(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2011-83436
(P2011-83436A)
(43)公開日　平成23年4月28日(2011.4.28)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61N	5/10	(2006.01)	A61N	5/10	H	4C082
A61N	5/06	(2006.01)	A61N	5/06	A	

審査請求 未請求　請求項の数 9　ＯＬ　（全 18 頁）

(21)出願番号　特願2009-238646 (P2009-238646)
(22)出願日　平成21年10月15日 (2009.10.15)

(71)出願人　502369687
株式会社タイテックスジャパン
東京都港区虎ノ門三丁目３番３号
(74)代理人　100106666
弁理士　阿部　英樹
(74)代理人　100102875
弁理士　石島　茂男
(72)発明者　住田　雅夫
神奈川県綾瀬市早川城山２丁目２－４
(72)発明者　金子　核
東京都港区虎ノ門３丁目３番３号　虎ノ門南ビル８Ｆ　株式会社タイテックスジャパン内

最終頁に続く

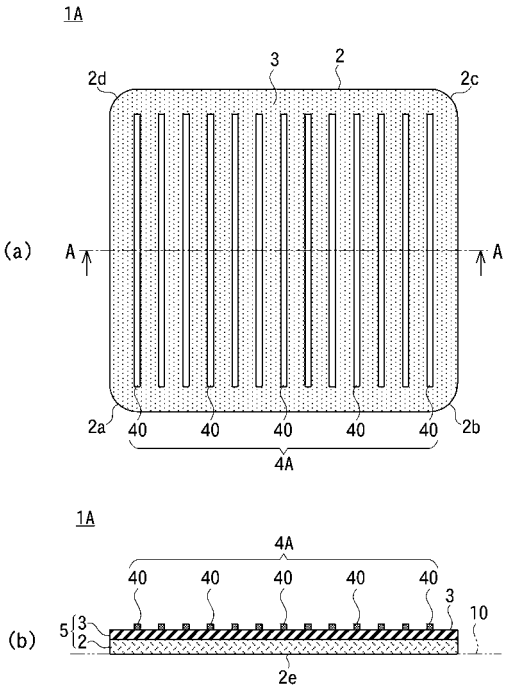
(54)【発明の名称】健康医療用貼付シート及びその製造方法

(57)【要約】

【課題】発生電位が大きく、体温程度の低温加熱によるナノダイヤ半導体粒子の励起荷電粒子を効率良く長時間人体に浸透させるとともに、ナノダイヤ半導体粒子からの赤外線放射能との相乗効果が得られる健康医療用貼付シートを提供する。

【解決手段】本発明の健康医療用貼付シート１は、基部２上にパターン支持層３が設けられたシート基材５と、シート基材５上に設けられ高分子樹脂中にナノダイヤ半導体粒子が分散された複合材料からなる荷電粒子発生層４Ａとを有し、荷電粒子発生層４Ａが、シート基材５の表面においてパターン状に設けられている。シート基材５の基部２の裏面には、当該シートを人体の表面１０に装着するための装着面２ｅが設けられており、使用の際には、この装着面２ｅを人体の表面１０に接触させて貼り付ける。

【選択図】　図３



【特許請求の範囲】
【請求項１】
シート基材と、
前記シート基材上に設けられ、高分子樹脂中にナノダイヤ半導体粒子が分散された複合材料からなる荷電粒子発生層とを有し、
前記荷電粒子発生層が、前記シート基材の表面においてパターン状に設けられている健康医療用貼付シート。
【請求項２】
前記荷電粒子発生層が、前記シート基材の一方の表面に設けられ、前記シート基材の他方の表面には、当該シートを貼付対象物に装着するための装着面が設けられている請求項１記載の健康医療用貼付シート。
【請求項３】
前記シート基材は、一方の表面にパターン支持層が設けられ、他方の表面に装着面が設けられている請求項２記載の健康医療用貼付シート。
【請求項４】
前記荷電粒子発生層が、複数のストライプ状のパターンからなる請求項１乃至３のいずれか１項記載の健康医療用貼付シート。
【請求項５】
前記荷電粒子発生層が、格子状のパターンからなる請求項１乃至３のいずれか１項記載の健康医療用貼付シート。
【請求項６】
前記荷電粒子発生層が、複数の同心円状のパターンからなる請求項１乃至３のいずれか１項記載の健康医療用貼付シート。
【請求項７】
前記荷電粒子発生層が、連続した螺旋状のパターンからなる請求項１乃至３のいずれか１項記載の健康医療用貼付シート。
【請求項８】
パターン支持層が一方の面上に設けられたシート基材と、高分子樹脂中にナノダイヤ半導体粒子が配合された複合材料とを用意し、
前記シート基材上に、前記複合材料からなる荷電粒子発生層を設ける工程を有する健康医療用貼付シートの製造方法。
【請求項９】
前記荷電粒子発生層を、スクリーン印刷法によって前記シート基材上に設ける工程を有する請求項８記載の健康医療用貼付シートの製造方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、赤外線及び荷電粒子を放射する機能素子を用いた健康医療用貼付シート、特に、ナノダイヤ半導体粒子を用いた健康医療用貼付シートに関するものである。
【背景技術】
【０００２】
従来、健康医療器具として、磁力線、赤外線、荷電粒子を用いたものが提案されている。
ここで、磁力線は、血流増進効果を有するものとして、４００Ｇ以上の磁力を有するフェライトやＲ－Ｃｏ磁石等を用いたものが知られている。
また、赤外線は、温熱効果を有するものとして、波長が４～１０μｍのゲルマニウム（Ｇｅ）、黒水晶、トルマリン等を用いたものが知られている。
さらに、荷電粒子は、生体電流を生じさせ血流増進効果を有するものとして、トルマリン、ゲルマニウム粒子を用いたものが知られている。
【０００３】

これらのうちでも、トルマリン及びゲルマニウムは広く使用されているが、種々の課題がある。

例えば、トルマリンは、波長４～１０μｍの温熱効果の大きな赤外線波長を放射するが、絶縁体であるため、体温程度の熱励起では、赤外線を放射する励起キャリアー（荷電粒子）の数が少なく、放射量を十分確保することができない。

【０００４】

また、絶縁体であるトルマリンの圧電焦電効果により発生する荷電粒子は、トルマリンが体温により加熱されて結晶体が歪む時、又は、体温と健康医療器具の間の温度差の変化が継続して結晶が歪む時に発生するものである。したがって、健康医療器具等に使用した場合は、人体に装着後において全体の温度が定常状態になると、圧電焦電材料は電気的には絶縁体に属するため、その放出電荷量は激減し、荷電粒子の効果は期待できなくなる。

【０００５】

一方、ゲルマニウムは、半導体であるため荷電粒子放射能は大きいが、半導体バンド構造に起因する活性化エネルギーレベル０．０１ｅＶから輻射される赤外線の波長が１００μｍと大きいため、赤外線による温熱効果は小さい。このため、従来型の赤外線と荷電粒子を使用した複合磁石タイプでの電荷浸透効果は、殆ど期待できない。

【０００６】

また、ゲルマニウムは、体温程度の加熱で荷電粒子を放出しても、半導体がバルク状態である場合はゲルマニウム結晶が体温加熱による温度差で発生するゼーベック効果による起電力は最大でも１ｍＶ程度であるのに対し、人体のインピーダンスは数百Ωと大きいので、その荷電粒子の人体への浸透効果は小さい。このため、健康医療器具としての効果は期待できない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】特開平０５－３４７２０６号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

本発明は、このような従来の技術の課題を解決するためになされたもので、その目的とするところは、発生電位が大きく、体温程度の低温加熱によるナノダイヤ半導体粒子の励起荷電粒子を効率良く長時間人体に浸透させるとともに、ナノダイヤ半導体粒子からの赤外線放射能との相乗効果が得られる健康医療用貼付シートを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

上記目的を達成するためになされた本発明は、シート基材と、前記シート基材上に設けられ、高分子樹脂中にナノダイヤ半導体粒子が分散された複合材料からなる荷電粒子発生層とを有し、前記荷電粒子発生層が、前記シート基材の表面においてパターン状に設けられている健康医療用貼付シートである。

本発明では、前記荷電粒子発生層が、前記シート基材の一方の表面に設けられ、前記シート基材の他方の表面には、当該シートを貼付対象物に装着するための装着面が設けられている場合にも効果的である。

本発明では、前記シート基材は、一方の表面にパターン支持層が設けられ、他方の表面に装着面が設けられている場合にも効果的である。

本発明では、前記荷電粒子発生層が、複数のストライプ状のパターンからなる場合にも効果的である。

本発明では、前記荷電粒子発生層が、格子状のパターンからなる場合にも効果的である。

本発明では、前記荷電粒子発生層が、複数の同心円状のパターンからなる場合にも効果的である。

本発明では、前記荷電粒子発生層が、連続した螺旋状のパターンからなる場合にも効果的である。

また、本発明は、パターン支持層が一方の面上に設けられたシート基材と、高分子樹脂中にナノダイヤ半導体粒子が配合された複合材料とを用意し、前記シート基材上に、前記複合材料からなる荷電粒子発生層を設ける工程を有する健康医療用貼付シートの製造方法である。

本発明では、前記荷電粒子発生層を、スクリーン印刷法によって前記シート基材上に設ける工程を有する場合にも効果的である。

【００１０】

本発明に用いるナノダイヤ半導体粒子は、合成時に積極的に窒素（Ｎ）やホウ素（Ｂ）等をドープすることによって容易にｎ型やｐ型の半導体になり、また、合成時の圧力により粒子内部の歪等の影響で固体バンド構造が乱れるため、活性化エネルギーレベル０．３～０．５ｅＶを持ち、励起キャリアの数がトルマリン等の絶縁体と比較して圧倒的に多い。

【００１１】

その結果、このようなナノダイヤ半導体粒子は、例えば、図１に示すように、体温付近の温度領域におけるコンダクタンス（抵抗の逆数）の変化率、即ち電気抵抗の変化率が大きく、荷電粒子放出能が高い。

なお、ここでは、ホウ素（Ｂ）をドープしたナノダイヤ半導体粒子で、活性化エネルギーレベルが０．３６ｅＶのものである。

【００１２】

図２は、ナノダイヤ半導体粒子とトルマリンの赤外線分光放射特性を示すものである。この場合、高分子マトリクス樹脂として、ポリプロピレン（ＰＰ）中にナノダイヤ半導体粒子を１０重量％、一方、トルマリンは５０重量％配合した場合を示す。なお、測定温度は４０℃である。

図２に示すように、ナノダイヤ半導体粒子は、複合材中における粒子の配合比がトルマリンの１／５であるにもかかわらず、活性化エネルギーレベル０．３～０．５ｅＶから放射される生体赤外線波長帯域（４～１５μｍ）での赤外線輻射能が大きい。

【００１３】

図１及び図２から理解されるように、ナノダイヤ半導体粒子は、体温付近での荷電粒子放射能及び生体赤外線波長帯域での放射能がトルマリンより大きいため、生体温度効果を従来技術より大きくすることができる。

このようなナノダイヤ半導体粒子を用いる本発明の場合、ナノダイヤ半導体粒子を含有する荷電粒子発生層がシート基材上に設けられていることから、健康医療用貼付シートを例えば人体のツボの部分に長時間貼り付けることができる。

【００１４】

そして、本発明に用いるナノダイヤ半導体粒子は、上述したように、体温によって３６℃程度に低温加熱された場合における励起キャリアの数がトルマリン等の絶縁体と比較して圧倒的に多いため、熱電効果（ゼーベック効果）に起因する大きな熱起電力が発生する。

したがって、本発明によれば、従来のトルマリンやゲルマニウムを用いた場合に比べ、ナノダイヤ半導体粒子から励起された荷電粒子を効率良く人体に浸透させることができ、大きな生体電流を生じさせ血流を増進させることができる。

【００１５】

また、本発明によれば、体温による加熱効果と、外気による冷却効果とによって、ナノダイヤ半導体粒子間に温度差が生じ、人体に貼付している間において荷電粒子放出と赤外線放射が持続するため、例えば衣服などにナノダイヤ半導体粒子を織り込んで人体に装着した場合に比べ、長時間にわたって効率良く生体温度効果を生じさせることができる。

【００１６】

本発明において、前記荷電粒子発生層が、前記シート基材の一方の表面に設けられ、前

記シート基材の他方の表面には、当該シートを貼付対象物に装着するための装着面が設けられている場合には、このシート基材の装着面を人体の表面に接触させて固定することにより、接触当初において、ナノダイヤ半導体粒子を含有する荷電粒子発生層と人体の表面との温度差が大きく、人体の表面からの熱がシート基材を介して荷電粒子発生層に伝達されるため、荷電粒子発生層の頂面を人体の表面に接触させた場合に比べ、熱電効果に起因する発熱量大きくすることができる。

【００１７】

一方、本発明に係る健康医療用貼付シートを製造するには、パターン支持層が一方の面上に設けられたシート基材と、高分子樹脂中にナノダイヤ半導体粒子が配合された複合材料とを用意し、例えば印刷法によって前記シート基材上に、前記複合材料からなる荷電粒子発生層を設けるようにすればよく、複雑な工程を必要としないものである。

【発明の効果】

【００１８】

本発明によれば、発生電位が大きく、体温程度の低温加熱によるナノダイヤ半導体粒子の励起荷電粒子を効率良く長時間人体に浸透させるとともに、ナノダイヤ半導体粒子からの赤外線放射能との相乗効果が得られるため、長時間にわたって効率良く生体温度効果を生じさせることができる。

【図面の簡単な説明】

【００１９】

【図１】ナノダイヤ半導体粒子のコンダクタンスの温度特性を示すグラフ

【図２】ナノダイヤ半導体粒子とトルマリンの赤外線分光放射特性を示すグラフ

【図３】（ａ）：本発明の第１の実施の形態の健康医療用貼付シートを貼付面側から見た平面図（ｂ）：図３（ａ）のＡ－Ａ線断面図

【図４】（ａ）～（ｃ）：本発明の健康医療用貼付シートの使用方法の例を示す断面工程図

【図５】（ａ）～（ｃ）：本発明の健康医療用貼付シートの使用方法の他の例を示す断面工程図

【図６】（ａ）：本発明の第２の実施の形態の健康医療用貼付シートを貼付面側から見た平面図（ｂ）：図６（ａ）のＢ－Ｂ線断面図

【図７】（ａ）：本発明の第３の実施の形態の健康医療用貼付シートを貼付面側から見た平面図（ｂ）：図７（ａ）のＣ－Ｃ線断面図

【図８】（ａ）：本発明の第４の実施の形態の健康医療用貼付シートを貼付面側から見た平面図（ｂ）：図８（ａ）のＤ－Ｄ線断面図

【図９】本実施例で用いた試料のパターンの形状を示す図

【図１０】本実施例で用いた試料のパターンの形状を示す図

【図１１】本実施例で用いた試料のパターンの形状を示す図

【図１２】本実施例で用いた試料のパターンの形状を示す図

【発明を実施するための形態】

【００２０】

以下、本発明の好ましい実施の形態を図面を参照して詳細に説明する。

図３（ａ）は、本発明の第１の実施の形態の健康医療用貼付シートを貼付面側から見た平面図、図３（ｂ）は、図３（ａ）のＡ－Ａ線断面図である。

図３（ａ）（ｂ）に示すように、本実施の形態の健康医療用貼付シート１Ａは、例えば、シート状の基材からなる基部２と、基部２の一方の面上に積層されたパターン支持層３とからなるシート基材５を有し、このシート基材５のパターン支持層３上に荷電粒子発生層４Ａが設けられて構成されている。

【００２１】

ここで、基部２としては、伸縮性を有するフィルム、不織布、生地からなるものを用いることが好ましい。

本発明の場合、基部２の材料としては、特に限定されることはないが、例えば、ＰＥＴ

等のポリエステル樹脂、ポリウレタン樹脂、エラストマー等を好適に用いることができる。

特に、人体に対する安全性及び入手のし易さの観点からは、ＰＥＴ（ポリエチレンテレフタレート）を基部２とする複合フィルムを用いることが好ましい。

【００２２】

また、基部２の厚さは特に限定されることはないが、パターン支持層３及び荷電粒子発生層４Ａを確実に支持する観点からは、３０～１００μｍに設定することが好ましい。

基部２の形状としては、種々の形状のものを採用することができる。

例えば、矩形（三角形、四角形、多角形）、円形、楕円形などがあげられる。

【００２３】

なお、図３（ａ）に示すように、基部２の形状が矩形（四角形）の場合は、被着体である人体から剥離しにくくする観点からは、角部分２ａ～２ｄをアール（湾曲）形状に形成することがより好ましい。

また、基部２の大きさは、人体の表面に貼付できる限り、特に限定されることはない。

【００２４】

パターン支持層３は、基部２の一方の面の全面に設けることが好ましい。

パターン支持層３の材料である高分子樹脂としては、特に限定されることはないが、荷電粒子発生層４Ａとの密着性を確保する観点からは、エチレン－酢酸ビニル共重合体（ＥＶＡ）を用いることがより好ましい。

また、パターン支持層３の厚さは特に限定されることはないが、荷電粒子発生層４Ａを確実に支持する観点からは、３０～５０μｍとすることが好ましい。

なお、本発明に用いる、基部２上にパターン支持層３が形成されたフィルムは種々市販されており、簡易に入手することができる。

【００２５】

本発明において、荷電粒子発生層４Ａは、以下に説明する荷電粒子発生体からなる。

本発明に用いる荷電粒子発生体は、ナノダイヤ半導体粒子を、電気絶縁性の高分子樹脂からなる結合材に混合した複合材料からなるものである。

本発明において荷電粒子発生体のマトリクスに用いる高分子樹脂としては、例えば、ポリエステル系、アクリル系、ウレタン系高分子材料があげられる。

【００２６】

これらのうちでも、パターン支持層３との密着性を確保し、かつ、スクリーン印刷法に適している観点からは、ポリエステル系の高分子樹脂材料を用いることがより好ましい。

また、荷電粒子発生体のマトリクスとして、合成ゴム等のエラストマーを用いることもできる。

【００２７】

本発明において使用するナノダイヤ半導体粒子としては、ＣＢ火薬等の衝撃波で合成されたＳＰ^{3}及びＳＰ^{2}複合構造を有する半導体炭素粒子を好適に用いることができる。

衝撃波で合成されたＳＰ^{3}及びＳＰ^{2}構造を有する半導体複合炭素粒子を得る方法の具体例としては、次の２方法がある。

【００２８】

（１）密閉容器の中で高性能ＣＢ火薬を爆発させ、２００万気圧と数千度の温度を瞬時に発生させ、複合構造を有する半導体炭素粒子を合成する方法（大澤映二 Japan Nanonet Bulletin １０８ ２００６．０３．０８）、（２）間接法として、例えばホウ素化合物と黒鉛を混合した原料を用い、火薬の力で鉄を飛翔させてこの原料に衝突させ、その時に発生する衝撃波を利用して合成する方法が知られているが、（２）の間接法は、火薬の影響を受けにくく、ホウ素化合物と黒鉛の配合比が一定で純度の高いナノダイヤ半導体粒子が得られるので、より好ましい。

【００２９】

また、本発明に使用するナノダイヤ半導体粒子は、製造時に窒素（Ｎ）、ホウ素（Ｂ）等を積極的にドーピングして製造することができる。

本発明に用いるナノダイヤ半導体粒子のサイズ（平均粒径）は、３ｎｍ～１μｍの範囲のものが望ましい。

ナノダイヤ半導体粒子のサイズが３ｎｍ未満では、半導体としてのバンド構造が乱れ、他方、１μｍを超すと、ナノダイヤ半導体粒子内の励起荷電粒子相互間の反発作用が強く起こるようになり、荷電粒子は一次元的な動きができなくなり、半導体粒子内の電位差が減少する。

【００３０】

なお、衝撃波で合成されたＳＰ^{3}構造を有するナノダイヤ半導体粒子は、基本粒径が３～１０ｎｍであり、成型後の粉砕工程が不要であるというメリットがある。

本発明において使用する荷電粒子発生体は、例えば、マトリクスである１又は２以上の高分子樹脂とナノダイヤ半導体粒子を混合した後、有機溶剤を用いて溶解し、印刷用インキを得る。そして、この印刷用インキを用いて、後述するパターン形状の荷電粒子発生層４Ａを基材のパターン支持層３上に設ける。

【００３１】

なお、パターン支持層３中に分散されたナノダイヤ半導体粒子は、各粒子がマトリクス中に均一に分散されている訳ではなく、粒子同士が凝集し、最大１０μｍ程度の大きさになっていることが本発明者によって確認されている。この場合、凝集した粒子凝集体は、パターン支持層３の表面から露出していることも本発明者によって確認されている。

【００３２】

本発明の場合、荷電粒子発生体中におけるナノダイヤ半導体粒子の配合量は特に限定されることはなく、配合量が多いほど熱電効果が大きくなるが、２０重量％以上５０重量％以下にすることが好ましい。

荷電粒子発生体中におけるナノダイヤ半導体粒子の配合量が２０重量％未満である場合には、必要とする熱電効果が得られにくく、他方、５０重量％を超えると、荷電粒子発生体が脆くなりやすくなる。

【００３３】

図３（ａ）（ｂ）に示す実施の形態においては、荷電粒子発生層４Ａは、複数の細長い直線（ストライプ）状のパターン４０から構成されている。

荷電粒子発生層４Ａの各パターン４０は、例えば、同一の幅、基部２より短い同一の長さ、同一の厚さに形成され、所定の間隔をおいてパターン支持層３上に設けられている。

本発明の場合、荷電粒子発生層４Ａの各パターン４０の作成方法は特に限定されることはないが、簡易に低コストで作成する観点からは、例えば、スクリーン印刷等の印刷法を採用することが好ましい。

【００３４】

本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ａのパターン４０の幅は特に限定されることはないが、熱電効果を向上させる観点からは、できるだけ大きくすることが好ましい。ただし、後述するように、健康医療用貼付シート１Ａの使用方法によっても熱電効果の発生条件が異なってくる。

本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ａのパターン４０の幅は、０．２ｍｍ以上１．５ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、０．３ｍｍ以上１．０ｍｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ａのパターン４０の幅が０．２ｍｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、１．５ｍｍを超えると、コスト高になる。

【００３５】

さらに、荷電粒子発生層４Ａのパターン４０間のピッチ（隣接するパターン４０の中央部間の距離）は、荷電粒子発生層４Ａのパターン４０の幅を考慮して設定されるものであるが、０．５ｍｍ以上３．０ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１．０ｍｍ以上２．０ｍｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ａのパターン４０間のピッチが０．５ｍｍ未満の場合は、コスト高に

なり、他方、３．０ｍｍを超えると、熱電効果が発生しなくなることがある。
【００３６】
一方、荷電粒子発生層４Ａのパターン４０の高さは、５μｍ以上２０μｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１０μｍ以上１５μｍ以下である。
荷電粒子発生層４Ａのパターン４０の高さが５μｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、２０μｍを超えると、コスト高になる。
【００３７】
本発明の健康医療用貼付シート１Ａを製造するには、所定形状及び大きさの基部２上に、上述した印刷用インキを用い、例えばスクリーン印刷法等の印刷法によって、上記パターン４０を有する荷電粒子発生層４Ａを形成する。
この場合、印刷法によって剥離シート（図示せず）上に荷電粒子発生層（図示せず）を形成し、この荷電粒子発生層を、シート基材５のパターン支持層３に押し付け、剥離シート上から力を加えることによって、パターン支持層３上に転写して図３（ａ）（ｂ）に示す荷電粒子発生層４Ａを形成することもできる。
【００３８】
図４（ａ）～（ｃ）は、本発明の健康医療用貼付シートの使用方法の例を示す断面工程図である。
図４（ａ）に示すように、上述した工程によって得られた健康医療用貼付シート１Ａを用意し、荷電粒子発生層４Ａを人体の表面１０に対向させるように配置する。
そして、図４（ｂ）に示すように、その状態で健康医療用貼付シート１Ａの荷電粒子発生層４Ａの頂面を人体の表面１０に密着させる。
さらに、この状態で、例えば医療用粘着シート（テープ）６を健康医療用貼付シート１Ａの基部２の裏面２ｅから人体の表面１０に渡って貼り付け、図４（ｃ）に示すように、健康医療用貼付シート１Ａを人体の表面１０に固定する。
【００３９】
図５（ａ）～（ｃ）は、本発明の健康医療用貼付シートの使用方法の他の例を示す断面工程図である。
図５（ａ）に示すように、上述した工程によって得られた健康医療用貼付シート１Ａを用意し、本例の場合は、シート基材５の基部２の裏面（装着面）２ｅを人体の表面１０に対向させるように配置する。
【００４０】
そして、図５（ｂ）に示すように、その状態で健康医療用貼付シート１Ａのシート基材５の基部２の裏面２ｅを人体の表面１０に密着させる。
さらに、この状態で、図５（ｃ）に示すように、例えば医療用粘着シート（テープ）６を健康医療用貼付シート１Ａのシート基材５の荷電粒子発生層４Ａから人体の表面１０に渡って貼り付け、健康医療用貼付シート１Ａを人体の表面１０に固定する。
【００４１】
以上述べた本実施の形態においては、ナノダイヤ半導体粒子は、体温によって３６℃程度に低温加熱された場合における励起キャリアの数がトルマリン等の絶縁体と比較して圧倒的に多いことから、熱電効果（ゼーベック効果）に基づいて大きな熱起電力が発生する。
【００４２】
したがって、本実施の形態の健康医療用貼付シート１Ａによれば、従来のトルマリンやゲルマニウムを用いた場合に比べ、また、ナノダイヤ半導体粒子を単に人体に装着した場合に比べ、ナノダイヤ半導体粒子から励起された荷電粒子を効率良く人体に浸透させることができるため、大きな生体電流を生じさせ血流を増進させることができる。
【００４３】
また、本実施の形態によれば、体温による加熱効果と、外気による冷却効果とによって、ナノダイヤ半導体粒子間に温度差が生じ、人体の表面１０に貼付している間において荷

電粒子放出と赤外線放射が持続するため、例えば衣服などにナノダイヤ半導体粒子を織り込んで人体に装着した場合に比べ、長時間にわたって効率良く生体温度効果を生じさせることができる。

【００４４】

さらに、図５（ｃ）に示すように、シート基材５の基部２裏面を人体の表面１０に接触させた場合には、接触当初において、ナノダイヤ半導体粒子を含有する荷電粒子発生層４Ａと人体の表面１０との温度差が大きく、人体の表面１０からの熱がシート基材５の基部２及びパターン支持層３を介して荷電粒子発生層４Ａに伝達されるため、荷電粒子発生層４Ａの温度上昇の時間がシート基材５の荷電粒子発生層４Ａを人体に接触させた場合と比較して長く、しかも大気によって荷電粒子発生層４Ａが継続的に冷却されるため、図４（ｃ）に示す、健康医療用貼付シート１Ａの荷電粒子発生層４Ａの頂面を人体の表面１０に接触させた場合に比べ、熱電効果に起因する発熱量大きくすることができる。

【００４５】

図６は、本発明の第２の実施の形態を示すものであり、図６（ａ）は、貼付面側から見た平面図、図６（ｂ）は、図６（ａ）のＢ－Ｂ線断面図である。以下、上記実施の形態と対応する部分には同一の符号を付しその詳細な説明を省略する。

図６（ａ）（ｂ）に示すように、本実施の形態の健康医療用貼付シート１Ｂにおいては、パターン支持層３上に、複数の格子状のパターンを有する荷電粒子発生層４Ｂが設けられている。

【００４６】

この荷電粒子発生層４Ｂは、基部２より若干小さい四角形状の枠部パターン４１の内側の領域に、例えば等間隔で直交する直線状の格子パターン４２ｘ，４２ｙが形成されて構成されている。

そして、これにより、枠部パターン４１及び格子パターン４２ｘ，４２ｙ、並びに格子パターン４２ｘ，４２ｙ同士によって囲まれた複数の開口部４ａを介してパターン支持層３の表面がそれぞれ露出するようになっている。

【００４７】

本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１の幅は特に限定されることはないが、熱電効果を向上させる観点からは、できるだけ大きくすることが好ましい。ただし、後述するように、健康医療用貼付シート１Ｂの使用方法によっても熱電効果の発生条件が異なってくる。

【００４８】

本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１の幅は、０．２ｍｍ以上１．５ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、０．３ｍｍ以上１．０ｍｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１の幅が０．２ｍｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、１．５ｍｍを超えると、コスト高になる。

【００４９】

さらに、荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１間のピッチ（隣接する格子パターン４１の中央部間の距離）は、荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１の幅を考慮して設定されるものであるが、０．５ｍｍ以上３．０ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１．０ｍｍ以上２．０ｍｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１間のピッチが０．５ｍｍ未満の場合は、コスト高になり、他方、３．０ｍｍを超えると、熱電効果が発生しなくなることがある。

【００５０】

一方、荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１の高さは、５μｍ以上２０μｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１０μｍ以上１５μｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ｂの格子パターン４１の高さが５μｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、２０μｍ

を超えると、コスト高になる。

【００５１】

このような構成を有する本実施の形態によれば、上記実施の形態と同様の効果に加え、荷電粒子発生層４Ｂの面積をより大きくすることができるので、熱電効果に基づく生体温度効果を増大させることができる。

その他の構成及び作用効果については上述の実施の形態と同一であるのでその詳細な説明を省略する。

【００５２】

図７は、本発明の第３の実施の形態を示すものであり、図７（ａ）は、貼付面側から見た平面図、図７（ｂ）は、図７（ａ）のＣ－Ｃ線断面図である。以下、上記実施の形態と対応する部分には同一の符号を付しその詳細な説明を省略する。

図７（ａ）（ｂ）に示すように、本実施の形態の健康医療用貼付シート１Ｃにおいては、パターン支持層３上に、複数の同心円状のパターン４３を有する荷電粒子発生層４Ｃが設けられている。

【００５３】

本実施の形態においては、例えば真円形状の基部２上の全面にパターン支持層３が設けられ、このパターン支持層３上に、例えば基部２の中心点を中心とする同心円状のパターン４３が複数個設けられている。

本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３の幅は特に限定されることはないが、熱電効果を向上させる観点からは、できるだけ大きくすることが好ましい。ただし、後述するように、健康医療用貼付シート１Ｃの使用方法によっても熱電効果の発生条件が異なってくる。

【００５４】

本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３の幅は、０．２ｍｍ以上１．５ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、０．３ｍｍ以上１．０ｍｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３の幅が０．２ｍｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、１．５ｍｍを超えると、コスト高になる。

【００５５】

さらに、荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３間のピッチ（隣接するパターン４３の中央部間の距離）は、荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３の幅を考慮して設定されるものであるが、０．５ｍｍ以上３．０ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１．０ｍｍ以上２．０ｍｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３間のピッチが０．５ｍｍ未満の場合は、コスト高になり、他方、３．０ｍｍを超えると、熱電効果が発生しなくなることがある。

【００５６】

一方、荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３の高さは、５μｍ以上２０μｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１０μｍ以上１５μｍ以下である。

荷電粒子発生層４Ｃのパターン４３の高さが５μｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、２０μｍを超えると、コスト高になる。

【００５７】

このような構成を有する本実施の形態によっても、上記実施の形態と同様の効果を得ることができる。

その他の構成及び作用効果については上述の実施の形態と同一であるのでその詳細な説明を省略する。

【００５８】

図８は、本発明の第４の実施の形態を示すものであり、図８（ａ）は、貼付面側から見た平面図、図８（ｂ）は、図８（ａ）のＤ－Ｄ線断面図である。以下、上記実施の形態と

対応する部分には同一の符号を付しその詳細な説明を省略する。
図８（ａ）（ｂ）に示すように、本実施の形態の健康医療用貼付シート１Ｄにおいては、パターン支持層３上に、螺旋状のパターン４４を有する荷電粒子発生層４Ｄが設けられている。
【００５９】
本実施の形態においては、例えば真円形状の基部２上の全面にパターン支持層３が設けられ、このパターン支持層３上に、例えば基部２の中心点を中心とする連続した螺旋形状のパターン４４が設けられている。
本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４の幅は特に限定されることはないが、熱電効果を向上させる観点からは、できるだけ大きくすることが好ましい。ただし、後述するように、健康医療用貼付シート１Ｄの使用方法によっても熱電効果の発生条件が異なってくる。
【００６０】
本実施の形態の場合、荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４の幅は、０．２ｍｍ以上１．５ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、０．３ｍｍ以上１．０ｍｍ以下である。
荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４の幅が０．２ｍｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、１．５ｍｍを超えると、コスト高になる。
【００６１】
さらに、荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４間のピッチ（隣接するパターン４４の中央部間の距離）は、荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４の幅を考慮して設定されるものであるが、０．５ｍｍ以上３．０ｍｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１．０ｍｍ以上２．０ｍｍ以下である。
荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４間のピッチが０．５ｍｍ未満の場合は、コスト高になり、他方、３．０ｍｍを超えると、熱電効果が発生しなくなることがある。
【００６２】
一方、荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４の高さは、５μｍ以上２０μｍ以下とすることが好ましく、より好ましくは、１０μｍ以上１５μｍ以下である。
荷電粒子発生層４Ｄのパターン４４の高さが５μｍ未満の場合は、熱電効果が発生しなくなるとともに、印刷法ではパターン形成が困難になることがあり、他方、２０μｍを超えると、コスト高になる。
【００６３】
このような構成を有する本実施の形態によっても、上記実施の形態と同様の効果を得ることができる。
その他の構成及び作用効果については上述の実施の形態と同一であるのでその詳細な説明を省略する。
【００６４】
なお、本発明は上述の実施の形態に限られることなく、種々の変更を行うことができる。
例えば、図３（ａ）（ｂ）に示す実施の形態においては、パターン４０を直線状のとなるように構成したが、例えば、ジグザク形状や曲線形状に形成することもできる。
また、図６（ａ）（ｂ）に示す実施の形態においては、格子パターン４２ｘ，４２ｙが直交、即ち９０°の角度で交わるように構成したが、９０°以外の角度で交わるように構成することもできる。
【００６５】
さらに、上述した実施の形態においては、荷電粒子発生層の各パターンの幅、ピッチ、高さを同一となるように構成したが、本発明はこれに限られず、適宜変更することができる。
さらにまた、上述した実施の形態においては、健康医療用貼付シートを人体の表面に固

定する手段を別の部材によって構成したが、本発明はこれに限られず、健康医療用貼付シートを人体の表面に固定する手段を当該シートと一体的に構成することもできる。

【００６６】

さらにまた、上述した実施の形態においては、荷電粒子発生層を露出するように構成したが、本発明はこれに限られず、例えば高分子樹脂による保護層によって荷電粒子発生層を覆うように構成することもできる。

さらにまた、上述した実施の形態においては、健康医療用貼付シートを人体に貼付する場合を例にとって説明した、本発明はこれに限られず、例えば、犬や猫等の動物に対しても適用することができる。

【００６７】

また、実際の使用に際しては、荷電粒子発生層に対して塵等の付着を防止するため、荷電粒子発生層上に剥離可能な保護用シートを貼付することもできる。

さらに、上記実施の形態においては、ナノダイヤ半導体粒子を例にとって説明したが、ナノダイヤ半導体粒子の他、Ｇｅ，Ｓｉ、化合物半導体に属するＩｎＳｂ，ＢｉＴｅ，ＰｂＴｅ、酸化物半導体に属するＣａ－Ｍｎ，Ｃａ－Ｃｒ，Ｚｎ，Ｔｉの酸化物、珪化物半導体に属するＦｅＳｉ２，ＣｏＳｉ等を用いることもできる。これらの半導体粒子は、いずれか１種又は複数種の粒子を用いることができる。

【実施例】

【００６８】

以下、本発明を実施例に基づいて説明するが、本発明はこれらの実施例に限定されるものではない。

まず、高分子樹脂としてポリエステル樹脂を用いるとともに、半導体粒子として上記（２）間接法で製造されたナノダイヤ半導体粒子（商品名　ＳＣＭナノダイヤ　住石マテリアルズ社製：基本粒子サイズ３－８ｎｍ）を用い、荷電粒子発生体の試料を作成した。

【００６９】

この場合、まず、インキ用のポリエステル樹脂に、上述したナノダイヤ半導体粒子４３重量％を加え、溶剤としてキシレンを用い、常温でポリエステル樹脂を溶解してスクリーン印刷用のインキを調製した。

スクリーン版として、２７０メッシュのものを使用し、上述したインキを用い、シート基材上に所定のパターンの荷電粒子発生層を形成した。

なお、２７０メッシュのスクリーン版を用いた場合、約６μｍ以下のナノダイヤ半導体粒子（凝集体）のみがパターン形成に供されることが本発明者によって確認されている。

【００７０】

本実施例では、シート基材として、ＰＥＴ上にＥＶＡ層が積層された市販のフィルム（厚さ１００μｍ、商品名　熱ラミフィルム　ＨＥＩＫＯ社製）を用い、シート基材のＥＶＡ層上に、厚さ１０μｍの所定形状のパターンを形成して乾燥させた。

図９～図１２は、本実施例で用いた試料のパターンの形状を示すものである。

【００７１】

ここで、図９は、シート基材５上にストライプ状のパターン４０を形成したもので、試料１－１（５－１）は、各パターン４０の幅０．３ｍｍ、ピッチ（隣接するパターン４０の中央部間の距離）が１ｍｍ、試料１－２（５－２）は、各パターン４０の幅０．５ｍｍ、ピッチ１ｍｍ、試料１－３（５－３）は、各パターン４０の幅１．０ｍｍ、ピッチ２ｍｍに設定した。

なお、図９の各パターン４０の長さは、２７ｍｍに設定した。

【００７２】

図１０は、シート基材５上に格子状のパターン４１を形成したもので、試料２－１（６－１）は、各パターン４１の幅０．３ｍｍ、ピッチ（隣接するパターン４１の中央部間の距離）が１ｍｍ、試料２－２（６－２）は、各パターン４１の幅０．５ｍｍ、ピッチ１ｍｍ、試料２－３（６－３）は、各パターン４１の幅１．０ｍｍ、ピッチ２ｍｍに設定した。

なお、図１０の各パターン４１の枠部分の長さは、３０ｍｍに設定した。

【００７３】

図１１は、シート基材５上に同心円状のパターン４３を形成したもので、試料３－１（７－１）は、各パターン４３の幅０．３ｍｍ、ピッチ（隣接するパターン４３の中央部間の距離）が１ｍｍ、試料３－２（７－２）は、各パターン４３の幅０．５ｍｍ、ピッチ１ｍｍ、試料３－３（７－３）は、各パターン４３の幅１．０ｍｍ、ピッチ２ｍｍに設定した。

【００７４】

図１２は、シート基材５上に螺旋状のパターン４４を形成したもので、試料４－１（８－１）は、各パターン４４の幅０．３ｍｍ、試料４－２（８－２）は、各パターン４４の幅０．５ｍｍ、試料４－３（８－３）は、各パターン４４の幅１．０ｍｍに設定した。

なお、図１２の各パターン４４のピッチ（隣接するパターン４４の中央部間の距離）は、パターン４４の外周部分から内側に向って段階的に小さくなるように設定されており、具体的には、約２ｍｍ～約１ｍｍに設定した。

【００７５】

図９～図１２に示すパターンの試料を、それぞれ粘着テープを用いて人体の腕部に貼り付け、その皮膚表面部分の温度変化を測定した。

なお、この測定に先立ち、上述したシート基材５のみを人体の腕部に貼り付け、その皮膚表面部分の温度変化を測定したが、何ら温度変化は見られなかった。

【００７６】

また、温度測定は室温（約２５℃）で行い、各試料を人体の腕部に装着する前に冷水によって測定部分を冷却した。

さらに、本実施例においては、例えば図４（ｃ）に示すように、シート基材５の荷電粒子発生層４Ａを人体の表面１０に接触させた場合と、例えば図５（ｃ）に示すように、シート基材５の荷電粒子発生層４Ａを人体の表面１０に接触させず、シート基材５の基部２の裏面を人体表面１０に接触させた場合に分けて測定を行った。

【００７７】

一方、温度測定には、非接触式の赤外線放射温度計（商品名　ＦＳＶ－７０００Ｅ、アピステ社製）を用い、各パターンの中央部分の皮膚表面温度と、試料の周囲の皮膚表面の温度を１０秒毎に測定した。

そして、各パターンの中央部分の皮膚表面温度と、各試料の周囲の皮膚表面の温度差を算出し、その温度差の最大値と、その最大値に到った時間を算出した。その結果を表１及び表２に示す。

【００７８】

【表１】

表１．荷電粒子発生層を人体に接触させた場合の測定結果

パターン形状	ストライプ形状			格子形状			同心円形状			螺旋形状		
試料番号	1-1	1-2	1-3	2-1	2-2	2-3	3-1	3-2	3-3	4-1	4-2	4-3
パターンの幅(mm)	0.3	0.5	1.0	0.3	0.5	1.0	0.3	0.5	1.0	0.3	0.5	1.0
最大温度差(℃)	－	－	1.46	1.93	2.11	1.47	1.47	1.31	1.48	1.63	1.94	1.80
到達時間（秒）	－	－	10	20	10	20	10	10	10	80	90	40

【００７９】

【表２】

表２．シート基材の基部を人体に接触させた場合の測定結果

パターン形状	ストライプ形状			格子形状			同心円形状			螺旋形状		
試料番号	5-1	5-2	5-3	6-1	6-2	6-3	7-1	7-2	7-3	8-1	8-2	8-3
パターンの幅（mm）	0.3	0.5	1.0	0.3	0.5	1.0	0.3	0.5	1.0	0.3	0.5	1.0
最大温度差（℃）	1.94	2.09	1.93	2.02	1.44	1.78	1.63	1.79	1.80	2.17	1.73	1.67
到達時間（秒）	90	100	100	100	70	50	40	70	60	70	80	30

【００８０】

表１及び表２から明らかなように、上述した試料のうち、殆どの試料において、腕部に装着した試料のパターン中央部分の温度上昇が見られた。これにより、試料の装着によって生体電流が大きくなって生体温度効果が得られていることが理解される。

【００８１】

そして、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合と比較して、シート基材の基部裏面を人体に接触させた場合の方が、腕部に装着した試料のパターン中央部分の温度上昇が大きくなる傾向がある。

この場合、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合には、パターンの中央部分の皮膚表面温度と、各試料の周囲の皮膚表面の温度差の最大値に到る時間が、シート基材の基部裏面を人体に接触させた場合と比較して短い傾向が見られる。

【００８２】

特に、シート基材上にストライプ状のパターンを形成した試料のうち試料１－１、試料１－２においては、シート基材の荷電粒子発生層を人体腕部に接触させた場合には、皮膚表面の温度上昇が見られなかったのに対し、同じ試料１－１、試料１－２についてシート基材の基部を人体腕部に接触させた場合には、腕部の皮膚表面の温度が２℃程度上昇している。

【００８３】

また、シート基材上に同心円状のパターンを形成した場合、さらに、シート基材上に同螺旋形状のパターンを形成した場合においても、シート基材の基部を人体に接触させた場合には、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合に比べ、腕部に装着した試料のパターン中央部分の温度上昇が大きくなる傾向が見られる。

【００８４】

例えば、シート基材上に同心円形状のパターンを形成した試料に関しては、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合には、パターンの中央部分の皮膚表面温度と各試料の周囲の皮膚表面の温度差の最大値が１．４８℃であるのに対し（試料３－３）、シート基材の基部裏面を人体に接触させた場合には、同温度差の最大値が１．８０℃まで上昇している（試料７－３）。

【００８５】

また、シート基材上に螺旋形状のパターンを形成した試料に関しては、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合には、パターンの中央部分の皮膚表面温度と各試料の周囲の皮膚表面の温度差の最大値が１．９４℃であるのに対し（試料４－２）、シート基材の基部裏面を人体に接触させた場合には、同温度差の最大値が２．１７℃まで上昇している（試料８－１）。

【００８６】

この理由は、シート基材の基部裏面を人体に接触させた場合には、接触当初において、ナノダイヤ半導体粒子を含有する荷電粒子発生層と人体表面との温度差が大きく、人体表

面からの熱がシート基材の基部及びパターン支持層を介して荷電粒子発生層に伝達されるため、荷電粒子発生層の温度上昇の時間がシート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合と比較して長く、しかも大気によって荷電粒子発生層が継続的に冷却されるため、電粒子発生層の頂面を人体の表面に接触させた場合に比べ、熱電効果（ゼーベック効果）に起因する発熱量がより大きくなるからであると考えられる。

【００８７】

なお、シート基材上に格子形状のパターンを形成した試料２－１～２－３並びに試料６－１～６－３においては、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合、シート基材の基部裏面を人体に接触させた場合共にパターンの中央部分の皮膚表面温度と各試料の周囲の皮膚表面の温度差の最大値が２℃を超えており、良好な結果が得られた。

【００８８】

一方、シート基材上に形成した荷電粒子発生層のパターンの幅については、際だった傾向は見られない。

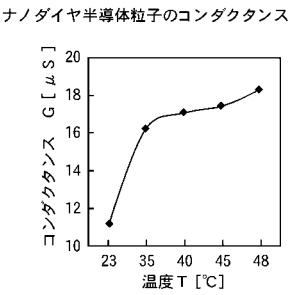
しかし、シート基材上にストライプ状のパターンを形成した試料のうち試料１－１（パターン幅０．３ｍｍ）、試料１－２（パターン幅０．５ｍｍ）において、シート基材の荷電粒子発生層を人体に接触させた場合には人体の表面の温度上昇が見られなかったのに対し、パターン幅が１．０ｍｍである試料１－３では人体の表面の温度上昇が見られたこと、またパターンの経時的変化等を考慮すると、パターンの幅は所定の値より大きくすることが好ましいと考えられる。

【符号の説明】

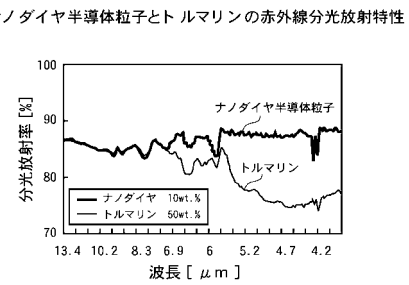
【００８９】

１Ａ…健康医療用貼付シート、２…基部、２ｅ…裏面（装着面）、３…パターン支持層、４Ａ…荷電粒子発生層、５…シート基材、４０…パターン

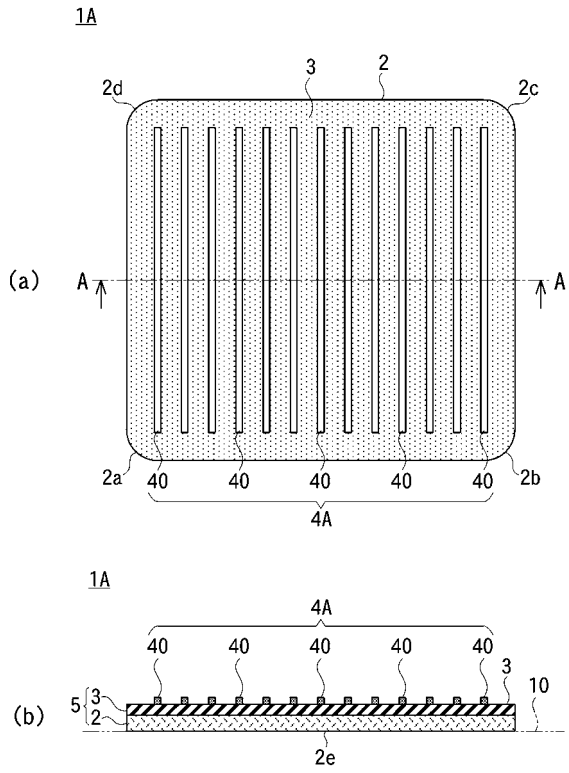
【図１】



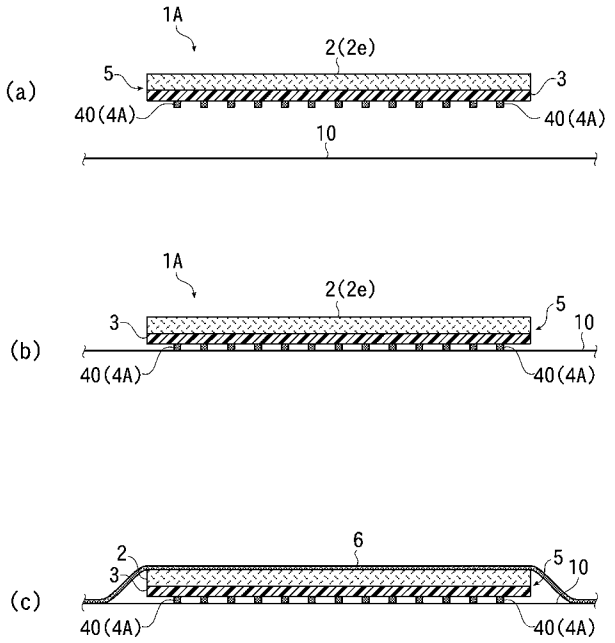
【図２】



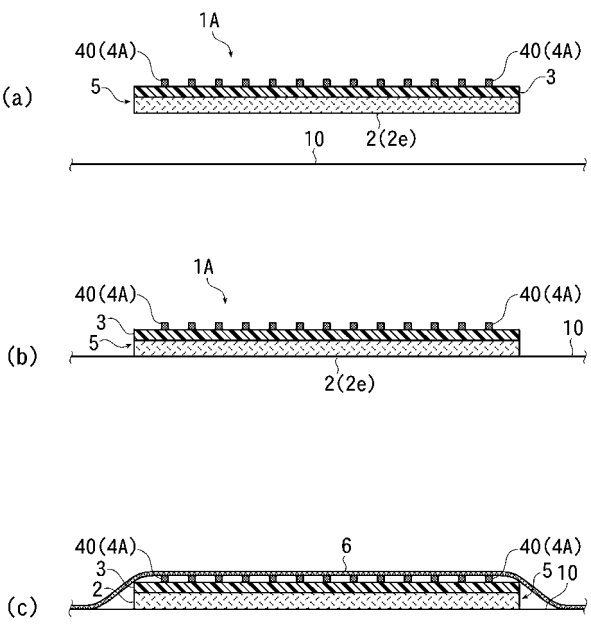
【図３】



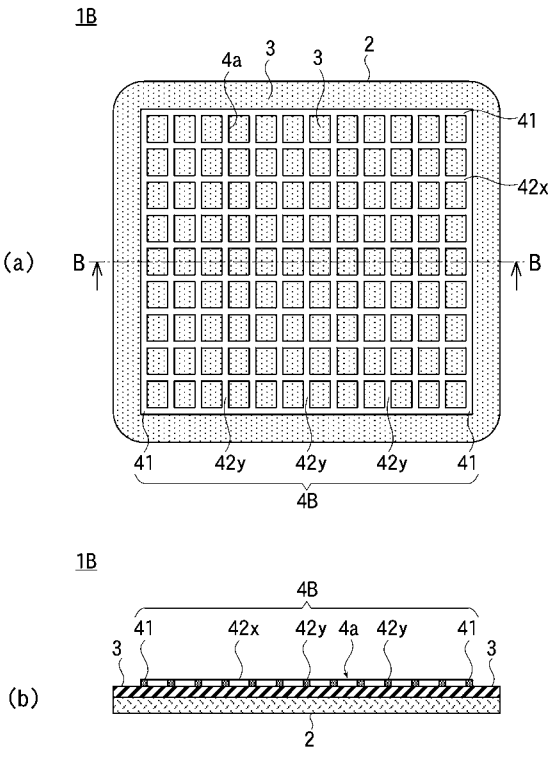
【図４】


(a)
1A
2(2e)
5
3
40(4A)
40(4A)
10
(b)
1A
2(2e)
3
5
10
40(4A)
40(4A)
(c)
6
2
3
5
10
40(4A)
40(4A)

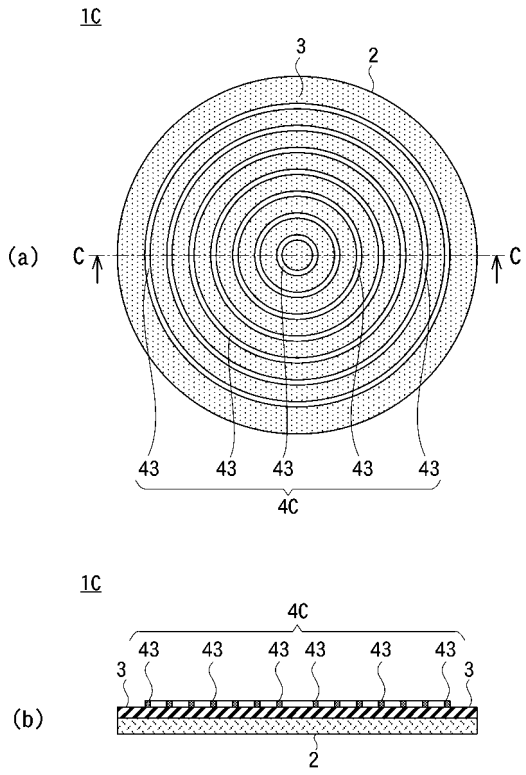
【図５】


(a)
1A
40(4A)
40(4A)
5
3
10
2(2e)
(b)
1A
40(4A)
40(4A)
3
5
10
2(2e)
(c)
40(4A)
6
40(4A)
3
2
5
10

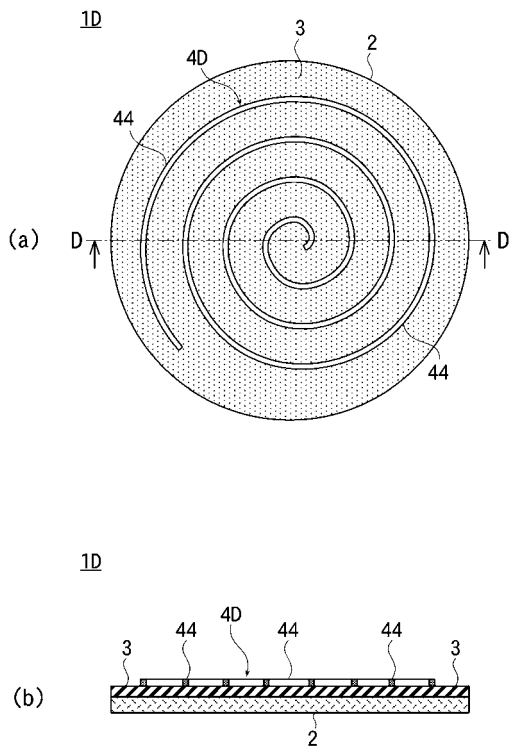
【図６】


1B
(a)
4a
3
3
2
41
42x
B
B
41
42y
42y
42y
41
4B
1B
(b)
4B
41
42x
42y
4a
42y
41
3
3
2

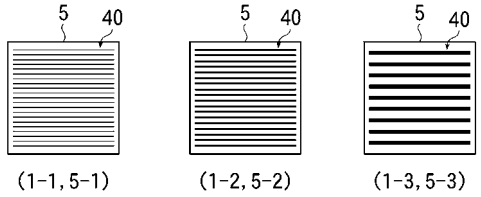
【図７】


1C
(a)
3
2
C
C
43
43
43
43
43
4C
1C
(b)
4C
43
43
43
43
43
43
3
3
2

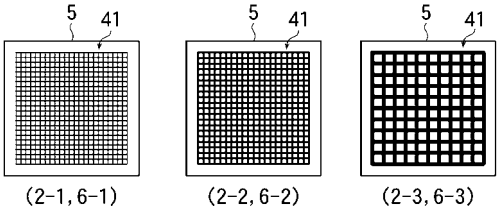
【図８】



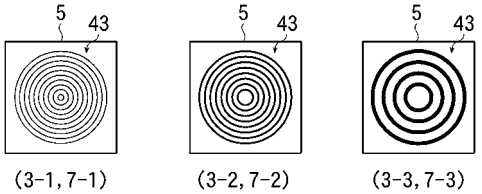
【図９】



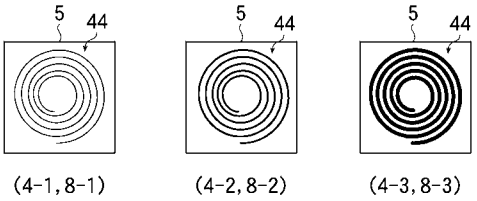
【図１０】



【図１１】



【図１２】



フロントページの続き

(72)発明者　村瀬　和孝
東京都港区虎ノ門３丁目３番３号　虎ノ門南ビル８Ｆ　株式会社タイテックスジャパン内
Ｆターム(参考) 4C082 AA07　AV12