許文献1の図2eは、フィルム上に導電被覆部を形成し、複数回の曲げに対する抵抗値の増加率を示した図である。非特許文献1の図2fは、フィルム上に導電被覆部を形成し、導電被覆部が形成されている面方向に引っ張った際の抵抗値の増加率を示した図である。導電被覆部3は、ITOと比較しても変形に伴う抵抗値変化が少なく、優れた透明電極として機能できることがわかる。

30

【0048】

導電被覆部3は、導電性を有していればよい。例えば、銅、金、アルミニウム、銀、亜鉛等の金属やPEDOT/ PSSに代表される有機導電材料を用いることができる。導電性の観点からは、中でも銅や銀が好ましい。また生体等に用いる場合は、不要な反応を抑制するために、安定的な金を用いることが好ましい。

【0049】

導電被覆部3の導電性被覆33の厚みは $20\text{ nm} \sim 2000\text{ nm}$ であることが好ましく、 $20 \sim 1000\text{ nm}$ であることがより好ましく、 $50\text{ nm} \sim 100\text{ nm}$ であることがさらに好ましい。当該範囲であれば、十分な導電性と柔軟性が得られる。導電被覆部3には空隙が形成されているため、導電被覆領域が光透過性を持ち、計測時の被接触面の状態を経時的に確認できる。導電性被覆33の厚みは、繊維網の樹脂組成物2の直径と同様の方法で測定できる。

40

導電性被覆33が薄いと、繊維網に応力が作用した時に導電被覆部3が破断し易い。これは、導電性被覆33が形成されている樹脂組成物2と形成されていない樹脂組成物2との剛性の差が小さいため、導電性被覆33にひずみが作用し破断しやすくなるためである。一方、導電性被覆33が厚いと、導電被覆部3の周囲の相対的に剛性の低い樹脂組成物2がひずむため、導電性被覆33に作用する応力を緩和できる。

50

【0050】

導電性被覆33の材料となる金属の弾性率は、樹脂組成物2の弾性率より数十倍大きい。従って、引張剛性は導電性被覆33の断面積で規定される。電子機能部材として30%の伸びが得られると多くの生体計測に実用的に適用できる。導電性被覆33のひずみを0.2%に抑えることで、高い繰り返し変形耐性が得られる。すなわち、導電性被覆33のひずみを樹脂生成物2のひずみの150分の1に抑えることになる。伸縮性が高い樹脂組成物2としてポリウレタンを用いることが好ましい。この場合は導電性被覆33の弾性率が樹脂生成物2のおよそ100倍から300倍であり、導電性被覆33の断面積は樹脂組成物2の断面積の0.5倍以上であることが好ましい。具体的には、樹脂組成物2の繊維直径を500nmとして300nmの厚さの導電性被覆を形成するとよい。

10

【0051】

導電被覆部3の形状は特に問わず、必要に応じて変更することができる。例えば、生体の脳からの情報を得る場合は、生体の各機能を司る脳の部位に合わせて導電被覆部3をパターンニングすることができる。パターンニングされた導電被覆部3を生体の各機能を司る脳の部位に接触させることで、各接触部からの電気信号を得ることができ、各部位がどのように機能しているのかを確認することができる。

【0052】

(電子機能部材の製造方法)

電子機能部材10は、基材1に開口部1Aを形成する工程と、エレクトロスピンングデポジション法で開口部1Aに対して樹脂組成物を繊維状に噴射して繊維網を形成する工程と、基材1及び繊維網に渡って導電被覆部3を形成する工程とを有する。図5を参考に電子機能部材の製造方法について説明する。

20

【0053】

基材1に開口部1Aを形成する方法は特に問わない。例えばカッター等で切断してもよい。この際、基材1の裏面には支持体を設けることが好ましい。支持体Sを設けることで開口部1Aの形成が容易となる。また後述する繊維網を形成する工程において、基材1を支持することができる。支持体Sとしては、ガラス、樹脂フィルム等を用いることができる。

【0054】

支持体Sを用いる場合は、図5(a)に示すように支持体Sに形成する開口部SAは、基材1に設けられた開口部1Aを内包するように外側に形成する。これは、繊維網を形成する過程で繊維が基材に開けられた窓から基材1上に懸架されるようにするためである。開口部1Aの内側に支持体が露出していると、支持体上に繊維網が付着し、支持体から基材1を剥離する過程で繊維網が破断する不具合を生じることになる。また、開口部1Aと支持体を開けられた開口部の縁を完全に一致させてもよい。その場合は、支持体の縁は支持体の裏側から基材1が積層された表側に向かってオーバーハングし、積層面で開口部1Aと支持体の開口部とが一致するようにすることが好ましい。オーバーハングは、支持体の裏側からレーザー切断によって支持体Sの開口部SAと基材1の開口部1Aとを同時に形成する方法で形成することができる。

30

【0055】

次に、エレクトロスピンングデポジション法で開口部1Aに対して樹脂組成物を噴射して繊維網を形成する。図5(b)はエレクトロスピンングでポジション法を模式的に示した図である。

40

エレクトロスピンングデポジション法は、シリンジ21のニードル21aと導電シート22の間に高電圧を印加しながら、シリンジ21中の溶液23を押し出す。このときニードル21aと導電シート22の電位差によって、溶液23がシリンジ21から急激に引き出され、導電シート22に向かってスプレーされる。シリンジ21と導電シート22の間に開口部1Aが形成された基材1を挟むことで、スプレーされた溶液23は、基材1の開口部1Aを懸架するように樹脂組成物2となり繊維網を生み出す。溶剤23は、樹脂組成物2が溶媒に溶解したものであり、その溶媒はニードル21aと開口部1Aの間でほとん

50

ど蒸発する。

【0056】

これに対し開口部1Aに懸架された直後に、樹脂組成物2は溶媒をわずかに含んでいることが好ましい。すなわち、懸架された段階で溶媒は、完全に蒸発していないことが好ましい。開口部1Aに懸架された時点で溶媒が僅かに残っていると、その溶媒が蒸発する際に繊維網を構成する樹脂組成物2同士が一部で結着する。樹脂組成物2が互いに結着していると、繊維網の強度を高めることができる。また後述するが、導電被覆部3は、繊維網の一面に形成される。樹脂組成物2が互いに結着していると、その一面に形成される導電被覆部3も互いに繋がる。そのため、導電被覆部3が一体となり、接触抵抗等の発生や変形時の導電性被覆の破断を抑制することができる。ニードル21aと開口部1A間の距離は、10cm～50cmであることが好ましい。また、溶媒の残存していることにより、基材1上に形成される樹脂組成物2の断面形状が半円状となる。図5(c)は、図5(b)における一点鎖線で囲まれた領域1Bに形成された樹脂組成物2の断面模式図を示す。このような形状にすることで、樹脂組成物2の上から基材1に亘って導電被覆部3を形成した時に、導電性被覆3が破断することなく連続して形成される。

10

【0057】

繊維網2の内、開口部1Aに位置する部分の一方の面側と共に、基材上にも延在するようにパターンニングによって導電被覆部3を形成する。導電被覆部3の形成方法は、特に限定されない。例えば蒸着法、スパッタ法、化学気相蒸着法等を用いることができる。導電被覆部3の形状は、パターンニングを行うことで任意に変更することができる。パターンニングの方法としては、マスクを介して成膜することが最も簡便で好ましい。

20

また図6に示すように、導電被覆部3のパターンに細い配線部3aが含まれるとき、この配線部3aで導電性被覆の連続性が失われないように、導電被覆部3のパターンの最小スケールに対して、繊維網の網目のスケールは5分の1以下であることが好ましい。

【0058】

電子機能部材10の製造方法は、当該方法に限られない。例えば、直接開口部1Aに対してエレクトロスピンニング法で繊維網を形成せずに、異なる部材に繊維網を形成した後に転写してもよい。具体的には、大きなリング状の導電部材に対してエレクトロスピンニング法でリングを懸架するように繊維網を形成する。このリングの一方から他方に向かって、開口部1Aを有する基材1を通過させると、基材1は形成された繊維網が絡まった状態となる。これにより、開口部1Aにリング状に形成された繊維網が転写され、開口部1Aに繊維網が形成される。また、エレクトロスピンニング法に限定せず、細い繊維からなるシートを作製し、裁断後に基材1上に開口部1Aを覆うようにして積層する方法でも良い。このとき、細い繊維からなるシートは隙間を有する不織布とする。また、繊維の材質は熱可塑性ポリマーとすると、熱圧着で容易に積層することができる。

30

【0059】

またここまで、基材1が開口部1Aを有する場合の電子機能部材について説明したが、図10に示すように開口部1Aを有さない構成としてもよい。

【0060】

図10に示す電子機能部材20は、基材11と、基材11に延在して接続された繊維状の樹脂組成物からなる繊維網12と、繊維網の一部分の一方の面側を被覆すると共に、基材11上にも延在する、パターンニングされた導電被覆部13とを備える。

40

【0061】

繊維網12は、基材11に接続されているだけであり、強度が十分でない場合がある。この場合、上述の製造方法において説明した支持体Sを裏面に配設してもよい。電子機能部材20を生体に貼りつけた実使用に至るまでの間は、支持体Sで支持するため強度を維持でき、実使用時は支持体Sを剥がすため、生体への追従性が高まる。

【0062】

また図10に示す電子機能部材20は、上述の製造方法と同様の工程で、図1にかかる電子機能部材10を得た後に、外枠部を除去することで得られる。外枠部は、カッター等

50

で切り出せる。

【0063】

(電子部品)

一態様にかかる電子部品は、上述の電子機能部材の導電被覆部に接続された電子回路要素を有する。電子回路要素としては、導電性被覆部上に形成された有機半導体層等からなるトランジスタでもよく、別途電子部品を実装した電子基板でもよい。

例えば、電子機能部材は、上述のように繊維網の一部に導電被覆部が形成され、その上に有機半導体層を積層することで、有機トランジスタなどとして機能する。

導電被覆部3に有機半導体層を形成する際には、導電被覆部を積層した際のマスクと同様のマスクを用いることができる。また、有機半導体以外のその他の層を積層してもよい。

10

例えば、導電被覆部上にp型半導体、n型半導体、対向電極を積層することでダイオード素子を形成できる。p型半導体及びn型半導体のpn接合は、一方向には通電可能であるが、他方向からは通電できない。すなわち、スイッチング素子として機能することができる。

【0064】

また同様の構成で光電変換素子として機能させることができる。外部から照射された光により、p型半導体及びn型半導体の界面でキャリアを生じさせ、電流を発生することもできる。またこの逆に、電圧を印加することで光を発生させることもできる(太陽電池素子等)。

20

また、一般に太陽電池等は基板上に形成する。この基板の外表面は全反射を生じるため、光電変換層で発光した光の一部は基板内で導光し、取り出すことができない。しかしながら、当該電子部品では有機半導体層が形成された部分は開口部であるため、基板による全反射の発生を考慮する必要が無く、光取り出し効率を高めることができる。

【0065】

図7は、本発明の一態様に係る電子部品を模式的に示した図である。一態様にかかる電子部品100は、基板1上に電子部品を形成または実装した電子基板(電子回路要素)40を、基材1の開口部1A内に設置する。電子基板40は、基材1に樹脂組成物2からなる繊維網で懸架される。また電子基板40上には、発光素子41と受光素子42が設けられており、それぞれに電気接続するための電気端子が電子基板40の表面に形成されている。これら発光素子41及び受光素子42が設けられた電子基板40から基材1上に亘って、繊維網が形成され、その繊維網上に導電被覆部3が配線として形成されている。図7では、支持体Sも記載しているが、実際の使用時においては、支持体Sは外して用いる。

30

電子基板40上に繊維網を形成する過程で、電子基板40を開口1Aの内部に支持する必要がある。これは基材1の開口縁から延びる基板支持部を設け(図視略)、その基板支持部に電子基板40を積層することで行われる。繊維網形成後に、必要に応じて基板支持部の一部をレーザ等で破断することで、基材1から独立して電子基板40が懸架された状態にすることができる。

【0066】

(ウェアラブルデバイス)

一態様にかかるウェアラブルデバイスは、上述の電子機能部材10を備える。図8は、一態様にかかるウェアラブルデバイスを模式的に示した模式図である。図8に示すウェアラブルデバイス200は、電子機能部材10と、電子機能部材10の導電被覆膜3によって接合された集積回路50と、電子機能部材10及び集積回路50を覆うように形成された被覆膜60とを備える。

40

【0067】

ウェアラブルデバイス200は、上述の電子機能部材10を備えるため、表面追従性及び伸張性に優れる。そのため、より装着感の無いウェアラブルデバイスを実現することができる。またガス及び水分の透過性が高いため、汗等の水分による測定のずれや、接触面が剥がれてしまう等の問題を抑制し、長期間に渡って安定的な計測が可能とする。

50

【0068】

集積回路50には、電子機能部材10で計測された被測定面からの情報が導電被覆部3を介して伝播する。集積回路50は、得られた情報を無線等によって受信機（図視略）に送信できる。これによって、ウェアラブルなデバイスとして機能する。

【0069】

電子機能部材10及び集積回路50は、被覆膜60によって被覆される。被覆膜60を備えることで、外部からの影響を遮断できる。またウェアラブルデバイス200の被接着面への密着を向上し、長期間に渡って安定的な計測が可能になる。被覆膜60は、使用態様にもよるが、ガス及び水分を選択的に透過できるものであることが好ましい。例えば、陸上等で使用する場合は、電子機能部材10を透過したガス及び水分をそのまま外部に排出できることが好ましい。これに対し、水中等で使用する場合は、外部からの水分が電子機能部材10へ浸透することを避けるために、ある程度の水分の遮断性を有していることが好ましい。

10

【0070】

集積回路50は特に限定されない。外部に情報を伝達することができれば、一般に使用されているものを用いることができる。被覆部60も一般に絆創膏等に用いられているものを使用することができる。

【実施例】

【0071】

(実施例1)

図9は、実施例における電子機能部材の作製・使用手順を示した。基材として、パリレンからなるフィルムを用い、1cm×2cmの開口部を形成した。このときパリレンの裏面には同じサイズの開口部が形成されたポリイミドフィルムを支持体として用いた。

20

次に、開口部に対してエレクトロスピンング法を用いて樹脂組成物を懸架させた。樹脂組成物はPVAで形成されており、樹脂組成物の直径は300～800nmであり多少のばらつきを有する。

さらに、樹脂組成物からなる繊維網と基材に渡って一体として導電被覆部を形成した。導電被覆部は、Auをマスクを介した蒸着で形成した。マスクにより、繊維網上の導電被覆部は3端子形状とした。導電被覆部の膜厚は、80nmであった。

30

【0072】

次に、支持体から電子機能部材を剥離した。この電子機能部材をラットの脳に接触させた。このとき、電極間で測定された抵抗値は、4～12kΩであった。

【0073】

(比較例1)

比較例1の電子機能部材は、パリレンからなるフィルム上に、Au膜をマスクを介して3端子で形成した。実施例1とは、開口部を有さない点、繊維網を有さない点異なる。この比較例2の電子機能部材を用いて、実施例1と同様の検討を行ったところ、電極間で測定された抵抗値は、100kΩ～1MΩであった。

【0074】

実施例1と比較例1を比べると、実施例1の抵抗値が少なく計測されていることがわかる。これは、比較例1ではAuの膜であるため、生体の被測定面に十分追従できなかったためと考えられる。これに対し、実施例1では、繊維網により高い追従性を有するため、より精密な計測ができた。

40

【0075】

(実施例2)

実施例1と同様の方法で電子機能部材を作製した。作製した電子機能部材を人体の皮膚表面に装着して、抵抗値測定を行った。その結果、皮膚へ付着してから2週間経過後も測定することができた。すなわち、人体の発汗等や、日常生活で曝されるような水分に触れても、密着力が低下しなかった。これは電子機能部材が、柔らかく変形等に強く、またガス

50

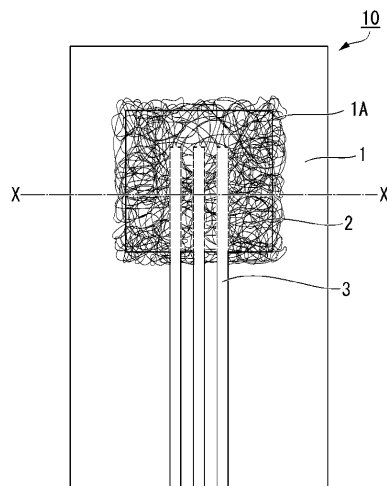
や水分や光の透過性を有するためであると考えられる。

【符号の説明】

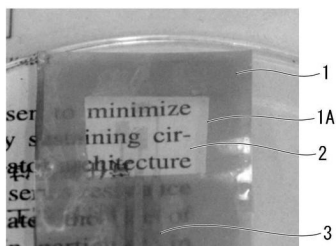
【0076】

1：基材、1A：開口部、2：樹脂組成物、3：導電被覆部、3a：配線部、10：電子機能部材、21：シリンジ、21a：ニードル、22：導電シート、23：樹脂組成物、33：導電性被膜、40：電子基板、50：集積回路、60：被覆膜、100：電子部品、200：ウェアラブルデバイス

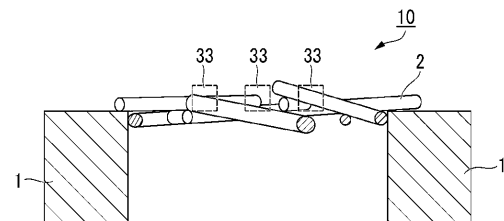
【図1】



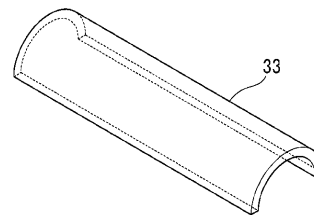
【図2】



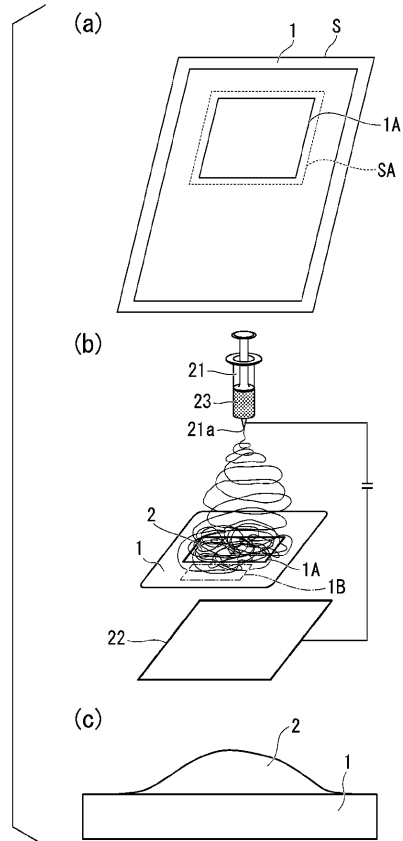
【図3】



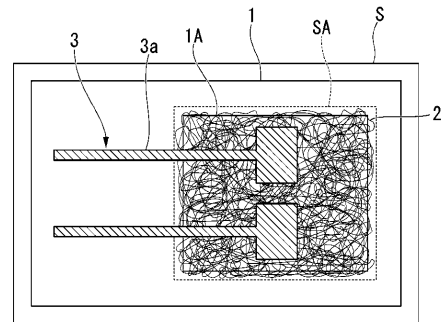
【図4】



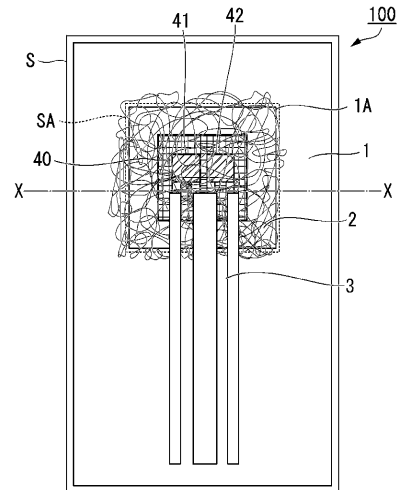
【図 5】



【図 6】

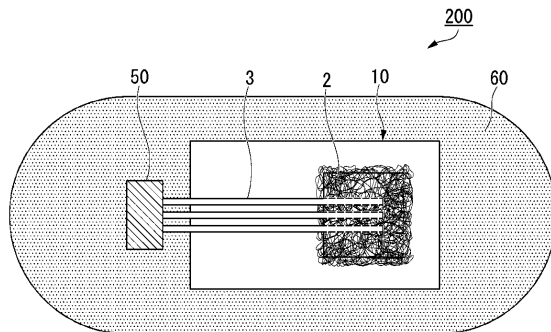


【図 7】

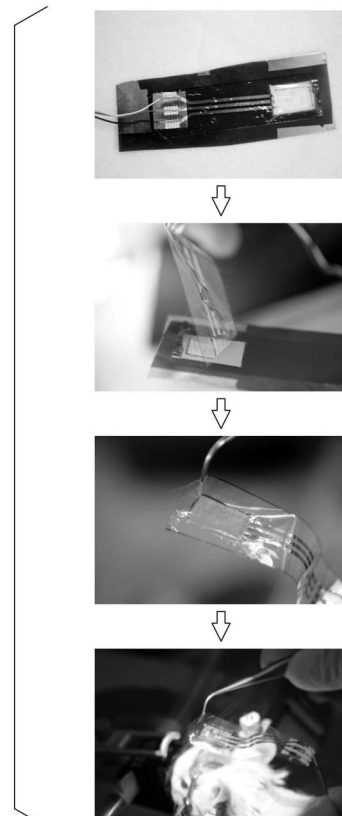


10

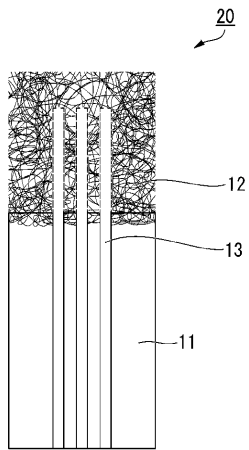
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 染谷 隆夫
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 関谷 毅
大阪府茨木市美穂ヶ丘8-1 国立大学法人大阪大学内
- (72)発明者 酒井 真理
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

審査官 佐藤 秀樹

- (56)参考文献 特表平08-503875 (JP, A)
特許第6444158 (JP, B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|--------------------------------------|-------------|
| A61B | 5/05-5/0538 |
| | 5/24-5/398 |
| H05K | 1/02-1/03 |
| JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII) | |