

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-198396

(P2020-198396A)

(43) 公開日 令和2年12月10日(2020.12.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO1L 23/14 (2006.01)	HO1L 23/14 R	4C127
HO4B 13/00 (2006.01)	HO4B 13/00 500	4E351
HO2J 50/05 (2016.01)	HO2J 50/05	
HO1L 23/12 (2006.01)	HO1L 23/12 Q	
HO5K 1/09 (2006.01)	HO5K 1/09 A	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2019-104866 (P2019-104866)
 (22) 出願日 令和1年6月4日 (2019.6.4)

特許法第30条第2項適用申請有り http://robomech.org/2019/wp-content/uploads/2019/05/RM19_program_v05.pdf 平成31年4月2日
<http://www.iwaselab.amech.waseda.ac.jp/publications/conference/> 平成31年4月26日

(71) 出願人 899000068
 学校法人早稲田大学
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地
 110002675
 (74) 代理人 特許業務法人ドライト国際特許事務所
 (72) 発明者 岩田 浩康
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学校法人早稲田大学内
 (72) 発明者 和▲崎▼ 海里
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学校法人早稲田大学内
 Fターム(参考) 4C127 LL02 LL21 LL22
 4E351 AA01 BB01 BB31 CC11 DD04
 DD05 DD06 DD19 DD29 DD40
 GG20

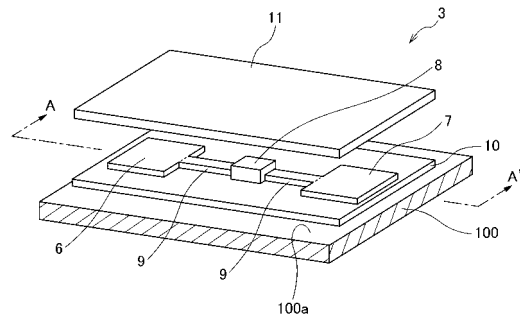
(54) 【発明の名称】 バッテリーレス電子デバイス及び伝送システム

(57) 【要約】

【課題】従来よりも装着性の向上を図りつつ、電子素子を安定して動作させることができ、かつ小型化可能なバッテリーレス電子デバイスと、それを用いた伝送システムを提案する。

【解決手段】バッテリーレス電子デバイス3では、膜厚が薄い高分子ナノシート10により電極6,7を人体100に貼着させることから、その分、装着性の向上を図ることができる。また、膜厚が薄い高分子ナノシート10を用いることで、バッテリーレス電子デバイス3が分子間力によって人体100に密着し易くなり、電極6,7と人体100との間の空気層の形成を防止し、静電容量Cの低下を抑制できる。従って、バッテリーレス電子デバイス3では、インピーダンス整合におけるインダクタの設計を特に行わずに静電容量Cを大きくでき、電子素子8を安定して動作させることができる。また、電極6,7の表面積Sや電極間距離Lを小さくした状態でも電子素子8を動作させることが可能となる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子素子と、
前記電子素子と電氣的に接続した、少なくとも 2 つ以上の電極と、
伝送媒体と密着し、前記電極を前記伝送媒体に貼着させる高分子ナノシートと、
を備え、
外部から前記伝送媒体に誘起された電界に基づいて、前記伝送媒体と前記電極との間の
静電結合により前記電子素子に電力が供給される、バッテリーレス電子デバイス。

【請求項 2】

前記伝送媒体が人体であり、前記高分子ナノシートが分子間力により、前記人体の皮膚
の表面形状に追従し前記皮膚に密着して貼着される、請求項 1 に記載のバッテリーレス電子
デバイス。

10

【請求項 3】

前記電極及び前記電子素子を接続する配線と、前記電極とが、導電性インクにより形成
されている、請求項 1 又は 2 に記載のバッテリーレス電子デバイス。

【請求項 4】

前記高分子ナノシート上に第 2 の高分子ナノシートが貼着されており、前記電子素子と
前記電極とが、前記高分子ナノシートと前記第 2 の高分子ナノシートとの間に挟み込まれ
ている、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載のバッテリーレス電子デバイス。

20

【請求項 5】

前記高分子ナノシートの厚さが 2 μm 未満である、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載
のバッテリーレス電子デバイス。

【請求項 6】

前記伝送媒体に貼着される前記電極の表面積 S が 400 mm^2 以下である、請求項 1 ~
5 のいずれか 1 項に記載のバッテリーレス電子デバイス。

【請求項 7】

第 1 の前記電極と第 2 の前記電極との電極間距離 L が 30 mm 以下である、請求項 1 ~
6 のいずれか 1 項に記載のバッテリーレス電子デバイス。

【請求項 8】

所定箇所に設置され電界を発生させる伝送装置と、伝送媒体に設けられるバッテリーレス
電子デバイスと、を備える伝送システムであって、

30

前記バッテリーレス電子デバイスは、

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のバッテリーレス電子デバイスであり、

前記伝送媒体が前記伝送装置に接触することで前記伝送媒体に誘起された電界に基づい
て、前記伝送媒体と電極との間の静電結合により電子素子に電力が供給される、伝送シス
テム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、バッテリーレス電子デバイス及び伝送システムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

近年、生体情報の連続的計測や個人認証等を目的としたウェアラブルエレクトロニクス
の開発が進みつつある。腕や脚等に電子デバイスを直接固定する方法として、柔軟性を有
する基板を用いる技術が開発されつつあり、皮膚のような伸縮性の高い生体組織に貼り付
けることが可能なデバイスの研究も行なわれている。中でも、膜厚が薄い高分子ナノシ
ートを用いた電子デバイスは、簡易な工程により電子素子を構成要素とする電子デバイ
スを製造可能であり、皮膚等の貼付対象物に追従して接着剤なしで貼り付けることが可能
である（特許文献 1 参照）。

【0003】

50

上記した、近年のウェアラブルエレクトロニクスに関して、電池等を接続することなく、バッテリーレスで電子デバイスに電力の供給や信号の伝送を行なう方法として様々な手法が考えられている。例えば、ワイヤレス電力伝送システムの一つとして、アンテナコイルを用いたNFC(Near Field Communication)が知られている。また、その他のワイヤレス電力伝送システムとしては、高周波信号を磁界から電界に変換して人体に電界を伝え、当該電界に基づいて、人体に取り付けた送受信部の結合電極と人体とを静電結合によって電氣的に接続し、高周波信号と電力を、人体を通じて送受信部に伝える電界式NFCが考えられている(例えば、非特許文献1参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0004】

【特許文献1】国際公開第2016/181958号

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Takanori Washiro, "HF RFID Transponder with Capacitive Coupling" 2017 IEEE International Conference on RFID Technology & Application (RFID-TA)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明者らは、高分子ナノシートを用いた電子デバイスにバッテリーレスで電力供給を行なうために、アンテナコイルを有するNFC技術を用いたワイヤレス電力伝送を試みた。しかし、高分子ナノシートを用いた電子デバイスを皮膚に貼付すると所望の電力が供給されず、動作性が低下することを発見した。これはナノシートの膜厚が薄いため、皮膚に貼付すると静電容量が大きくなり起電力が減少するためと考えられる。そのため、ワイヤレスで電力を電子素子に供給し、安定して動作させるためには、基板の膜厚を厚くせざるを得ず、人体等への装着性の向上が図れないという問題があった。

20

【0007】

一方、従来 of 電界式NFCのワイヤレス電力伝送システムでは、硬質な金属板等である電極を硬質な樹脂材である筐体に設けた送受信部を、単にバンド等を使用して人体に取り付けているため、腕の曲面や皮膚の凹凸に送受信部が追従し難く、電極と皮膚との間に隙間が生じて空気層が形成される恐れがあり、静電結合が小さくなってしまふ。

30

【0008】

そのため、電極と皮膚との間の静電容量の低下を解消する手段として、共振周波数を満たすインダクタンスをもつインダクタ(コイル)を使用してインピーダンス整合を行う必要があるが、実際に静電容量の測定は困難であるため、適切なインダクタンスの設定も難しく、インピーダンス整合の設計が困難である。また、静電容量は個人差が大きいため個人毎にインダクタンスを調整することは難しく、実際にはRFIDタグを安定して動作させることが難しいという問題があった。

【0009】

そこで、本発明は以上の点を考慮してなされたもので、従来よりも装着性の向上を図りつつ、電子素子を安定して動作させることができ、かつ小型化可能なバッテリーレス電子デバイスと、それを用いた伝送システムを提案することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明のバッテリーレス電子デバイスでは、電子素子と、前記電子素子と電氣的に接続した、少なくとも2つ以上の電極と、伝送媒体と密着し、前記電極を前記伝送媒体に貼着させる高分子ナノシートと、を備え、外部から前記伝送媒体に誘起された電界に基づいて、前記伝送媒体と前記電極との間の静電結合により前記電子素子に電力が供給される。

【0011】

また、本発明の伝送システムでは、所定箇所に設置され電界を発生させる伝送装置と、

50

伝送媒体に設けられるバッテリーレス電子デバイスと、を備える伝送システムであって、前記バッテリーレス電子デバイスは、電子素子と、前記電子素子と電氣的に接続した、少なくとも2つ以上の電極と、前記伝送媒体と密着し、前記電極を前記伝送媒体に貼着させる高分子ナノシートと、を備え、前記伝送媒体が前記伝送装置に接触することで前記伝送媒体に誘起された電界に基づいて、前記伝送媒体と前記電極との間の静電結合により前記電子素子に電力が供給される。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、膜厚が薄い高分子ナノシートにより電極を伝送媒体に貼着させることから、その分、伝送媒体への装着性の向上を図ることができる。また、膜厚が薄い高分子ナノシートを用いることで、分子間力によって伝送媒体に密着し易くなり、電極と伝送媒体との間の空気層の形成を防止し、静電容量の低下を抑制できる。従って、インピーダンス整合におけるインダクタの設計を特に行わずに静電容量を大きくでき、電子素子を安定して動作させることができる。さらに、電子素子に電力を供給するための、電極の表面積や電極間距離を小さくした状態でも電子素子を動作させることが可能となるため、バッテリーレス電子デバイスを小型化することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明による伝送システムの全体構成を示した概略図である。

【図2】本発明のバッテリーレス電子デバイスの構成を示した分解斜視図である。

20

【図3】バッテリーレス電子デバイスの断面構成を示した断面図である。

【図4】図4Aは、バッテリーレス電子デバイスの製造工程(1)を示した概略図であり、図4Bは、バッテリーレス電子デバイスの製造工程(2)を示した概略図であり、図4Cは、バッテリーレス電子デバイスの製造工程(3)を示した概略図であり、図4Dは、バッテリーレス電子デバイスの製造工程(4)を示した概略図である。

【図5】図5Aは、検証試験に用いたバッテリーレス電子デバイスを皮膚モデルの平板材に配置させた構成を示した概略図であり、図5Bは、皮膚モデルの平板材に配置したバッテリーレス電子デバイスを電界アンテナに載置したときの断面構成を示した断面図である。

【図6】電極の表面積と電極間距離を変えたときのICタグの動作率を示したグラフである。

30

【図7】貼着シートの膜厚を変えたときのICタグの動作率を示したグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下図面に基づいて本発明の実施の形態を詳述する。

【0015】

(1)本発明の伝送システムの概要

図1は、本発明の伝送システム1の全体構成を示した概略図であり、この伝送システム1は、伝送装置2とバッテリーレス電子デバイス3とを有する。この伝送システム1は、ユーザが伝送装置2に触れたときに、伝送装置2で発生させた電界が、ユーザの人体100に伝わり、人体100との静電結合によりバッテリーレス電子デバイス3へ電力の供給が行われ得る。

40

【0016】

一方、ユーザが伝送装置2に触れていないときには、伝送装置2で発生させた電界が人体100に伝わらないため、バッテリーレス電子デバイス3への電力の供給を停止させることができる。このように、伝送システム1では、ユーザが伝送装置2に触れている間だけバッテリーレス電子デバイス3を動作させることができる。

【0017】

この場合、伝送装置2は、例えばリーダーライターであり、机や筐体等の所定箇所に予め設置されており、設置部位において仮想的にグラウンドVG1に短絡している。伝送装置2は、所定の高周波信号を磁界から電界に変動的に変換し、例えばユーザが指先で伝送装置2

50

の電界アンテナ 4 に触れることでユーザの人体 100 に電界を伝える。

【0018】

バッテリーレス電子デバイス 3 は、例えば、腕等の皮膚に直接貼着され、人体 100 に取り付けられる。この実施形態の場合、バッテリーレス電子デバイス 3 は、2つの電極 6, 7 を有しており、これら電極 6, 7 に電子素子 8 が電氣的に接続された構成を有する。

【0019】

図 1 では、バッテリーレス電子デバイス 3 が人体 100 に貼着される位置として腕が選定された例を示しており、例えば、腕において人体 100 の手側から肩側に沿って 2つの電極 6, 7 が一列に並ぶように取り付けられている。なお、この実施形態においては、バッテリーレス電子デバイス 3 の 2つの電極 6, 7 を腕に取り付けるようにしたが、本発明はこれに限らず、例えば、手の甲や、手の平、手首、肩、胴体等の人体 100 の種々の箇所に取り付けてもよい。また、2つの電極 6, 7 は、腕の周方向等の種々の方向に一列に並べて取り付けられてもよい。

【0020】

ここで、伝送システム 1 は、地面と接しているユーザが手により伝送装置 2 を触ったとき、バッテリーレス電子デバイス 3 の肩側（伝送装置 2 から遠ざかる位置）にある電極 7 側の人体領域 ER2 が仮想的にグラウンド VG2 に短絡し、一方、バッテリーレス電子デバイス 3 の手側（伝送装置 2 に近い位置）にある電極 6 側の人体領域 ER1 が伝送媒体として機能する。これにより、伝送システム 1 は、伝送装置 2 の電界アンテナ 4 と、バッテリーレス電子デバイス 3 の手側（伝送装置 2 側）にある電極 6 とが、人体 100 を介して接続される。

【0021】

このようにして、伝送システム 1 は、全体として、仮想的なグラウンド VG1, VG2 を介して、あたかも閉回路のように動作することによって、伝送装置 2 からバッテリーレス電子デバイス 3 に電力を安定的に供給することができる。

【0022】

ここで、上述したように、誘電体である伝送媒体として人体 100 を使用する場合には、伝送装置 2 により生成される高周波信号の周波数は、人体 100 で伝送効率が高い周波数であることが望ましく、例えば、7 ~ 21 MHz や、33 ~ 45 MHz、さらに好ましくは 13.56 MHz であることが望ましい。

【0023】

(2) バッテリーレス電子デバイスの詳細構成

次に、上述したバッテリーレス電子デバイス 3 について詳細に説明する。図 2 は、皮膚 100a に貼着させた本発明のバッテリーレス電子デバイス 3 の分解斜視図である。バッテリーレス電子デバイス 3 は、皮膚 100a に密着するようにして貼着される高分子ナノシート 10 と、一对の電極 6, 7 と、電子素子 8 と、これら電極 6, 7 及び電子素子 8 を電氣的に接続する配線 9 と、高分子ナノシート 10 上に貼着される第 2 の高分子ナノシート 11 とで構成されている。

【0024】

高分子ナノシート 10 には、一对の電極 6, 7、電子素子 8 及び配線 9 が表面に設けられており、これら電極 6, 7、電子素子 8 及び配線 9 の全体を覆うようにして、第 2 の高分子ナノシート 11 が表面に貼着されている。これにより、電極 6, 7、電子素子 8 及び配線 9 は、高分子ナノシート 10 と第 2 の高分子ナノシート 11 との間に挟み込まれている。

【0025】

高分子ナノシート 10 は、膜厚が薄く形成されており、糊等を用いずに分子間力によって皮膚 100a に接着させることができる。また、高分子ナノシート 10 は、膜厚を薄くすることにより生じる分子間力によって皮膚 100a に密着して貼着されるため、皮膚 100a の曲面や、凹凸した皮膚 100a の表面形状に追従して皮膚 100a に沿って密着することができる。

10

20

30

40

50

【0026】

図2のA-A'部分の断面構成を示す図3のように、第2の高分子ナノシート11は、分子間力によって、電極6, 7、電子素子8及び配線9の凹凸形状に追従して、電極6, 7、電子素子8、配線9及び高分子ナノシート10に密着している。第2の高分子ナノシート11は、ハンダ付け等の化学的接合がなくても、分子間力により、電極6, 7、電子素子8及び配線9に密着した状態で、高分子ナノシート10に貼着することができる。

【0027】

この場合、バッテリーレス電子デバイス3は、電子素子8と配線9とを電氣的に接続された状態で、電極6, 7、電子素子8及び配線9を、高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11で挟み込み、高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11の分子間力により互いに密着している。これにより、分子間力により、電子素子8が配線9に圧着されて、配線9を電子素子8に強い接着力で接続することができるので、ハンダ付け等を一切行わずに、配線9を電子素子8に電氣的に接続することができる。

10

【0028】

電子素子8としては、例えば、発光ダイオード(LED)等の発光素子の他、トランジスタ、ダイオード、IC等の能動部品、及び、抵抗やインダクタ、コンデンサ等の受動部品を挙げることができる。また、電子素子8として、歪センサ等の各種センサや、RFIDタグを設けることもできる。さらに、本発明のバッテリーレス電子デバイス3では、例えば、機能・用途が異なる2つ以上の電子素子を、一体的又は別体にして1つの電子素子8として設けるようにしてもよい。

20

【0029】

電極6, 7及び配線9は、例えば、金属ナノ粒子、半導体ナノ粒子、導電性高分子、及び、ナノ炭素材料のうち少なくとも一つを含有した導電性インクにより形成することができる。特に、銀、金、銅又はニッケル等の金属ナノ粒子は比較的入手が容易で抵抗率の低い材料であるため、電極6, 7及び配線9の形成材料として好ましい。また、電極6, 7及び配線9のパターンの形成方法として、インクジェット印刷の他、オフセット印刷、スクリーン印刷等の簡便な方法を用いて、高分子ナノシート10上に、電極6, 7及び配線9を印刷して形成することができる。

【0030】

電極6, 7及び配線9は、このような導電性インクにより高分子ナノシート10上に形成することで、金属板のような硬質材料に比べて柔軟性が高く、高分子ナノシート10の変形に追従して変形し得る。従って、本発明のバッテリーレス電子デバイス3では、高分子ナノシート10、電極6, 7及び配線9全てが皮膚100aの曲面や、皮膚100aの凹凸した表面形状に追従し、全体を皮膚100aに沿って密着させることができる。これにより、バッテリーレス電子デバイス3では、皮膚100aとの間に隙間が形成され難く、皮膚100aと電極6, 7との間に空気層が形成されることを防止することができる。

30

【0031】

なお、この実施形態の場合、図2に示すように、電極6, 7は同一形状からなり、四辺状に形成されているが、本発明はこれに限らず、電極6と電極7とで異なる形状としてもよく、また、五角形状等の多角形状や円形状に形成した電極を適用してもよい。

40

【0032】

電極6, 7は、高分子ナノシート10により皮膚100aに貼着される表面積Sが大きくなるほど、皮膚100aとの結合が強くなり、人体100から電子素子8への電力の供給が安定し、電子素子8の動作率が向上することが、本発明者らの検証試験により確認されているが、電子素子8に電力を供給可能な電極6, 7の表面積Sとしては、例えば、 400 mm^2 以下であることが好ましい。本実施形態では、膜厚dが薄く、かつ、人体100に沿って密着可能な高分子ナノシート10を用いるようにしたことから、電子素子8に電力を供給するための電極の表面積Sを小さくしても、電子素子8を動作させることが可能となり、その分、バッテリーレス電子デバイス3を小型化することができる。なお、後述する検証試験により、電極6, 7の表面積Sは 100 mm^2 超であれば電子素子8に電力

50

を供給可能である。

【0033】

また、図3に示すように、第1の電極6の端部から、第1の電極6と対をなす第2の電極7の端部までの距離L（以下、単に電極間距離とも称する）が大きくなるほど、人体100から電子素子8への電力の供給が安定し、電子素子8の動作率が向上することが、本発明者らの検証試験により確認されているが、電子素子8に電力を供給可能な電極間距離Lとしては、例えば、30mm以下であることが好ましい。本実施形態では、膜厚dが薄く、かつ、人体100に沿って密着可能な高分子ナノシート10を用いるようにしたことから、電子素子8に電力を供給するための電極間距離Lを小さくしても、電子素子8を動作させることが可能となり、その分、バッテリーレス電子デバイス3を小型化することができる。なお、後述する検証試験により、電極間距離Lは10mm以上でも電子素子8に電力を供給可能である。

10

【0034】

この実施形態の場合、電極6,7を皮膚100aに貼着付させる高分子ナノシート10と、高分子ナノシート10上に貼着される第2の高分子ナノシート11は、同じ材料により形成されており、同一構成を有している。

【0035】

高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11としては、例えば、合成高分子や天然高分子、ゴム、エラストマー等の高分子を材料とすることができる。より具体的には、高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11は、ポリスチレンイソプレンスチレン、ポリジメチルシロキサン、シリコン、ポリスチレン、ポリメタクリル酸、ポリ乳酸、ポリ乳酸グリコール酸共重合体、ポリ酢酸ビニル、キトサン、アルギン酸、酢酸セルロース、ヒアルロン酸、ゼラチン、及び、コラーゲンのうちのいずれか一つからなることが好ましい。

20

【0036】

このような材料で高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11を作製することで、皮膚100a等の貼着対象物への密着性や伸縮性の高い高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11を提供することができる。なお、高分子ナノシートについては、一例として以下の文献を参考に挙げることができる。T. Fujie and S. Takeoka, in Nanobiotechnology, eds. D. A. Phoenix and A. Waqar, One Central Press, United Kingdom, 2014, pp. 68-94.

30

【0037】

高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11は、貼着対象物への追従性の観点から膜厚dが薄く形成されていればよい。特に、高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11の膜厚dは、2μm以上であると、電子素子8や皮膚100a等の貼着対象物に対する追従性が劣り、一方、2μm未満であると、電子素子8や皮膚100a等の貼着対象物への追従性が高くなり、密着性を高めることができるため、2μm未満であることが好ましい。また、高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11の膜厚dは、1μm未満とすると、電子素子8や皮膚100a等の貼着対象物に対する追従性がより高くなり、さらに分子間力も大きくなって密着性もより高まるため、1μm未満であることがより好ましい。さらに、高分子ナノシート10及び第2の高分子ナノシート11の膜厚が250nm以下であると、追従性がさらに一段と高くなり、密着性もさらに高まることから、250nm以下であることがより好ましい。

40

【0038】

このように、高分子ナノシート10は、膜厚dを極めて薄く形成できるとともに、さらには分子間力により皮膚100aと密着して空気層の形成を抑止し誘電率を高くすることができるので、その分、電極6,7と人体100との間の静電容量C（ $C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S / d$ 、 ϵ_0 ：真空の誘電率、 ϵ_r ：比誘電率、S：電極の表面積、d：高分子ナノシートの膜厚）を十分に高くすることができる。

【0039】

50

(3) バッテリレス電子デバイスの製造方法

次にバッテリレス電子デバイス3の製造方法について説明する。図4Aに示すように、始めに、高分子ナノシート10を作製するための基板16を準備し、基板16の表面に犠牲層15及び高分子ナノシート10を順に成膜してゆく。ここで、基板16としては、PET(ポリエチレンテレフタレート)、PP(ポリプロピレン)やPPE(ポリフェニレンエーテル)、COP(シクロオレフィン)、PI(ポリイミド)、アルミ箔、導電性高分子膜、紙、多糖膜、シリコン樹脂、オブラート(ゼラチン)、シリコンウェハ、ガラス等を用いることができる。

【0040】

犠牲層15は、高分子ナノシート10を基板16から分離するために用いられる。この場合、犠牲層15の材料としては、例えば、PVA(ポリビニルアルコール)、PNIPAM(ポリナイラム)、アルギン酸ナトリウム等を用いることができるが、その他、液体に溶ける性質(水溶性や油溶性等)を有し、かつ、生体適合性が高い(人体に害がない)材料であれば種々の材料を用いることができる。犠牲層15は、グラビアコータ(図示せず)を用いたロールツーロール技術により成膜してもよく、スピニングコータ(図示せず)を用いて成膜してもよい。ロールツーロール技術では、スピニングコータを用いた場合より、大きな面積で成膜することができる。

10

【0041】

高分子ナノシート10は、上述した犠牲層15と同様に、グラビアコータ(図示せず)を用いたロールツーロール技術やスピニングコータ等の成膜方法を用いて、犠牲層15上に成膜する。

20

【0042】

次いで、高分子ナノシート10上にインクジェットにより導電材料を吐出して、高分子ナノシート10の表面に電極6,7及び配線9を描画することにより、図4Bに示すように、高分子ナノシート10上に所定形状の電極6,7及び配線9を形成する。

【0043】

次いで、図4Cに示すように、高分子ナノシート10上で配線9と電気的に接続するように電子素子8を配置し、電子素子8を高分子ナノシート10に密着させる。次いで、高分子ナノシート10と貼り合わせる第2の高分子ナノシート11を準備する。このとき、第2の高分子ナノシート11には、例えば、紙テープからなるフレーム17が周縁に沿って設けられている。次いで、フレーム17を持って高分子ナノシート10に第2の高分子ナノシート11を貼り合わせ、高分子ナノシート貼合体(図示せず)を作製する。

30

【0044】

次いで、この高分子ナノシート貼合体を、例えば水等の剥離液に浸漬し、犠牲層15を溶解させ、高分子ナノシート10から基板16を分離させる。これにより、図4Dに示すように、第2の高分子ナノシート11の周縁に沿ってフレーム17を有したバッテリレス電子デバイス3を作製することができる。なお、フレーム17は、バッテリレス電子デバイス3を人体100に貼着する際等に、必要に応じて第2の高分子ナノシート11から除去すればよい。

【0045】

なお、上述した実施形態においては、犠牲層15を形成する工程を含むが、本発明はこれに限らず、犠牲層15を形成する工程を省略して、基板16上に直接、高分子ナノシート10を成膜するようにしてもよい。この場合、基板16は高分子ナノシート10との密着性が低い材料で形成し、後の工程で設けた第2の高分子ナノシート11のフレーム17を使用する等して、最終的に高分子ナノシート10から基板16を分離することができる。

40

【0046】

また、電極6,7及び配線9を形成する工程の前に、高分子ナノシート10上にインク受容層(図示せず)を形成する工程を設けるようにしてもよい。導電性インクによってインク受容層上に電極6,7や配線9を印刷することで、導電性インクが弾かれることなく

50

、微細な電極 6 , 7 及び配線 9 をより精確に形成することができる。

【 0 0 4 7 】

この場合、インク受容層には、キトサン、ポリ酢酸ビニル、酢酸セルロース、ゼラチン、シリカ、および、カチオン性アクリル共重合体が望ましい。インク受容層は、上述した犠牲層 1 5 や高分子ナノシート 1 0 と同様に、グラビアコータを用いたロールツーロール技術等を使用して、高分子ナノシート 1 0 上に成膜することができる。

【 0 0 4 8 】

(4) 作用および効果

以上の構成において、バッテリーレス電子デバイス 3 では、電子素子 8 と 2 つの電極 6 , 7 を電氣的に接続し、伝送媒体となる人体 1 0 0 に高分子ナノシート 1 0 を密着させることで、電極 6 , 7 を人体 1 0 0 に貼着させる。また、バッテリーレス電子デバイス 3 では、外部から人体 1 0 0 に誘起された電界に基づいて、人体 1 0 0 と電極 6 , 7 との間の静電結合により電子素子 8 に電力を供給する。

10

【 0 0 4 9 】

バッテリーレス電子デバイス 3 では、膜厚が薄い高分子ナノシート 1 0 により電極 6 , 7 を人体 1 0 0 に貼着させることで、人体 1 0 0 への装着性の向上を図ることができる。また、膜厚が薄い高分子ナノシート 1 0 を用いることで、バッテリーレス電子デバイス 3 が分子間力によって人体 1 0 0 に密着し易くなり、電極 6 , 7 と人体 1 0 0 との間の空気層の形成を防止し、静電容量 C の低下を抑制できる。従って、バッテリーレス電子デバイス 3 では、インピーダンス整合におけるインダクタの設計を特に行わずに静電容量 C を大きくでき、電子素子 8 を安定して動作させることができる。さらに、電子素子 8 に電力を供給するための、電極 6 , 7 の表面積 S や電極間距離 L を小さくした状態でも、電子素子 8 を動作させることが可能となるため、バッテリーレス電子デバイス 3 を小型化することができる。

20

【 0 0 5 0 】

また、バッテリーレス電子デバイス 3 は、ハンダ付け等を一切行わずに、高分子ナノシート 1 0 及び第 2 の高分子ナノシート 1 1 による分子間力により、電子素子 8 を配線 9 に圧着して、配線 9 を電子素子 8 に強い接着力で接続させることができる。これにより、バッテリーレス電子デバイス 3 は、ハンダ等のような硬質な接着剤が用いられていない分、柔軟性があり、皮膚 1 0 0 a の曲面や、凹凸した皮膚 1 0 0 a の表面形状に追従して皮膚 1 0 0 a に沿って密着することができるので、電極 6 , 7 と人体 1 0 0 との間の空気層の形成を防止し、人体 1 0 0 と電極 6 , 7 との間において静電容量 C の低下を抑制できる。

30

【 0 0 5 1 】

(5) 検証試験

(5 - 1) 高分子ナノシートを使用したバッテリーレス電子デバイスの動作確認試験

ここで、図 2 に示したバッテリーレス電子デバイス 3 を実際に作製し、市販のリーダライタ及び電界アンテナ (株式会社 e N F C 社製 製品名 e N F C スターターキット) を利用して、本発明のバッテリーレス電子デバイス 3 について動作確認を行った。

【 0 0 5 2 】

ここで、検証試験に用いるバッテリーレス電子デバイス 3 は、高分子ナノシート 1 0 を成膜する際に使用する基板 1 6 として、PET フィルム (Lumirror 2 5 T 6 0 , パナック社製) を使用した。犠牲層 1 5 は、水溶性のポリビニルアルコール (P V A , 関東化学社製、1 0 w t % in water) を用い、グラビアコータ (M L - 1 2 0 , 廉井精機社製) を用いて基板 1 6 上に成膜した。

40

【 0 0 5 3 】

高分子ナノシート 1 0 は、スチレンブタジエンスチレン (S B S , Sigma Aldrich Japan 社製、3 w t % in tetrahydrofuran) を用い、グラビアコータを用いたロールツーロール技術を利用して犠牲層 1 5 上に成膜した。

【 0 0 5 4 】

そして、原子間力顕微鏡 (A F M) を用いて、基板 1 6 上の高分子ナノシート 1 0 の膜

50

厚を測定したところ、膜厚は800nmであった。

【0055】

そして、所望する形状・大きさの電極6,7及び配線9を形成したスクリーンマスクを用い、スクリーン印刷によって、導電性銀インク(TB3303G(NEO)、Threebond製)で電極6,7及び配線9を高分子ナノシート10の表面に描画して、電極6,7及び配線9を形成した。電極6,7は20mm×20mmの正形状に形成して表面積を400mm²とし、電極6,7の電極間距離Lは30mmとした。

【0056】

電子素子8として、ICタグ(NXP Semiconductors社製、動作電圧1.5V、消費電力40μW)を用意し、第1の電極6から延びる配線9と、第2の電極7から延びる配線9とに、それぞれ電氣的に接続するように当該ICタグを設置した。そして、高分子ナノシート10と同じSBSで作製した第2の高分子ナノシート11を用意し、電極6,7、配線9及び電子素子8を設けた高分子ナノシート10上に第2の高分子ナノシート11を貼着した後、剥離液である水に浸漬した。

10

【0057】

これにより、水により犠牲層15を溶解させ、高分子ナノシート10から基板16を分離してバッテリーレス電子デバイス3を作製した。

【0058】

次に、バッテリーレス電子デバイス3を人体100に貼着した状態を再現するために、皮膚100aと同じ電氣的特性(比誘電率:150、導電率:0.6S/m(参考:https://www.asahi-rubber.co.jp/products/denjiha/01.html「人体通信用ラバーファントム/誘電率、導電率周波数特性」))を有するラバー製の平板材(株式会社朝日ラバー社製板状ファントム。以下、皮膚モデルとも称する)を用意し、この平板材の表面にバッテリーレス電子デバイス3の高分子ナノシート10を貼着させた。

20

【0059】

伝送装置2としては、市販のeNFCスターターキット(株式会社eNFC社製)を用いた。eNFCスターターキットのリーダライタはタカヤ株式会社製の製品名TR3X-MU01であり、周波数が13.56MHz、送信出力が300mW±20%である。

【0060】

そして、リーダライタを動作させ、当該リーダライタに接続させた電界アンテナに、手で保持した平板材の裏面を単に接触させた。この際、平板材の表面に貼着したバッテリーレス電子デバイス3のICタグが、電界アンテナで発生している電界により動作するか否かを確認した。ICタグが動作しているかは、リーダライタで読み取られたICタグのUID(Unique ID 固有ID番号)がパーソナルコンピュータの画面上に表示されるか否かにより確認した。その結果、平板材の裏面を電界アンテナに接触させることで、バッテリーレス電子デバイス3のICタグが動作することが確認できた。

30

【0061】

(5-2)電極の表面積及び電極間距離を変えたときのバッテリーレス電子デバイスの動作率について

次に、バッテリーレス電子デバイスの電極の表面積S及び電極間距離Lを変えてバッテリーレス電子デバイスの動作率がどのように変化するかについて確認する検証試験を行った。

40

【0062】

この検証試験では、図5A及び図5Bに示すようなバッテリーレス電子デバイス20を作製した。ここで、高分子ナノシート10のみでは膜厚が薄すぎ、同じ大きさ・形状の電極6,7や、同じ電極間距離Lについて正確な寸法を再現し難い。そこで、この検証試験では、硬さを調整した支持基板23上の高分子ナノシート10の表面に所定の大きさ・形状の電極6,7や、所定の長さの電極間距離Lを正確に再現し、支持基板23を高分子ナノシート10から分離せずにそのまま使用した。

【0063】

なお、支持基板23については、高分子ナノシート10を成膜する際に用いた基板16

50

と犠牲層 15 をそのまま使い、これら基板 16 及び犠牲層 15 を支持基板 23 として使用した。この場合、PET (ポリエチレンテレフタレート) で形成した基板 16 を使い、犠牲層 15 は、PVA (ポリビニルアルコール) により基板 16 上に成膜した。

【0064】

そして、上述した検証試験と同様にして高分子ナノシート 10 を支持基板 23 上に成膜し、支持基板 23 の表面に高分子ナノシート 10 を成膜した複数の貼着シート 24 を作製した。なお、この検証試験では、支持基板 23 及び高分子ナノシート 10 を合わせた貼着シート 24 の膜厚 d_1 を全て $30 \mu\text{m}$ とした。

【0065】

次に、所望する大きさの電極 6, 7 及び配線 9 を形成したスクリーンマスクを用い、スクリーン印刷によって、導電性銀インク (TB3303G (NEO)、Threebond 製) により、正形状の電極 6, 7 と、帯状の配線 9 とを、高分子ナノシート 10 上に形成した、この際、スクリーンマスクを変えることで、高分子ナノシート 10 上の電極 6, 7 の表面積 S と、電極間距離 L を、貼着シート 24 毎にそれぞれ変えた。

10

【0066】

電子素子 8 として IC タグ (NXP Semiconductors 社製、動作電圧 1.5V 、消費電力 $40 \mu\text{W}$) を使用した。そして、第 1 の電極 6 に接続した配線 9 と、第 2 の電極 7 に接続した配線 9 とに IC タグが電氣的に接続するように、高分子ナノシート 10 上に IC タグを設置した。

【0067】

この検証試験では、正形状の電極 6, 7 の表面積 S を $10 \text{mm} \times 10 \text{mm}$ と $20 \text{mm} \times 20 \text{mm}$ と $30 \text{mm} \times 30 \text{mm}$ とにそれぞれ変え、これら表面積 S 毎にそれぞれ電極間距離 L を 10mm と 20mm と 30mm に変えた 9 種類のバッテリーレス電子デバイス 20 を、それぞれ 5 つずつ作製した。

20

【0068】

次いで、バッテリーレス電子デバイス 20 を人体 100 に貼着した状態を再現するために、上述した検証試験と同様に、皮膚モデルとしてラバー製の平板材 101 (株式会社朝日ラバー社製板状ファントム) を複数枚用意し、平板材 (皮膚モデル) 101 毎に、各バッテリーレス電子デバイス 20 を平板材 101 の表面に貼着した。

【0069】

そして、上述した検証試験と同様に、市販の eNFC スターターキット (株式会社 eNFC 社製) を使い、eNFC スターターキットのリーダライタを動作させ、当該リーダライタに接続させた電界アンテナ 102 に、各平板材 101 の裏面を単に接触させた。

30

【0070】

この際、各平板材 101 の表面にそれぞれ貼着したバッテリーレス電子デバイス 20 の IC タグが、電界アンテナ 102 で発生している電界により動作するか否かを確認した。その結果、図 6 に示すような結果が得られた。図 6 から、貼着シート 24 の膜厚 d_1 が $30 \mu\text{m}$ の場合、電極 6, 7 の表面積 S が $30 \text{mm} \times 30 \text{mm}$ (図 6 中、 $S = 30 \text{mm}$ と表記) で電極間距離 L が 20mm 、 30mm としたバッテリーレス電子デバイス 20 では、用意した 5 つ全てにおいて IC タグが動作し、動作率が 100% であった。また、電極 6, 7 の表面積 S が $20 \text{mm} \times 20 \text{mm}$ (図 6 中、 $S = 20 \text{mm}$ と表記) でも電極間距離 L を 30mm としたバッテリーレス電子デバイス 20 では、用意した 5 つ全てにおいて IC タグが動作し、動作率が 100% であった。

40

【0071】

図 6 から、バッテリーレス電子デバイス 20 の動作率を向上させるためには、電極 6, 7 の表面積 S を大きくし、電極間距離 L を長くすることが好ましいが、貼着シート 24 の膜厚 d_1 を薄くし、かつ平板材 101 との間に空気層が形成されないようにして電極 6, 7 を設けることができれば、電極 6, 7 の表面積 S が小さい 400mm^2 以下であっても電子素子 8 を動作させることができることが確認できた。また、貼着シート 24 の膜厚 d_1 を薄くし、かつ平板材 101 との間に空気層が形成されないようにして電極 6, 7 を設け

50

ることができれば、電極間距離 L についても、電極 6, 7 の表面積 S に依存するものの、 30 mm 以下の 10 mm でも電子素子 8 を動作させることができることが確認できた。

【0072】

また、この検証試験の結果を解析することで、高分子ナノシート 10 の膜厚 d を、貼着シート 24 の膜厚 d_1 の 10 分の 1 となる $3\text{ }\mu\text{m}$ とした場合には、電極 6, 7 の表面積 S を 10 mm^2 以上 100 mm^2 以下としても、貼着シート 24 の膜厚 d_1 が $30\text{ }\mu\text{m}$ のときと同じ静電容量を確保できることが分かった。

【0073】

さらに、この検証試験の結果を解析することで、高分子ナノシート 10 の膜厚 d を、貼着シート 24 の膜厚 d_1 の 10 分の 1 となる $3\text{ }\mu\text{m}$ とした場合には、電極 6, 7 の表面積 S を調整することで、電極間距離 L を 2 mm 以上 10 mm 以下としても、貼着シート 24 の膜厚 d_1 が $30\text{ }\mu\text{m}$ のときと同じ容量性インピーダンスを確保できることが分かった。

【0074】

(5-3) 貼着シートの膜厚を変えたときのバッテリーレス電子デバイスの動作率について

次に、貼着シート 24 の膜厚 d_1 を変えたときにバッテリーレス電子デバイス 20 の動作率が変化するか否かについて確認した。ここでは、正方形の電極 6, 7 の表面積 S を $20\text{ mm} \times 20\text{ mm}$ とし、電極間距離 L を 30 mm とし、貼着シート 24 の膜厚 d_1 を $30\text{ }\mu\text{m}$ としたバッテリーレス電子デバイス 20 を 5 つ用意した。また、これとは別に、電極 6, 7 の表面積 S と電極間距離 L を上記と同じにして、貼着シート 24 の膜厚 d_1 を $100\text{ }\mu\text{m}$, $170\text{ }\mu\text{m}$ としたバッテリーレス電子デバイス 20 をそれぞれ 5 つずつ用意した。なお、ここでは、高分子ナノシート 10 の単体の膜厚 d は全て 800 nm とし、支持基板 23 の膜厚を変えることで貼着シート 24 の膜厚 d_1 を調整した。

【0075】

次いで、バッテリーレス電子デバイス 20 を人体 100 に貼着した状態を再現するために、上述した検証試験と同様に皮膚モデルとしてラバー製の平板材 101 を複数枚用意し、平板材 101 毎に、各バッテリーレス電子デバイス 20 を平板材 101 の表面に貼着した。

【0076】

そして、上述した検証試験と同様に、市販の eNFC スターターキット (株式会社 eNFC 社製) を使い、eNFC スターターキットのリーダライタを動作させ、当該リーダライタに接続させた電界アンテナ 102 に、各平板材 101 の裏面を接触させた。

【0077】

この際、各平板材 101 の表面にそれぞれ貼着したバッテリーレス電子デバイス 20 の IC タグが、電界アンテナ 102 で発生している電界により動作するか否かを確認した。その結果、図 7 に示すような結果が得られた。図 7 から、貼着シート 24 の膜厚 d_1 が $30\text{ }\mu\text{m}$ のとき、バッテリーレス電子デバイス 20 の動作率が 100% であったが、当該膜厚 d_1 が厚くなるほど動作率が低下することが確認できた。

【0078】

よって、バッテリーレス電子デバイス 20 の動作率を向上させるためには、バッテリーレス電子デバイス 20 の貼着シート 24 の膜厚 d_1 を薄くすることが望ましいことが確認できた。

【0079】

(6) 他の実施の形態

なお、本発明は、本実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形実施が可能である。例えば、上述した実施形態においては、2 つの電極 6, 7 を設けたバッテリーレス電子デバイス 3, 20 について説明したが、本発明はこれに限らず、3 つや 4 つ等のように 2 つ以上の電極を設けたバッテリーレス電子デバイスであってもよい。また、伝送媒体が伝送装置 2 と接触することで伝送媒体に貼着したバッテリーレス電子デバイスが動作できれば、例えば、装置や動物等のような人体 100 以外を伝送媒体として適用してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

また、上述した実施形態においては、伝送装置 2 に伝送媒体が接触することで、伝送装置 2 のコイルと、伝送媒体及び電極 6 , 7 間で形成されるコンデンサと、が直列に接続して伝送装置 2 の周波数にバッテリーレス電子デバイス 3 を共振させる直列共振方式を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限らない。例えば、伝送装置 2 及びバッテリーレス電子デバイス 3 に、それぞれ並列共振回路がトランス結合した構成を設け、伝送媒体及び電極 6 , 7 間での静電結合が小さくてもバッテリーレス電子デバイス 3 への電力供給が行える並列共振方式を適用してもよく、また、これら直列共振方式及び並列共振方式を複合した方式を適用してもよい。

【 0 0 8 1 】

また、高分子ナノシート 1 0 及び第 2 の高分子ナノシート 1 1 の材料は上述した実施形態で例示したものに限られず、人体 1 0 0 等の伝送媒体に分子間力で貼着可能な高分子ナノシート 1 0 や、高分子ナノシート 1 0 に分子間力で貼着可能な第 2 の高分子ナノシート 1 1 であればよく、種々の材料が適用可能である。

【 0 0 8 2 】

さらに、電極 6 , 7 の材料や配線 9 の材料も、導電性の材料であり、かつ、柔軟性のある高分子ナノシート 1 0 を介して伝送媒体に密着させることができれば、種々の材料・形状が適用可能である。また、電極 6 , 7 や配線 9 の形成方法も、印刷により形成されるものに限定されない。

【 0 0 8 3 】

さらに、上述した実施形態においては、高分子ナノシート 1 0 上に第 2 の高分子ナノシート 1 1 を貼着し、電極 6 , 7 と電子素子 8 と配線 9 とを高分子ナノシート 1 0 と第 2 の高分子ナノシート 1 1 との間に挟み込んだバッテリーレス電子デバイス 3 を適用した場合について述べたが、本発明はこれに限らない。例えば、第 2 の高分子ナノシート 1 1 を設けずに、電極 6 , 7 と電子素子 8 と配線 9 とを単に高分子ナノシート 1 0 上に設けたバッテリーレス電子デバイスとしてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 4 】

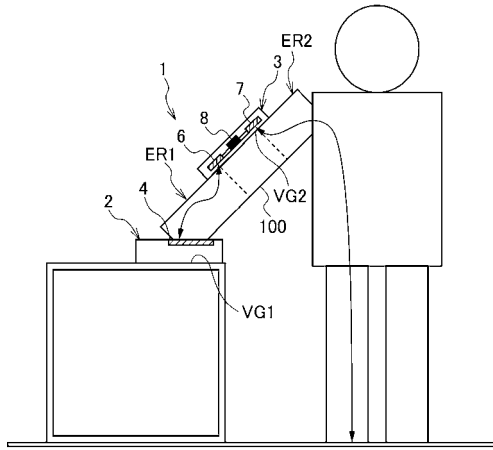
- 1 伝送システム
- 2 伝送装置
- 3 , 2 0 バッテリーレス電子デバイス
- 6 , 7 電極
- 8 電子素子
- 9 配線
- 1 0 高分子ナノシート
- 1 1 第 2 の高分子ナノシート
- 1 0 0 人体 (伝送媒体)

10

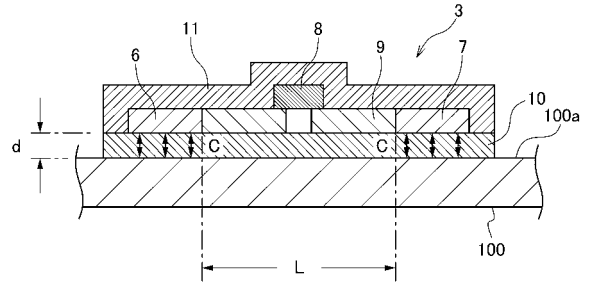
20

30

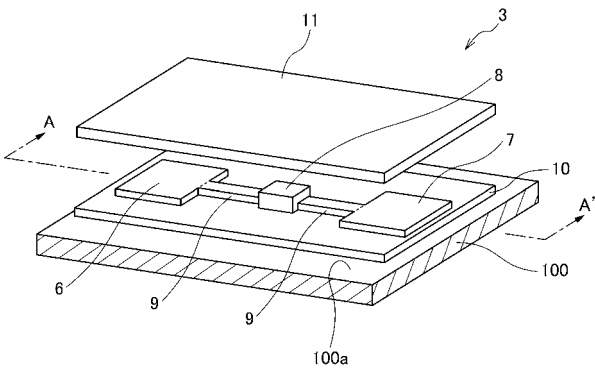
【 図 1 】



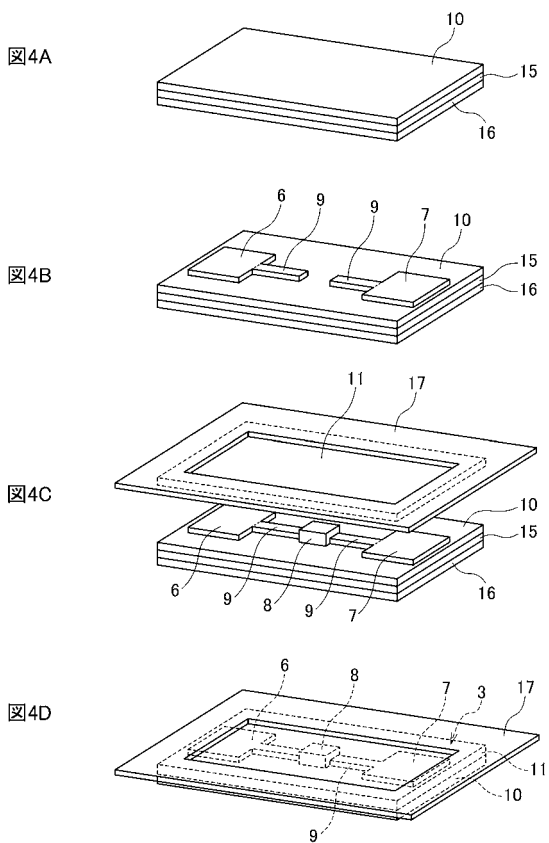
【 図 3 】



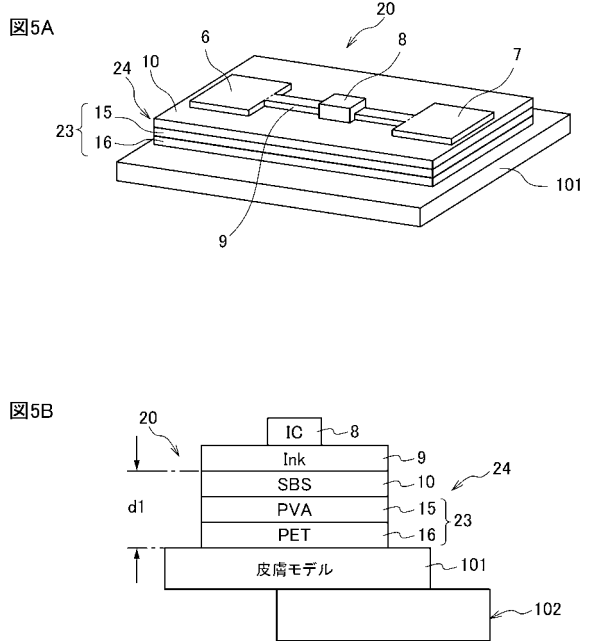
【 図 2 】



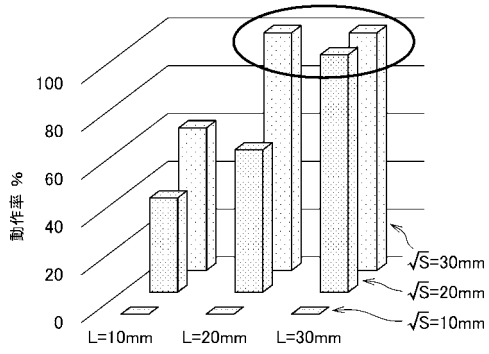
【 図 4 】



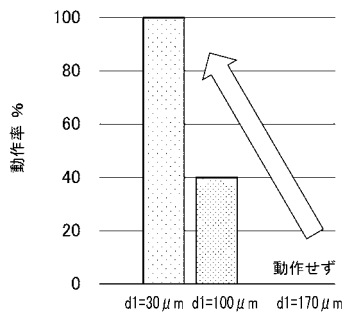
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/0408 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/04 3 0 0 C

テーマコード(参考)