

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 665 825**

51 Int. Cl.:

H01B 1/24 (2006.01)

A61B 5/0408 (2006.01)

H01B 3/00 (2006.01)

H01B 1/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.10.2012 PCT/US2012/059654**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.04.2013 WO13055857**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.10.2012 E 12778009 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.01.2018 EP 2777050**

54 Título: **Sistemas y métodos para proporcionar protección de sobrecarga en electrodos biomédicos acoplados capacitivos**

30 Prioridad:

13.10.2011 US 201113272545

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

27.04.2018

73 Titular/es:

**FLEXCON COMPANY, INC. (100.0%)
1 Flexcon Industrial Park
Spencer, MA 01562, US**

72 Inventor/es:

**BURNHAM, KENNETH;
SKOV, RICHARD y
TOMAS, STEPHEN**

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 665 825 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistemas y métodos para proporcionar protección de sobrecarga en electrodos biomédicos acoplados capacitivos

Prioridad

5 La presente solicitud reivindica la prioridad de la solicitud de patente de los Estados Unidos número 13/272,545 presentada el 13 de octubre de 2011.

Antecedentes de la invención

La invención se relaciona en general con materiales conductivos y no conductivos que se usan junto con la provisión de un campo eléctrico en un lado de dicho material sensible a un campo eléctrico en el otro lado del material para aplicaciones biomédicas.

10 El diseño de un adhesivo sensible a la presión (PSA) eléctricamente conductivo para aplicaciones biomédicas ha presentado desafíos por lo menos al menos debido a que la resistencia adhesiva y la flexibilidad en general disminuyen con la conductividad eléctrica aumentada. Los materiales que se usan típicamente (por ejemplo, se añaden) para proporcionar una buena conductividad eléctrica son en general menos flexibles e inhiben la adhesión. Una forma
15 convencional de preparar un recubrimiento conductivo es llenar un material polimérico con partículas conductivas, por ejemplo, grafito, plata, cobre, etcétera, luego recubrir, secar y curar el aglutinante polimérico. En estos casos, las partículas conductivas están en una concentración tal que existe una red conductiva formada cuando cada una de las partículas está en contacto físico con al menos otra partícula vecina. De esta forma, se proporciona una trayectoria conductiva a través del compuesto.

20 Para adhesivos sensibles a la presión (PSA), sin embargo, si la concentración de partícula es suficientemente alta para formar una red en la cual se mantiene el contacto de partícula a partícula, entonces hay pocas posibilidades de que el sistema de polímero (por ejemplo, elastómero) del componente de PSA está presente en concentraciones lo suficientemente altas como para fluir y hacer contacto superficie a superficie entre los sustratos y un electrodo, es decir, actúa como un adhesivo. Por el contrario, si el componente de PSA está en suficiente concentración para hacer suficiente contacto superficial con el sustrato, tendría que interrumpir las partículas conductivas adyacentes de manera
25 que se interrumpa el contacto partícula a partícula.

Otro tipo de PSA eléctricamente conductivo incluye partículas esféricas conductivas con diámetros iguales a o mayores que el espesor del PSA. De esta manera, la señal o corriente puede transportarse a lo largo de la superficie de las partículas, proporcionando así flujo de corriente anisotrópico en la dimensión z del adhesivo. Dicho compuesto no se ha mostrado en la técnica anterior para ser utilizable para un adhesivo biomédico.

30 Las sales, tales como cloruro de sodio o potasio, se disuelven fácilmente cuando están en un medio acuoso, y sus iones se disocian (se separan en iones positivos y negativos). Los iones disociados pueden transmitir una corriente o señal eléctrica. Por esta razón, las sales se han agregado durante mucho tiempo al agua, que luego se puede agregar a materiales poliméricos y elastoméricos, para proporcionar una buena conductividad eléctrica. Por ejemplo, la patente de Estados Unidos número 6,121,508 describe un hidrogel adhesivo sensible a la presión para uso en un electrodo
35 biomédico. Se describe que el material de gel incluye al menos agua, cloruro de potasio y polietilenglicol, y se describe que es eléctricamente conductivo. La patente de los Estados Unidos número 5,800,685 también describe un hidrogel adhesivo eléctricamente conductivo que incluye agua, sal, un iniciador o catalizador y un agente de reticulación. Sin embargo el uso de tales hidrogeles, también requiere en general el uso de una superficie conductiva en un lado del hidrogel (alejado del paciente) que es capaz de recibir la carga iónica conductiva, tal como plata/cloruro de plata, la cual es relativamente costosa.
40

A la vez que estos hidrogeles/adhesivos pueden tener buenas propiedades eléctricamente conductivas, a menudo tienen solo buenas propiedades de adhesión. Otro inconveniente es que la conductividad eléctrica cambia con el contenido de agua ambiente, como los cambios causados por la evaporación, que requieren que los hidrogeles se mantengan en un ambiente sellado antes del uso, y luego se usan durante un período de tiempo limitado debido a la
45 evaporación.

La patente de Estados Unidos número 7,651,638 describe un compuesto sensible a la corriente alterna insensible al agua que incluye un material polimérico y un material polar (tal como una sal) que está sustancialmente disperso dentro del material polimérico. Sin embargo, el material polar no se emplea para proporcionar conductividad eléctrica a través de la conducción iónica. El material polimérico y el material polar se seleccionan de manera que los dos
50 materiales muestren cada uno una atracción mutua que sea sustancialmente igual a la atracción dentro de los materiales individuales. Debido a esto, el material polar no se aglutina ni florece en una superficie del material polimérico, sino que permanece suspendido dentro del material polimérico. Esto es en contraste con el uso de estas

sales en otras aplicaciones que están previstas a florecer en una superficie para proporcionar una capa conductiva a lo largo de una superficie, por ejemplo, para descarga estática.

5 Sin embargo, los materiales compuestos de la patente de Estados Unidos número 7,651,638, siguen siendo dieléctricos y tienen una resistencia elevada, y por lo tanto no son adecuados para su uso en ciertas aplicaciones, tales como proporcionar estímulo eléctrico a un sujeto humano (desfibrilación y/o estimulaciones nerviosas eléctricas transcutáneas, etcétera) debido a la alta resistencia del material. Este tipo de adhesivo de detección de señal tampoco es capaz de disipar la sobrecarga de carga de manera oportuna según AAMI EC12-2000 - 4.2.2.4, que se dirige a la recuperación de sobrecarga de desfibrilación (DOR). Por lo tanto, los materiales no son adecuados para su uso como un electrodo de monitorización a través del cual puede ser necesaria la detección de una señal después de que se aplica una carga de desfibrilación a un paciente. La falla en pasar AAMI EC12-2000 - 4.2.2.4 se debe a la alta impedancia de estos adhesivos acoplados capacitivamente.

10 Por lo tanto, sigue existiendo la necesidad de un compuesto para su uso en la conducción de una señal y/o corriente representativa a través de al menos la dimensión z de un PSA en un electrodo biomédico, de manera que el uso de partículas conductivas pueda reducirse, a la vez que se preservan las propiedades del adhesivo, de modo que se pueda mantener un buen rendimiento eléctrico y buenas propiedades adhesivas.

Resumen de la invención

20 La invención proporciona un compuesto alternativo que responde al campo eléctrico para uso en un electrodo biomédico que proporciona acoplamiento capacitivo a través del material compuesto de acuerdo con una realización. El compuesto incluye un material aglutinante, un material polar que está sustancialmente disperso dentro del material aglutinante, y partículas eléctricamente conductivas dentro del material aglutinante. El material polar responde a la presencia de un campo eléctrico alterno y las partículas eléctricamente conductivas no tienen suficiente concentración para formar una red conductiva a través del material compuesto, aunque proporcionará una protección de sobrecarga en el caso, por ejemplo, de un procedimiento de desfibrilación.

25 De acuerdo con una realización, se proporciona la protección de sobrecarga haciendo que las partículas eléctricamente conductivas migren por electroforesis para formar trayectorias eléctricamente conductivas a través del material compuesto.

De acuerdo con otra realización, el material aglutinante y el material polar exhiben compatibilidad molecular mutua, y las partículas eléctricamente conductivas permanecen sustancialmente aisladas entre sí dentro del material aglutinante.

30 De acuerdo con una realización adicional, las partículas eléctricamente conductivas pueden ser carbono o grafito en forma de polvo, gránulos en forma de copos, nanotubos, etcétera.

De acuerdo con una realización adicional, la invención proporciona un método para proporcionar protección de sobrecarga en un electrodo biomédico usando electroforesis.

Breve descripción de los dibujos

35 La siguiente descripción se puede entender mejor con referencia a los dibujos adjuntos en los cuales:

La Figura 1 muestra una vista esquemática ilustrativa de un compuesto de acuerdo con una realización de la invención antes de la electroforesis;

La Figura 2 muestra una vista esquemática ilustrativa del compuesto de la Figura 1 en presencia de un campo eléctrico biomédico ascendente ($V_{\text{bio}+}$);

40 La Figura 3 muestra una vista esquemática ilustrativa del compuesto de la Figura 1 en presencia de un campo eléctrico biomédico en caída ($V_{\text{bio}-}$);

La Figura 4 muestra una vista esquemática ilustrativa del compuesto de la Figura 1 en presencia de un campo eléctrico de sobrecarga ($V_{\text{sobrecarga}}$);

45 Las Figuras 5A - 5C muestran vistas esquemáticas ilustrativas del compuesto de la Figura 1 en momentos sucesivos después de aplicar un campo eléctrico de sobrecarga de corriente continua (DC) que muestra la actividad de electroforesis;

Las Figuras 6A - 6B muestran vistas esquemáticas ilustrativas del compuesto de la Figura 1 en momentos sucesivos después de que se aplica un campo eléctrico de sobrecarga de corriente alterna (AC) que muestra la actividad de electroforesis;

5 La Figura 7 muestra una vista esquemática ilustrativa de un compuesto de la presente invención después de la aplicación de un campo eléctrico de sobrecarga sobre un área de sobrecarga común;

La Figura 8 muestra una vista esquemática ilustrativa de un área amplia de un compuesto de la presente invención que muestra la naturaleza selectivamente anisotrópica de los compuestos de la invención que proporciona la formación de múltiples áreas discontinuas de sobrecarga;

10 La Figura 9 muestra una vista esquemática ilustrativa de un compuesto de acuerdo con una realización adicional de la invención;

Las Figuras 10A y 10B muestran representaciones gráficas ilustrativas de la fecha de salida del sensor biomédico en un dispositivo de medición anisotrópico convencional, y en un compuesto unitario de acuerdo con una realización de la invención, respectivamente;

15 Las Figuras 11 y 12 muestran vistas micro-fotográficas ilustrativas de compuestos de la invención a diferentes aumentos;

Las Figuras 13 - 16 muestran vistas esquemáticas ilustrativas de electrodos biomédicos de acuerdo con diversas realizaciones de la invención; y

Las Figuras 17 - 18 muestran vistas esquemáticas ilustrativas de compuestos de una realización adicional de la invención que emplea nanotubos de carbono antes y después de la electroforesis.

20 Los dibujos se muestran solo con fines ilustrativos y no están a escala.

Descripción detallada

25 Los solicitantes han descubierto que aunque se describe que los materiales compuestos de la patente de los Estados Unidos número 7,651,638 funcionan por acoplamiento capacitivo, pueden añadirse partículas conductoras a dichos materiales compuestos con resultados sorprendentes; aunque no se agregan en dicha cantidad que formen una red conductiva, los materiales compuestos eléctricamente conductivos se someten a electroforesis cuando el material compuesto se expone a un voltaje de sobrecarga tal como, por ejemplo, los 200 voltios DC que se utilizan en AAMI EC12-2000 - 4.2.2.2.4. Dicha carga de sobrevoltaje ocurriría si se realizara un procedimiento de desfibrilación en un paciente que se está monitorizando. Si no se disipa la carga del electrodo de manera oportuna para que los electrodos vuelvan a captar las señales de ECG, se pueden realizar procedimientos de desfibrilación adicionales debido a la ausencia de una señal de ECG. Además, una descarga capacitiva del electrodo al paciente puede causar quemaduras en la piel del paciente.

30 Sin embargo, se ha encontrado que las partículas eléctricamente conductoras, cuando están en presencia del voltaje de sobrecarga, migran dentro del aglutinante para formar trayectorias conductoras independientes a través del material compuesto, provocando de este modo que la resistividad a través del material compuesto caiga significativamente. Esta funcionalidad proporciona una protección de sobrecarga al electrodo biomédico.

La impedancia puede medirse por el método descrito en AAMI EC 12-2000 - 4.2.2.1 (Impedancia AC), que proporciona un máximo de 3000 ohmios permitidos para cualquier valor único y un promedio que no exceda los 2000 ohmios. El método de impedancia AC que se usa aquí se modificó a 20 Hz en lugar de 10 Hz, usando un medidor QuadTech 1920 LCR de precisión vendido por QuadTech, Inc. de Marlborough, MA.

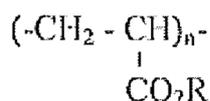
40 Sin embargo, se ha encontrado que los ejemplos de materiales compuestos de la invención que incluyen solo 5% en peso de partículas de carbono tienen resistencias de menos de 1000 ohmios después de la sobrecarga, lo que significa que los compuestos pasan AAMI EC12-2000 - 4.2.2.4, pero funcionan mediante las técnicas de acoplamiento capacitivo descritas en la patente de Estados Unidos número 7,651,638 antes de someterse a un campo eléctrico de sobrecarga. Se ha encontrado además, de hecho, que añadiendo tan poco como (1%) de una partícula conductiva dispersa aleatoriamente o posición específica dentro de un material polimérico que incluye un material polar como se describió anteriormente, se pueden formar compuestos que pasen AAMI EC12-2000 - 4.2.2.1 y AAMI EC12-2000 - 4.2.2.4 después de la sobrecarga. Se obtuvieron mezclas de menor resistencia (después de la sobrecarga) usando una adición de partículas conductoras al 2,5%, y se obtuvieron mezclas de resistencia todavía más bajas (después de la sobrecarga) usando una adición de partículas conductoras al 5%.

Un aspecto adicional de la presente invención es que dado que la señal representativa de los campos eléctricos de alineamiento/relajación del material polar está presente en la dirección z, se puede emplear un área grande (en las direcciones x y y) que contiene múltiples contactos de receptor en el material común de área grande. El material, por lo tanto, es anisotrópico porque los contactos del sensor pueden estar adyacentes entre sí en el material compuesto común sin detección de señal cruzada. Además, el material compuesto permanece anisotrópico después de la sobrecarga ya que las trayectorias conductivas formadas por electroforesis son discretas entre sí como se discute más adelante.

Los requisitos para el material aglutinante (por ejemplo, material polimérico o material elastomérico), el material polar y el material conductivo son que los materiales interactúan de tal manera que ni el material polar ni el material conductivo se aglomeran dentro del material aglutinante o florece en una superficie del material aglutinante. Si el material conductivo tiene una energía superficial similar a la del material aglutinante, entonces permanecerá suspendido dentro del material aglutinante pero no estará en concentraciones suficientes para proporcionar conductividad eléctrica a través del material antes de cualquier sobrecarga.

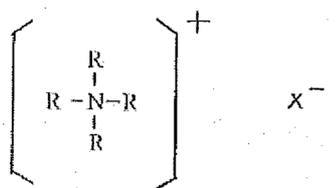
La Figura 1, por ejemplo, muestra un material compuesto 10 de acuerdo con una realización de la invención que incluye un material 12 aglutinante y partículas 14 conductivas dispersas dentro del material 12 aglutinante. Como se muestra en la vista 16 esquemática ampliada, el material 12 aglutinante incluye un material 18 polimérico y un material 20 polar que se combinan a escala molecular. Esto puede lograrse, por ejemplo, introduciendo el material polar (en una solución evaporativa de agua/alcohol) en el material polimérico dispersado líquido o solvatado y luego permitiendo que la solución de agua/alcohol se evapore dejando el material polar dentro del material polimérico.

De acuerdo con una realización de la invención, el material polimérico puede ser, por ejemplo, un adhesivo acrílico tal como se puede representar como



donde R puede variar y puede ser cualquiera de un etilo, o un butilo o un 2-etilhexilo u otra unidad estructural orgánica, y n es un número de unidades que se repiten. Por ejemplo, el material polimérico puede ser un adhesivo sensible a la presión FLEXcon V95 vendido por FLEXcon Company, Inc. de Spencer, MA.

En una realización, el material polar puede ser una sal de amonio cuaternario tal como se puede representar como:



donde R = H o alguna mitad con base en carbono, y donde cualquiera de los grupos R pueden ser el mismo o diferentes. Por ejemplo, el material polar puede ser una sal de amonio cuaternario Arquad HTL8-MS vendida por Akzo Nobel Surfactants de Chicago, IL.

Un objetivo de la selección de la combinación del material aglutinante y el material polar es que los dos materiales muestran cada uno una atracción mutua que es muy similar a la atracción que tiene cada material sobre sus propias moléculas. Esto da como resultado que el material polar se disperse homogéneamente dentro del material aglutinante. La idoneidad de la combinación del material polimérico y el material polar se puede identificar mediante el siguiente procedimiento. Primero, se combina un material polar con el material polimérico en aproximadamente cinco concentraciones diferentes (típicamente entre aproximadamente 5% a aproximadamente 45% en peso). Luego, el adhesivo y el compuesto de sal se dibujan sobre un forro de liberación (de aproximadamente 1,5 mil) y se dejan secar y curar. La superficie del compuesto se inspecciona después de un corto período de tiempo. Si el material polar se cristalizó o floreció en la superficie, entonces la combinación de componentes no es compatible. Si, por otro lado, el compuesto es claro, está sujeto al siguiente nivel de pruebas de compatibilidad. A continuación, las muestras deben someterse a una prueba de exposición en la que las muestras se exponen a 100° F con 95% de humedad relativa durante 3 días. Las muestras se inspeccionan nuevamente para determinar si el material polar ha migrado hacia cualquier superficie. Si no ha habido migración del material polar y el compuesto está limpio, entonces se determina la constante dieléctrica para el compuesto y se prueba el compuesto para su uso como material de monitorización médico.

- 5 Con referencia nuevamente a la vista 16 esquemática ampliada de la Figura 1, el material aglutinante y el material polar se seleccionan para que sean compatibles, pero no de forma tal que experimenten un cambio de disociación iónica tal como ocurriría, por ejemplo, con NaCl en agua. El material 20 polar a escala molecular se dispersa por lo tanto dentro del material 18 aglutinante pero dado el peso molecular del material polar y el medio no prótico del adhesivo, se esperaría una disociación iónica verdadera pequeña o nula.
- 10 Como se muestra en la Figura 2, cuando está presente un campo bioeléctrico positivo externo (V_{bio+} como en general se muestra en 22) en un lado 24 del compuesto 10, el material 20 polar responde alineándose con el campo eléctrico externo positivo como se muestra en la vista ampliada. Como se muestra en la Figura 3, cuando el campo bioeléctrico externo disminuye (V_{bio-}) en un lado 24 del compuesto 10, el material 20 polar puede migrar libremente a orientaciones aleatorias. Cuando esto ocurre, se proporciona una carga positiva (V_{out+}) en una segunda superficie 26 opuesta del compuesto 10. Tras el colapso del campo bioeléctrico, el material polar bajo movimiento térmico normal vuelve a un estado aleatorio. El potencial eléctrico liberado puede detectarse mediante un electrodo como se muestra en 28. En la medida que el campo bioeléctrico alterna, por lo tanto, de V_{bio-} a V_{bio+} a V_{bio-} , etcétera, la señal de salida proporciona una señal alterna representativa de $V_{salida+}$ a $V_{salida-}$ a $V_{salida+}$ etcétera.
- 15 El voltaje en el electrodo en la superficie 26, por lo tanto, alterna en presencia de un campo eléctrico alterno en la superficie 24 opuesta. De esta manera, un campo eléctrico alterno del primer lado del compuesto puede representarse por un segundo campo eléctrico alterno provisto en el electrodo 28. Obsérvese que la capacitancia puede variar dependiendo del tamaño (por ejemplo, el plano X - Y y la distancia total entre las superficies conductoras).
- 20 Las partículas conductoras deberían tener una energía superficial que sea al menos ligeramente mayor que la del material aglutinante para asegurar que el material aglutinante humedezca suficientemente la superficie de las partículas conductoras. La densidad y el área superficial de la conductividad de las partículas 14 son consideraciones importantes. Los solicitantes han encontrado, por ejemplo, que el carbono (por ejemplo, polvo de grafito, copos, gránulos o nanotubos, etcétera) que tiene densidades en el intervalo de, por ejemplo, aproximadamente $0,35 \text{ g/cm}^3$ a aproximadamente $1,20 \text{ g/cm}^3$, y preferiblemente entre aproximadamente $0,5 \text{ g/cm}^3$ a $1,0 \text{ g/cm}^3$, son adecuados para usar como material conductor. La energía superficial del grafito es, de nuevo, preferiblemente más alta que la del aglutinante para asegurar una humectación suficiente de las superficies de las partículas 14. En el ejemplo anterior, las partículas de grafito tienen una energía superficial específica de 55 dinas/cm y el aglutinante divulgado anteriormente tiene una energía superficial de menos de 40 dinas/cm.
- 25 La Figura 4 muestra el compuesto de la Figura 1 en presencia de una carga 30 de sobrevoltaje ($V_{sobrevoltaje}$). Como se muestra, en presencia de dicha carga 30 de sobrevoltaje en un electrodo 32, las partículas 14 conductoras se alinean con la distancia más corta entre una carga alta y una carga baja (tal como tierra) debido a un proceso de electroforesis. Las partículas conductoras alineadas migran de ese modo para formar una trayectoria conductiva permanente a través del compuesto como se muestra. La carga de sobrevoltaje ahora puede conducir a lo largo de la trayectoria formada por las partículas 14 conductoras.
- 30 En particular, las Figuras 5A-5C muestran el proceso de electroforesis que se produce con la sobrecarga en más detalle. Como se muestra en la Figura 5A, cuando se aplica un gran potencial de voltaje, por ejemplo, 5, 10, 50, 100 o 200 voltios o AC o DC más alto, una partícula 14a que está cerca de la superficie se alinea en la dirección z. Una vez que esto ocurre, el extremo 16a interno de la partícula 14a está ahora más cerca de la superficie opuesta, haciendo que la carga en el extremo 16a interno sea ligeramente más alta que la carga en la superficie interna circundante del compuesto. Esto hace que otra partícula 14b cercana sea atraída hacia el extremo 16a interno de la partícula 14a como se muestra en la Figura 5B. El extremo interno de la partícula 14b está ahora altamente cargado, provocando que la partícula 14c cercana sea atraída hacia él, como se muestra en la Figura 5C. Las partículas adicionales (por ejemplo, 14d como se muestra) se atraen adicionalmente a los extremos de la trayectoria así formada. Todo esto ocurre rápidamente y se cree que la fuerza de atracción/alineación que causa la electroforesis se vuelve más fuerte a medida que se forma la trayectoria a medida que se reduce la distancia entre un primer electrodo y el aglomerado en crecimiento unido al otro electrodo.
- 35 Como se muestra en la Figura 6A, cuando se aplica un campo de sobrevoltaje de AC (de nuevo, por ejemplo, 5, 10, 50, 100 o 200 voltios o más), las partículas 15a y 15b forman a lo largo de un primer lado del compuesto 12 que tiene un voltaje positivo aplicado a él en un primer conductor 31. Cuando se aplica entonces una carga de voltaje positiva en el conductor 33 opuesto, las partículas 15c y 15d conductoras comienzan entonces a aglomerarse a partir del lado inferior del compuesto como se muestra en la Figura 6B. Al alternar así el proceso de aglomeración entre lados opuestos, el sobrevoltaje de AC hace que se forme una trayectoria que se encuentra esencialmente en el medio.
- 40 Independientemente de si la carga de sobrevoltaje es DC o AC, cuanto mayor sea el voltaje, más rápidamente se alinean las partículas, pero con un voltaje relativamente bajo (por ejemplo, aproximadamente 5 voltios o más), las partículas se alinean más lentamente, pero aún se alinean eventualmente.
- 45 Como se muestra en la Figura 7, después de la sobrecarga en un área pequeña del material compuesto, se pueden formar múltiples trayectorias 34 conductoras a través del compuesto, en donde cada trayectoria conductiva está

formada por partículas conductivas alineadas. Como se muestra en la Figura 8, los grupos de dichas trayectorias 38, 40, 42 conductivas pueden separarse entre sí mediante la aplicación selectiva de campos de sobrecarga, permitiendo que las áreas seleccionadas del material compuesto sean eléctricamente conductivas, a la vez que otras áreas 36 del compuesto exhiben una constante dieléctrica elevada y, por lo tanto, no son eléctricamente conductivos.

5 De acuerdo con una realización adicional, un compuesto 50 de la invención puede incluir una primera porción 52 que exhibe acoplamiento capacitivo como se describe anteriormente, a la vez que otra porción 54 del compuesto incluye trayectorias conductivas, por ejemplo, formadas por esferas 56 de carbono, que se extienden solo ligeramente a través del material aglutinante como se muestra en la Figura 9. Dicho compuesto puede usarse para proporcionar acoplamiento selectivamente capacitivo en un área 52 (como se discutió anteriormente con referencia a las Figuras 1
10 - 3) y/o para proporcionar conductividad eléctrica en un área 54 diferente.

De acuerdo con una realización, en un ejemplo, se añadió un material polar (Arquad HTL-8 (AkzoNobel), 20% por peso en sólidos) a una muestra líquida de PSA acrílico V-95 de FLEXcon. A esto, el 5% en peso (sólidos de la mezcla V-95 FLEXcon y Arquad) de una partícula de carbono (las partículas de carbono Aquablack 5909 de Solution Dispersions Inc., Cynthiana KY), se dispersaron uniformemente. Esta mezcla se revistió sobre una película de PET de un lado siliconada de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros), se secó y se curó durante 10 minutos en un horno de laboratorio ventilado a 160° F, hasta una deposición seca de 2 mil (50 micrómetros).
15

Se ha encontrado que después de realizar el procedimiento de prueba en AAMI E12-2000 4.2.2.4, el compuesto adhesivo con las partículas conductivas dispersas adentro sufre un cambio. Los materiales probados de post recuperación de sobrecarga del dispositivo (DOR) pasarán ahora a AAMI E12-2000-4.2.2.1. También se ha encontrado que, al igual que el material aglutinante acoplado capacitivamente, el cual tiene receptividad a la señal de dimensión Z, el material post DOR mantiene esta receptividad a la señal de dimensión Z. Además, la variante de partículas conductivas, prueba post DOR, también transporta corriente en la dimensión Z. Curiosamente, este mantenimiento de la dimensión Z permite que este adhesivo se use en aplicaciones como se describe en la publicación de solicitud de patente de Estados Unidos número 2010-0036230 la cual enseña la formación de una matriz de biodetectores formada con una capa continua de adhesivo, cuya revelación se incorpora aquí por referencia en su totalidad.
20
25

Los compuestos de acuerdo con ciertas realizaciones de la presente invención, comienzan con partículas sustancialmente separadas uniformemente dispersas dentro del adhesivo, luego requieren una segunda etapa, es decir, la aplicación de un campo eléctrico para formar las estructuras conductivas. Esta es una ventaja decisiva ya que permite la colocación de estructuras conductivas, es decir, en la dimensión Z y, si es necesario, coloca las estructuras dimensionadas Z en ubicaciones X, Y específicas, permitiendo así un contacto eléctrico punto a punto específico.
30

Los siguientes ejemplos demuestran el efecto de la adición de partículas conductivas al material aglutinante discutido anteriormente.

Ejemplo 1

A una muestra líquida de PSA acrílico V-95 de FLEXcon, se agrega el material polar, Arquad HTL-8 (AkzoNobel), 20% por peso en sólidos, a este 5% en peso (sólidos del V-95 y Mezcla Arquad) de una partícula de carbono (Aquablack 5909 de Solution Dispersions Inc., Cynthiana KY), se dispersó uniformemente y se designó como Muestra 1. Esta mezcla se revistió sobre una película de PET de un lado siliconada de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros), se secó y se curó durante 10 minutos en un horno de laboratorio ventilado a 160° F, a una deposición seca de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros).
35

También se preparó en este momento el compuesto de solo el adhesivo acrílico V-95 y el Arquad (20% en peso de sólidos), sin carbono, de acuerdo las enseñanzas de la patente de los Estados Unidos número 7,651,638. Esta mezcla también en una película de PET de un lado siliconada de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros), se secó y se curó durante 10 minutos en un horno de laboratorio ventilado a 160° F, a una deposición seca de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros) y se designó como Muestra 2.
40

De forma similar, se preparó una tercera muestra que consistía únicamente en adhesivo acrílico V-95 y 5% de carbono, sin material polar (Arquad). La muestra se procesó de la misma manera que para las muestras 1 y 2, y esta muestra se designó como Muestra 3.
45

Las tres muestras se probaron en un material base conductivo que consistía en una película polimérica cargada con carbono con una resistencia superficial de ~ 100 ohmios/cuadrado, usando el producto experimental designado EXV-215, 90PFW (vendido por FLEXcon Company, Inc. de Spencer, Massachusetts). Las muestras se analizaron usando un dispositivo de prueba QuadTech LCR Modelo 1900 vendido por QuadTech, Inc. de Marlborough, MA.
50

En particular, todas las tres muestras se analizaron de acuerdo con AAMI EC12-2000 - 4.2.2.1 (modificado) y AAMI EC 12-2000 - 4.2.2.4. La prueba AAMI EC 12-2000 - 4.2.2.1 tiene un límite superior de 3000 ohmios para la cara a la

ES 2 665 825 T3

parte adhesiva doble cara de la prueba, para un punto único y un promedio máximo (12 muestras de prueba) de 2000 ohmios.

El AAMI EC 12-2000 - 4.2.2.4 requiere retener menos de 100 mV en 5 segundos después de una carga de 200 voltios DC, usando nuevamente una capa adhesiva de doble cara.

- 5 Obsérvese la Tabla 1 a continuación, la cual muestra la impedancia (EC 12-2000 - 4.2.2.1) probada primero; DOR (CE 12 - 2000 - 4.2.2.4) se ejecutó a continuación en las mismas muestras.

Tabla 1

Muestra	EC 12-2000-4.2.2.2 (20 HZ)	EC 12-2000-4.2.2.4
Muestra 1	60 K Ohmios (no aprobada)	0.0 voltios en menos de 5 segundos (aprobada)
Muestra 2	80 K Ohmios (no aprobada)	150 voltios después de 5 segundos (no aprobada)
Muestra 3	40 M Ohmios (no aprobada)	0.0 voltios en menos de 5 segundos (aprobada)

Ejemplo 2

- 10 Para determinar la receptividad de la señal de esta invención, las muestras preparadas para el Ejemplo 1 se probaron de acuerdo con el procedimiento descrito a continuación. Las muestras utilizadas en las pruebas según AAMI EC12-2000 - 4.2.2.1 se usaron conectadas en serie a un generador de forma de onda (Hewlett Packard 33120A 15MHz Función/Generador de forma de onda arbitrario) y en serie un osciloscopio (BK Precision 100MHz Osciloscopo 2190), esquemáticamente mostrado a continuación. Las muestras se probaron a 3, 10 y 100 Hz; los resultados se dan a
- 15 continuación en la Tabla 2 en % de la señal transmitida recibida.

Tabla 2

	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3
3 Hz	95+%	95%	Sin señal
10 Hz	95+%	95%	Sin señal
100 Hz	95+%	95%	Sin señal

Ejemplo 3

- 20 Las muestras que pasaron la prueba DOR (AAMI EC12-2000 - 4.2.2.4) se volvieron a analizar para la impedancia según AAMI EC12-2000 - 4.2.2.1 (modificado), al volver a verificar, las muestras 1 y 3 tuvieron un cambio notable. Las muestras 1 y 3 ahora tienen una impedancia de menos de 1K ohmios. En la muestra 2, el medio receptor de señal no se modificó posterior a la prueba DOR; solo aquellas muestras con las partículas conductivas dispersas cambiaron. Además, la menor impedancia resultante todavía era anisotrópica, es decir, en la dirección Z (tomando nota del
- 25 Ejemplo 4 en cuanto a cómo se determinó la propiedad anisotrópica). Además, la capacitancia en paralelo (CP) del material DOR posterior en realidad aumenta a medida que disminuye la impedancia Z, como se muestra a continuación en la Tabla 3.

Tabla 3

	Ohmios (dirección Z)	CP Faradios	Ohmios de Resistencia DC
Muestra 1 antes de DOR	60 K	11.0 nF	80 K
Muestra 1 después de DOR	860	61.6 nF	790
Muestra 3 antes de DOR	13 M	0.06 nF	100+ M
Muestra 3 después de DOR	1.9 K	41.2 nF	1.45 K

Ejemplo 4

5 La propiedad anisotrópica se validó mediante el siguiente procedimiento de prueba. Se generaron señales a 3, 10, 100 Hz, y se alimentaron a una primera derivación de cobre, la cual se colocó sobre el adhesivo conductor. Se colocó una segunda derivación de cobre en el mismo adhesivo conductor ~ 0,004" (100 micrómetros) aparte de la primera derivación, que se conectó (en serie) a un osciloscopio. El sustrato base era un material dieléctrico (película de PET). Luego de la electroforesis, el compuesto puede tener una resistencia de menos de aproximadamente 3,000 ohmios, menos de aproximadamente 2,000 ohmios, menos de aproximadamente 1,000 ohmios o incluso menos de aproximadamente 500 ohmios.

Si el adhesivo de la Muestra 1 fuera isotrópico, se hubiera esperado que captara una señal en el osciloscopio. Si el adhesivo de la Muestra 1 fuera anisotrópico, se hubiera esperado que no se recibiera ninguna señal en el osciloscopio. El resultado fue que no se detectó ninguna señal.

15 La Figura 10A muestra en 60 un conjunto de registros de prueba de ECG usando sensores biomédicos convencionales, y la Figura 10B muestra en 62 el mismo conjunto de señales de ECG registradas usando un sensor biomédico de acuerdo con una realización de la invención.

20 El resultado de la electroforesis no parece depender de la presencia del material polar en el material compuesto. Se cree que las partículas de carbono se aglomeran mediante el campo eléctrico aplicado durante la prueba DOR; que el campo eléctrico generado por los 200 voltios DC que se aplican a través de la partícula conductiva que contiene SRM y/o las partículas conductoras solo con un PSA (sin órgano-sal polar), es suficiente para hacer que las partículas se aglomeren juntas.

25 Las estructuras aglomeradas que abarcan a partir de un electrodo hasta el otro son la razón por la que se forma un PSA conductor anisotrópico. Para examinar estas aglomeraciones, se hace referencia a la Figura 11, que muestra en 70 una estructura conductiva formada en su lugar según esta invención. En particular, la Figura 11 muestra una vista 10X mirando hacia abajo a partir de la parte superior de una estructura conductiva. Las áreas oscuras son las partículas aglomeradas, el área más clara representa áreas de partículas pobres, es decir, lugares a partir de los que migraron las partículas.

30 Este efecto de migración de partículas puede mostrarse con más detalle mirando la Figura 12, la cual muestra en 72 a aumentos de 100X de una estructura conductiva, nuevamente mirando hacia abajo a partir de la parte superior pero enfocada más hacia el borde, mostrando áreas más claras, partículas pobres. El material transparente es el medio continuo, en este caso un PSA, el adhesivo acrílico V-95 de FLEXcon. Nótese las estrías o ranuras en el espacio V-95, y también nótese que las pocas partículas restantes están alineadas con las estrías. El material de partida fue una distribución uniforme de partículas en un medio continuo, por lo tanto, bajo el campo eléctrico generado por la prueba DOR, las partículas se mueven juntas para formar la estructura conductiva. De nuevo, este fenómeno de aglomeración se puede denominar electroforético o, en el caso de un campo eléctrico AC, efecto dielectroforético, ambos de los cuales se denominan aquí proceso de electroforesis.

40 Sin embargo, es significativo que en este caso la aglomeración se produzca en un medio no acuoso de alta viscosidad. De acuerdo con la presente invención, el medio continuo es un dieléctrico y está en pleno contacto con las partículas conductoras (a los niveles de carga de partículas) y el medio es un líquido viscoelástico, es decir, tiene una viscosidad muy alta, cinco veces más órdenes de magnitud más alta (medida en centipoises) que las dispersiones de agua (a menudo medida en los únicos 10s de centipoises).

De nuevo, lo que se postula aquí es que, como en el caso de la aglomeración de partículas a través de un campo eléctrico de sobrecarga en un medio acuoso continuo, se induce una ligera carga sobre una partícula próxima cerca

de un electrodo. Sin embargo, con el medio continuo siendo menos polar y más dieléctrico que el agua, puede producirse una mayor acumulación de carga en una partícula en el campo eléctrico.

5 Con agua como el medio continuo, la polaridad más alta mitigaría la acumulación de carga, además si se aumentara el campo eléctrico aplicado (voltaje más alto) la electrólisis del agua se convertiría en una complicación competitiva. Con un PSA (adhesivo acrílico V-95 de FLEXcon) como medio continuo, hay mucha menos mitigación de carga y no se produce ningún proceso electroquímico sustancial.

10 Esta acumulación de carga en la partícula aumenta las fuerzas de atracción entre la partícula y el electrodo, arrastrando así la partícula al electrodo a pesar de la mayor viscosidad del medio continuo. Además, la primera partícula que alcanza el electrodo forma un punto elevado incremental en dicho electrodo, por lo que el campo eléctrico se acerca al otro electrodo, a medida que más partículas se unen a la aglomeración, la intensidad del campo aumenta a medida que disminuye la distancia al electrodo opuesto, acelerando así el crecimiento de la aglomeración.

15 La prueba DOR involucra una disposición de electrodo plano a plano; después de que se formen unas pocas estructuras conductivas, el campo eléctrico entre los dos electrodos se disipa en su mayor parte debido a los contactos ya realizados entre los electrodos. Así se formará la primera estructura, donde hay un punto donde los dos planos están más cerca el uno del otro o hay una distribución desigual de carbono de manera que una densidad ligeramente más alta de las partículas conductivas está en un incremento, entre el plano, en otras palabras que apuntan a la menor resistencia.

20 Como resultado, el uso del método de plano a plano para formar estas estructuras tiene algunos límites en cuanto a la posición y número de estructuras conductivas formadas. Sin embargo, cuando se usa un método punto a plano o punto a punto para introducir el campo eléctrico, se formaría una posición y número de estructuras conductivas más discretas ya que cada punto tiene su propio campo eléctrico el cual no se disipa fácilmente cuando se forman estructuras conductivas cercanas.

25 Esto se demostró usando un dispositivo de tratamiento de corona de laboratorio en un sustrato conductor que estaba conectado a tierra. El dispositivo de tratamiento de corona de laboratorio actuó como una serie de fuentes puntuales a un sustrato receptor de plano. Lo que resultó fue una estructura conductiva distribuida uniformemente a través de la superficie del adhesivo.

30 La prueba de la estabilidad de las estructuras eléctricamente conductivas formadas en su lugar se realizó colocando muestras de prueba post DOR en un horno a 160° F (71° C) durante 16 horas y volviendo a probar la impedancia (AAMI EC12-2000 - 4.2.2.1.) y propiedades receptivas de la señal. En todos los casos, las muestras mantuvieron la menor impedancia.

35 La invención por lo tanto proporciona que puede proporcionarse un compuesto insensible al agua, acoplado capacitivamente y protegido contra sobrecargas que incluye un polímero y un material polar dispersado en él, y partículas eléctricamente conductivas, de manera que en caso de sobrecarga, la impedancia medida por AAMI EC12-2000 - 4.2.2.1 se convierte en menos de 3,000 ohmios. Las partículas conductivas pueden estar en forma de carbono, y pueden proporcionarse en una concentración mayor que 1% en sólidos, peso seco. El compuesto puede ser anisotrópico y el polímero puede ser un adhesivo sensible a la presión para usar en un electrodo de ECG que cumpla con los estándares de AAMI EC-12 -2000 - 422.4 para la recuperación de sobrecarga.

40 La Figura 13 muestra un electrodo 80 biomédico de acuerdo con una realización de la invención que incluye un compuesto 82 de la invención que incluye un polímero, un material polar como se discutió anteriormente, y partículas conductivas. Las señales biomédicas a partir de la parte inferior del electrodo (como se muestra en 88) pueden recogerse, por ejemplo, mediante un conector 84 de resorte que está encapsulado dentro de otro material 86 de soporte, tal como otro material polimérico. Nótese que las señales bioeléctricas que no están directamente debajo del conector a presión (como se muestra en 89) no son captadas por el conector 84 de resorte.

45 La Figura 14 muestra un electrodo 90 biomédico de acuerdo con otra realización de la invención que incluye un compuesto 92 de la invención de nuevo, que incluye un polímero, un material polar como se discutió anteriormente, y partículas conductivas. Una capa 94 conductiva está formada en un lado del compuesto 92 para proporcionar que las señales biomédicas de todo el lado inferior del electrodo (como se muestra en 99) puedan recogerse, por ejemplo, mediante un conector 96 a presión que está encapsulado dentro de otro material 98 polimérico como se discutió anteriormente.

50 El uso del compuesto 92 de la presente invención, sin embargo, proporciona que la capa 94 conductiva no necesita formarse de un material costoso tal como plata/cloruro de plata (Ag/AgCl) como se requiere con hidrogeles. Los hidrogeles requieren dichas capas conductivas especializadas debido a que la conductividad iónica del hidrogel debe unirse iónicamente al electrodo. De acuerdo con la presente invención, por otro lado, la capa 94 conductiva puede formarse de una capa de bajo coste depositada (por ejemplo, depositada al vacío o recubierta por pulverización) de,

por ejemplo, partículas conductoras tales como las discutidas anteriormente pero en una concentración mucho mayor para formar una capa conductoras tras la deposición. Dichos materiales menos costosos pueden usarse para la capa conductoras debido a que el mecanismo para la conducción (ya sea por el material polar o el material conductor) no es de conductividad iónica.

5 El uso de materiales de bajo coste para la capa conductoras también permite que se puedan proporcionar una diversidad de opciones de conexión en un solo electrodo biomédico. Por ejemplo, la Figura 15 muestra un electrodo 100 biomédico de acuerdo con otra realización que incluye de nuevo un compuesto 102 de la invención, que incluye un polímero, un material polar como se discutió anteriormente, y partículas conductoras. Una capa 104 conductoras extendida está formada en un lado del compuesto 102 para proporcionar que puedan recogerse las señales biomédicas de todo el lado inferior del electrodo (como se muestra en 112), por ejemplo, mediante un conector 106 a presión que se coloca dentro de un material 108 polimérico adicional como se discutió anteriormente y/o un conector 110 de lengüeta que tiene una porción 114 expuesta de la capa 104 conductoras.

15 La Figura 16 muestra un electrodo 120 biomédico de acuerdo con otra realización que incluye de nuevo un compuesto 122 de la invención, que incluye un polímero, un material polar como se discutió anteriormente, y partículas conductoras. Una capa 124 conductoras extendida está formada en un lado del compuesto 122 para proporcionar que puedan recogerse las señales biomédicas de todo el lado inferior del electrodo (como se muestra en 132), por ejemplo, mediante un conector 126 de presión que está encapsulado dentro de un material polimérico adicional 128 como se discutió anteriormente y/o un conector 130 de lengüeta que tiene una porción 134 expuesta de la capa 124 conductoras.

20 Los compuestos de otras realizaciones de la invención pueden emplear nanotubos de carbono. Dichos materiales compuestos también se someten al proceso de electroforesis descrito anteriormente durante la sobrecarga, pero la aglomeración da como resultado un nido revuelto de los nanotubos dando la relación de aspecto muy elevada de los nanotubos (por ejemplo, más de 1000 a 1). Por ejemplo, un compuesto 150 puede incluir nanotubos 152 de carbono dispersados dentro de un material 154 aglutinante como se muestra en la Figura 17. En la presencia de un campo eléctrico que se aplica en la dirección Z (como se muestra en 156 en la Figura 18), las partículas se aglomeran pero debido a que las partículas son tan largas, estas se enredan entre sí cuando ocurre la aglomeración. Esto hace que las partículas no solo proporcionen conductividad eléctrica en la dirección Z, sino que también proporcionen conductividad eléctrica en las direcciones X y Y debido a la masa entrelazada de partículas que se extiende en las direcciones X y Y así como en la dirección Z como se muestra en la Figura 18.

Ejemplo 5

30 De acuerdo con un ejemplo adicional, una mezcla de adhesivo que incluye el adhesivo acrílico V-95 de FLEXcon, un material polar (Arquad HTL-8 comercializado por AkzoNobel), 20% de sólidos en sólidos del adhesivo V-95 y 0.04% nanotubos de carbono semiconductivos de una sola pared 0,04% (CNTs). La mezcla se proporcionó en una pasta de sólidos al 3% en una mezcla de disolventes 72/28 de alcohol isopropílico/alcohol n-butílico (comercializada por Southwest Nanotechnologies de 2501 Technology Place, Norman, OK. La mezcla se sonicó durante 30 minutos para dispersar uniformemente los CNTs a través de la premezcla adhesiva/arquad.

35 La mezcla se recubrió luego, se secó y se curó como se discutió anteriormente a un espesor seco de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros). Los materiales compuestos adhesivos se hicieron y probaron como se discutió anteriormente. Los resultados fueron que la prueba pre-DOR (según EC12-2000-4.2.2.1) mostró una impedancia de 100k ohmios. La prueba DOR (según EC12-2000-4.2.2.4) se aprobó y la impedancia posterior EC 12-2000-4.2.2.1 fue de 5K ohmios. La receptividad de la señal se probó como en el Ejemplo 1 para ser 95% tanto antes como después de DOR. La prueba de anisotropía como se discutió anteriormente con respecto al Ejemplo 3, encontró que había un componente de conductividad X y Y para el compuesto DOR posterior. Se espera que se formen revestimientos conductoras isotrópicos más uniformes.

Ejemplo 6

45 Como se indicó anteriormente, si la concentración de partículas en un adhesivo sensible a la presión es lo suficientemente alta como para formar una red en la cual se mantiene contacto partícula a partícula, entonces hay pocas posibilidades de que el componente adhesivo esté presente en concentraciones suficientemente altas para fluir para hacer contacto de superficie con superficie entre los sustratos y un electrodo, es decir, actuar como un adhesivo. En un ejemplo adicional, al material adhesivo de la Muestra 1 (el PSA V-95 y el material polar) se añadió un 25% en peso de las partículas de carbono de la Muestra 1. El compuesto se revistió y secó en un revestimiento de liberación siliconado con base de poliéster a una deposición seca de 2 milésimas de pulgada (50 micrómetros). El revestimiento resultante no tenía sustancialmente propiedades de PSA medibles (pegajosidad, peladura, cizalladura). Sin embargo, se había formado una red eléctricamente conductoras en el material compuesto, y se encontró que este material compuesto tenía una resistencia a la corriente continua de aproximadamente 100 ohmios tanto antes como después de la electroforesis.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un material compuesto biomédico que responde al campo eléctrico alterno que proporciona acoplamiento capacitivo a través del compuesto, caracterizado porque el compuesto biomédico comprende un material aglutinante, un material polar que está sustancialmente disperso dentro de dicho material aglutinante, y partículas eléctricamente conductoras dentro del material aglutinante, en donde dicho material polar es sensible a la presencia de un campo eléctrico alterno, y en donde dichas partículas eléctricamente conductoras no tienen suficiente concentración para formar una red conductiva a través del material compuesto.
2. El compuesto de la reivindicación 1, en donde dicho material aglutinante incluye un material polimérico.
- 10 3. El compuesto de la reivindicación 1, en donde dichas partículas eléctricamente conductoras incluyen cualquiera de los polvos de carbono, copos, gránulos o nanotubos.
4. El compuesto de la reivindicación 3, en donde que el carbono está en forma de grafito.
5. El compuesto de la reivindicación 1, en donde dichas partículas eléctricamente conductoras tienen densidades dentro del intervalo de aproximadamente $0,35 \text{ g/cm}^3$ y aproximadamente $1,20 \text{ g/cm}^3$.
- 15 6. El compuesto de la reivindicación 1, en donde dichas partículas eléctricamente conductoras tienen densidades dentro del intervalo de aproximadamente $0,5 \text{ g/cm}^3$ y aproximadamente $1,0 \text{ g/cm}^3$.
7. El compuesto de la reivindicación 1, en donde una energía superficial de las partículas conductoras es más alta que una energía superficial del material aglutinante.
8. El compuesto de la reivindicación 1, en donde las partículas conductoras se distribuyen aleatoriamente dentro del compuesto.
- 20 9. El compuesto de la reivindicación 1, en donde las partículas conductoras se proporcionan en el material compuesto en una disposición ordenada.
10. El compuesto de la reivindicación 1, en donde el material compuesto incluye una capa conductiva que está formada de carbono.
- 25 11. El compuesto de la reivindicación 1, en donde el material compuesto incluye una capa conductiva que no tiene plata/cloruro de plata.
12. El compuesto de la reivindicación 11, en donde el material compuesto incluye una diversidad de tipos de conexión para acoplar electrónicamente al equipo de control.
- 30 13. El compuesto de la reivindicación 1, en donde dicho material aglutinante y dicho material polar exhiben compatibilidad molecular mutua, y en donde dichas partículas eléctricamente conductoras permanecen sustancialmente aisladas entre sí dentro del material aglutinante.
14. El compuesto de la reivindicación 13, en donde dichas partículas eléctricamente conductoras incluyen cualquiera de polvos de carbono, copos, gránulos de grafito o nanotubos.
15. El compuesto de la reivindicación 13, en donde dichas partículas eléctricamente conductoras tienen densidades dentro del intervalo de aproximadamente $0,5 \text{ g/cm}^3$ y aproximadamente $1,0 \text{ g/cm}^3$.

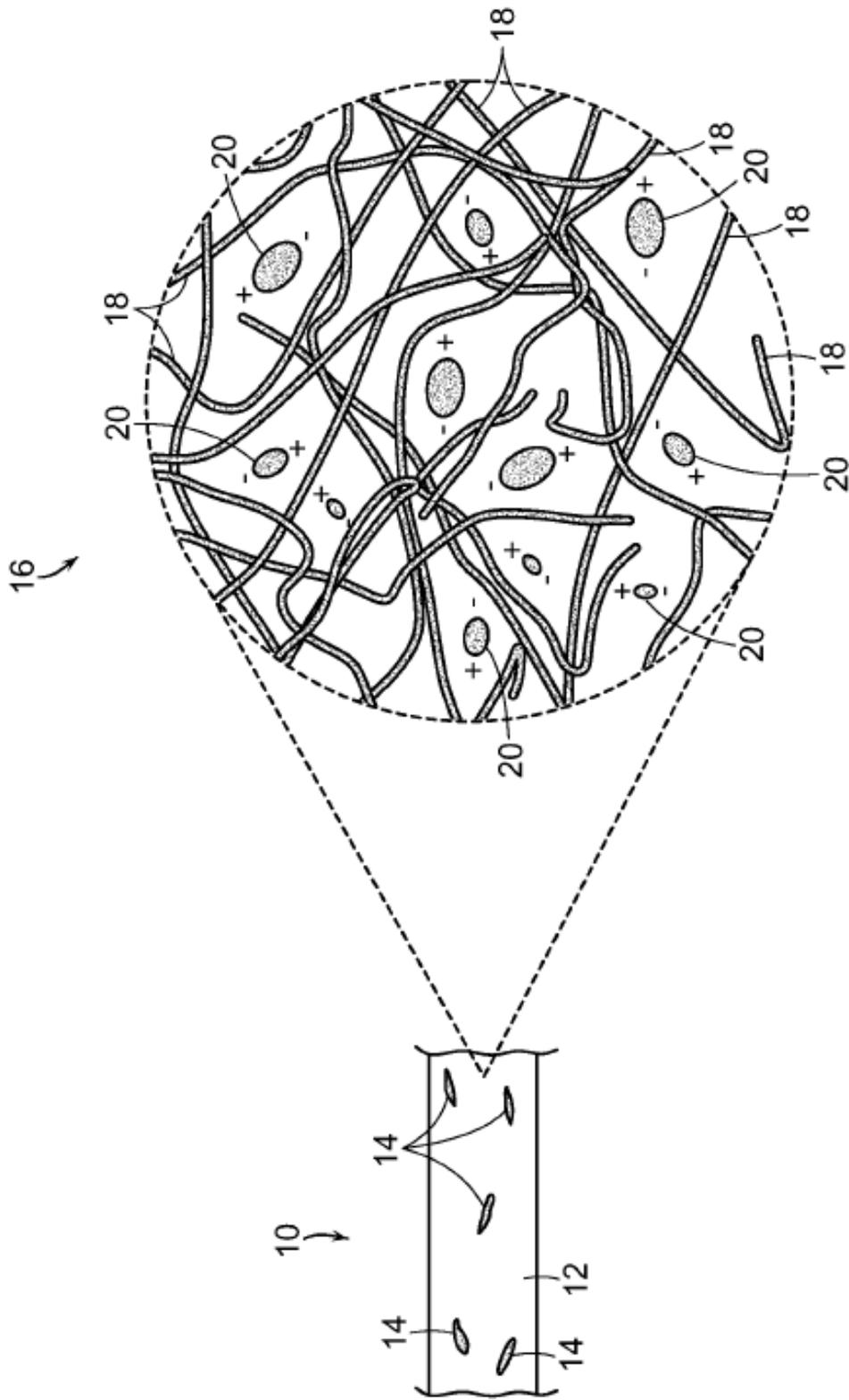


FIG. 1

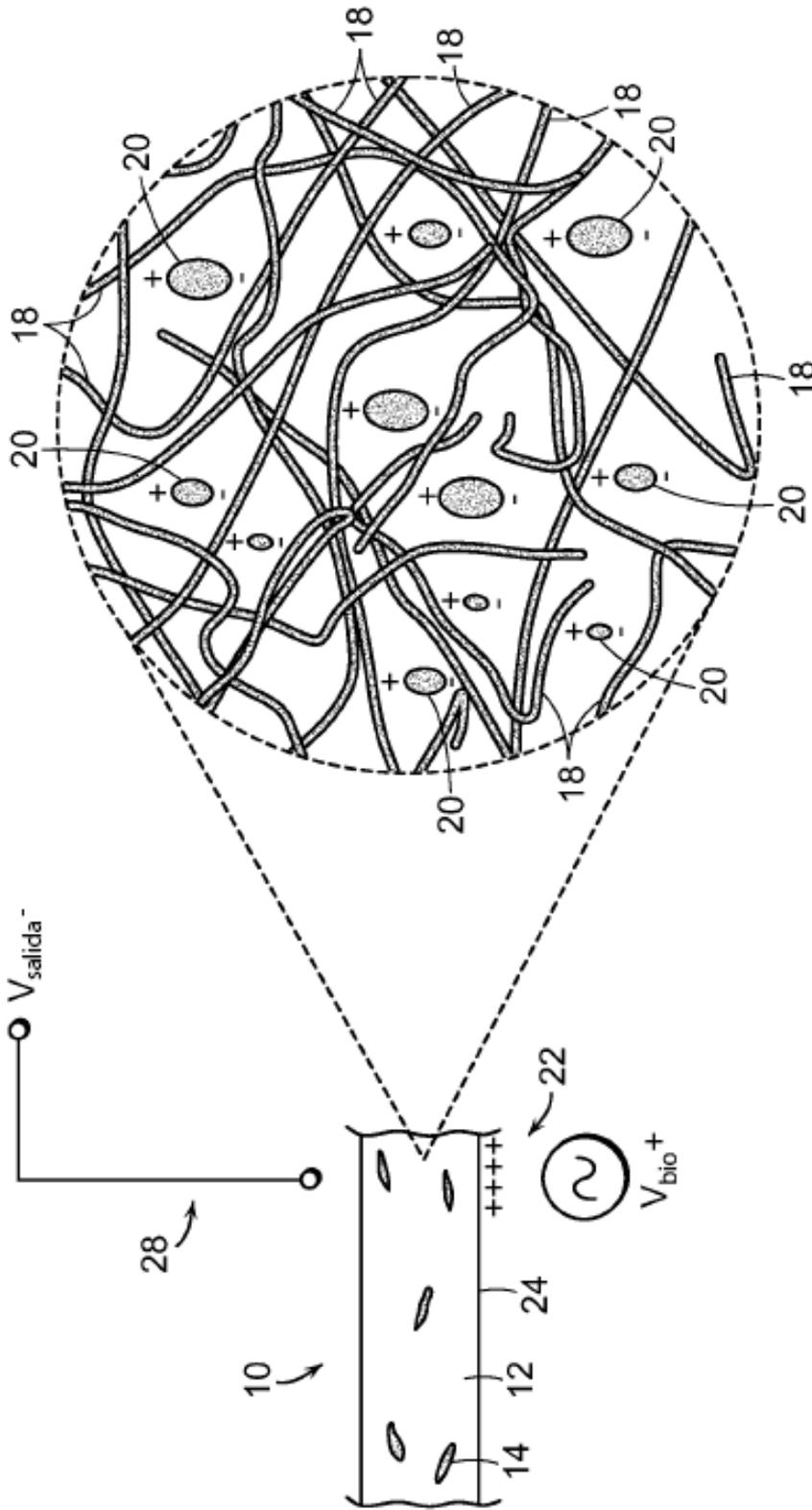


FIG. 2

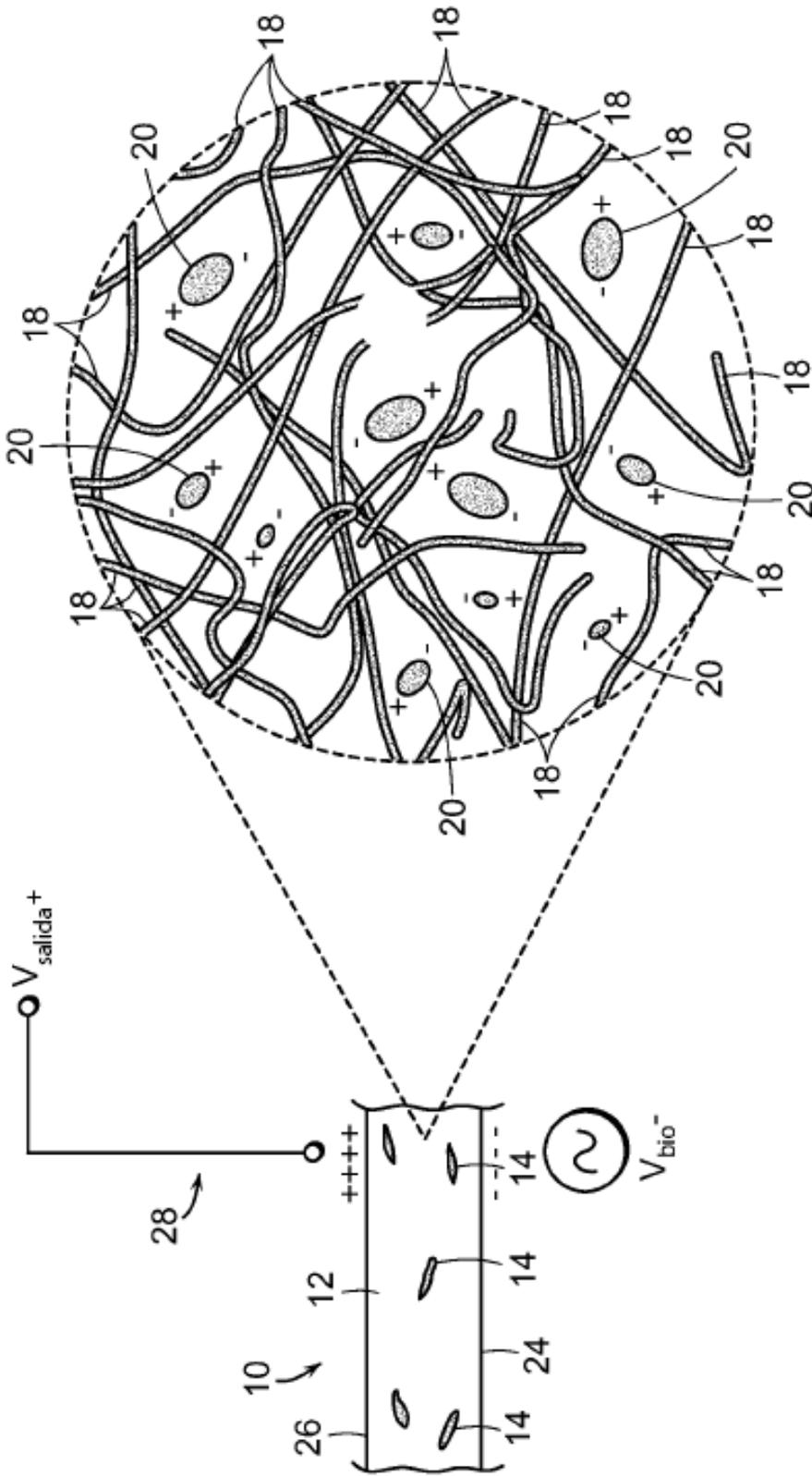


FIG. 3

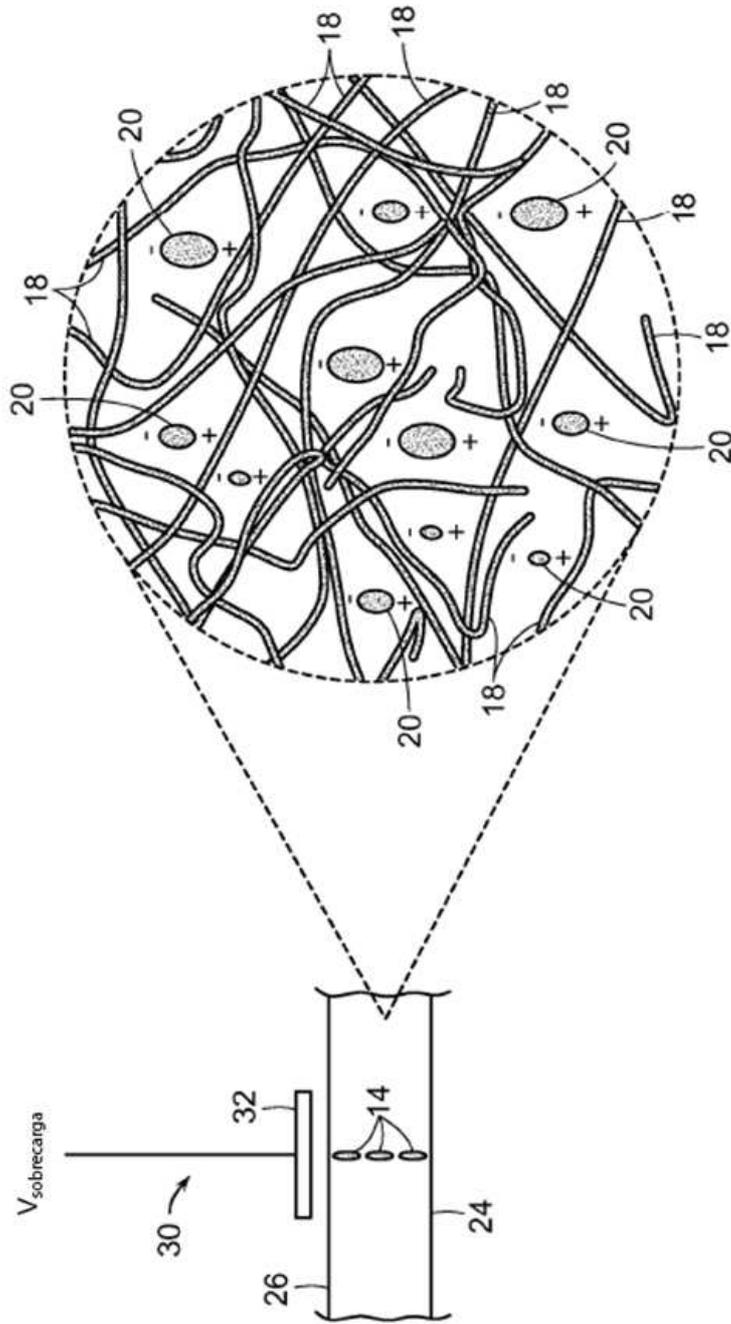


FIG. 4

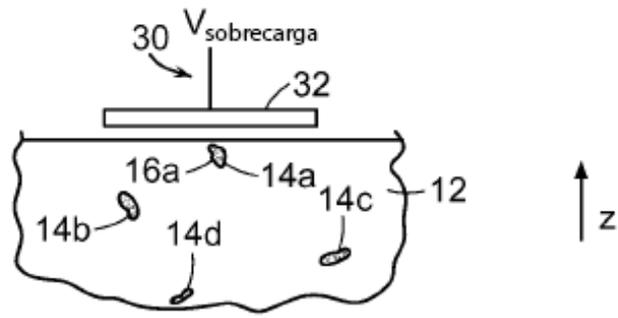


FIG. 5A

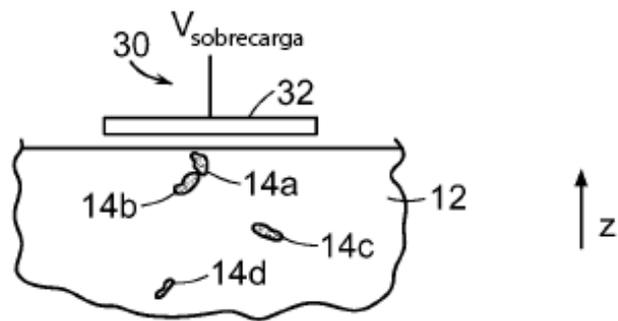


FIG. 5B

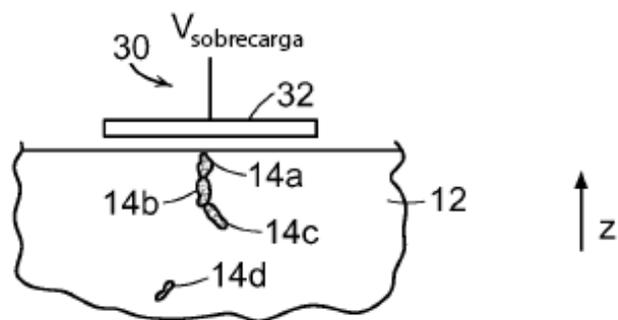


FIG. 5C

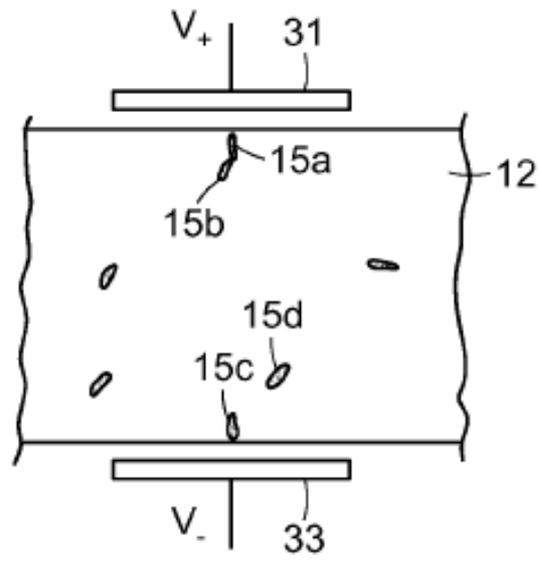


FIG. 6A

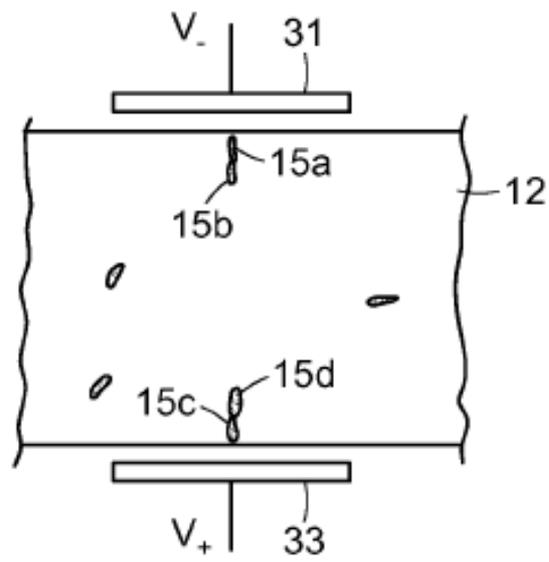


FIG. 6B

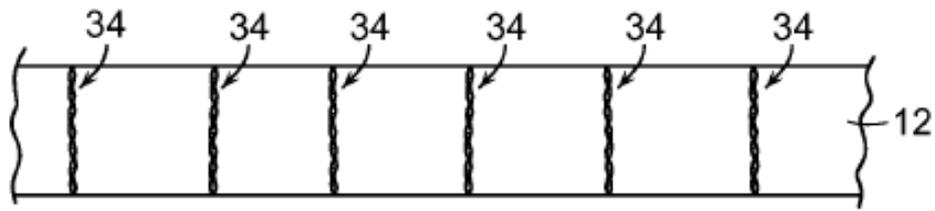


FIG. 7

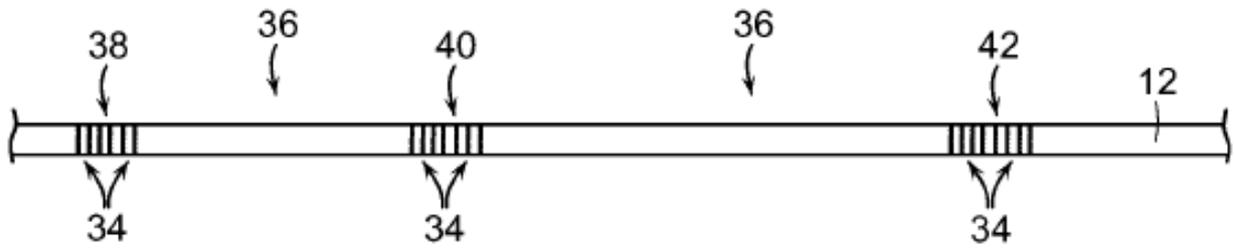


FIG. 8

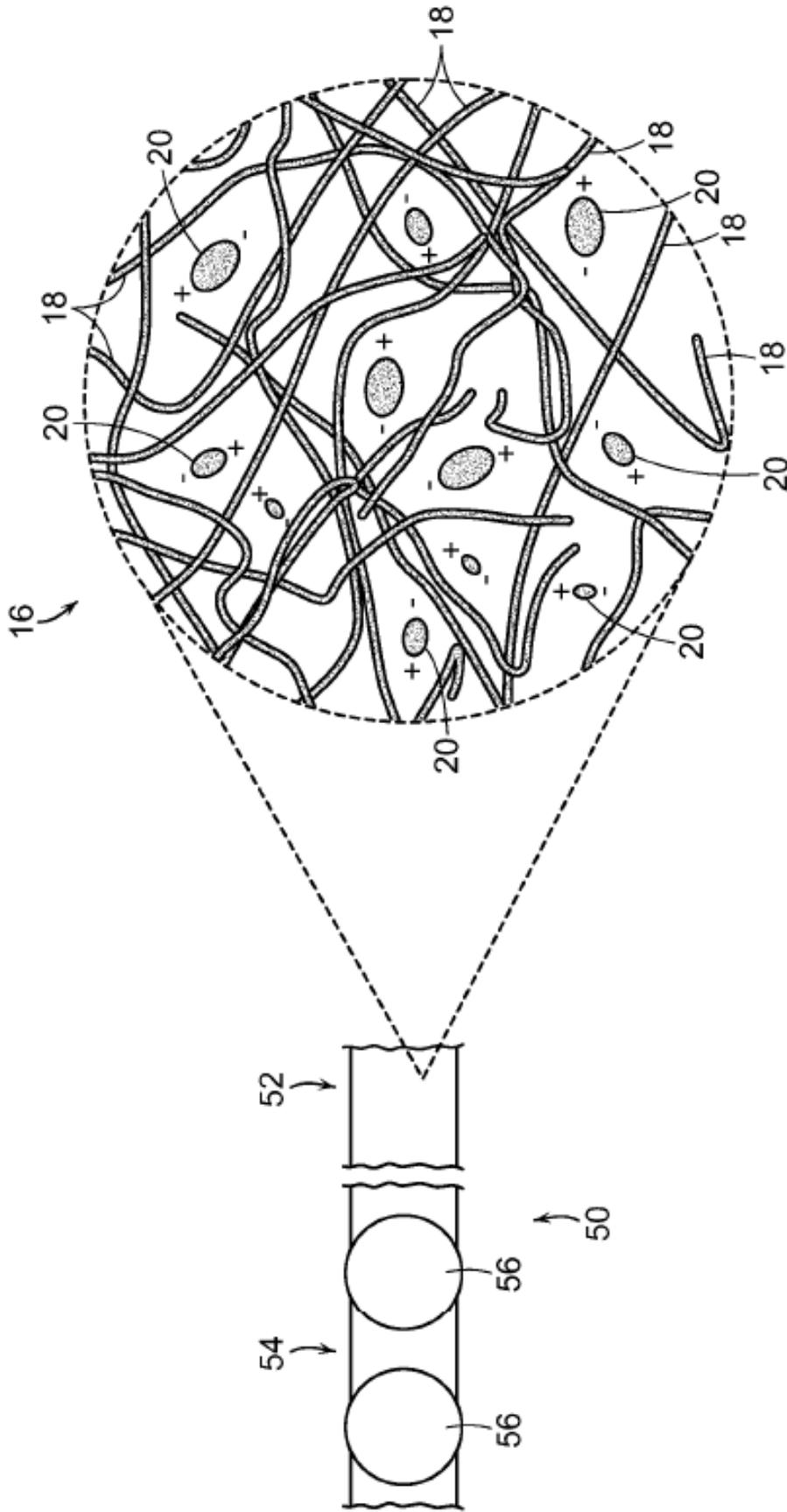


FIG. 9

60

SÓLO ACCESORIOS DE PRUEBA

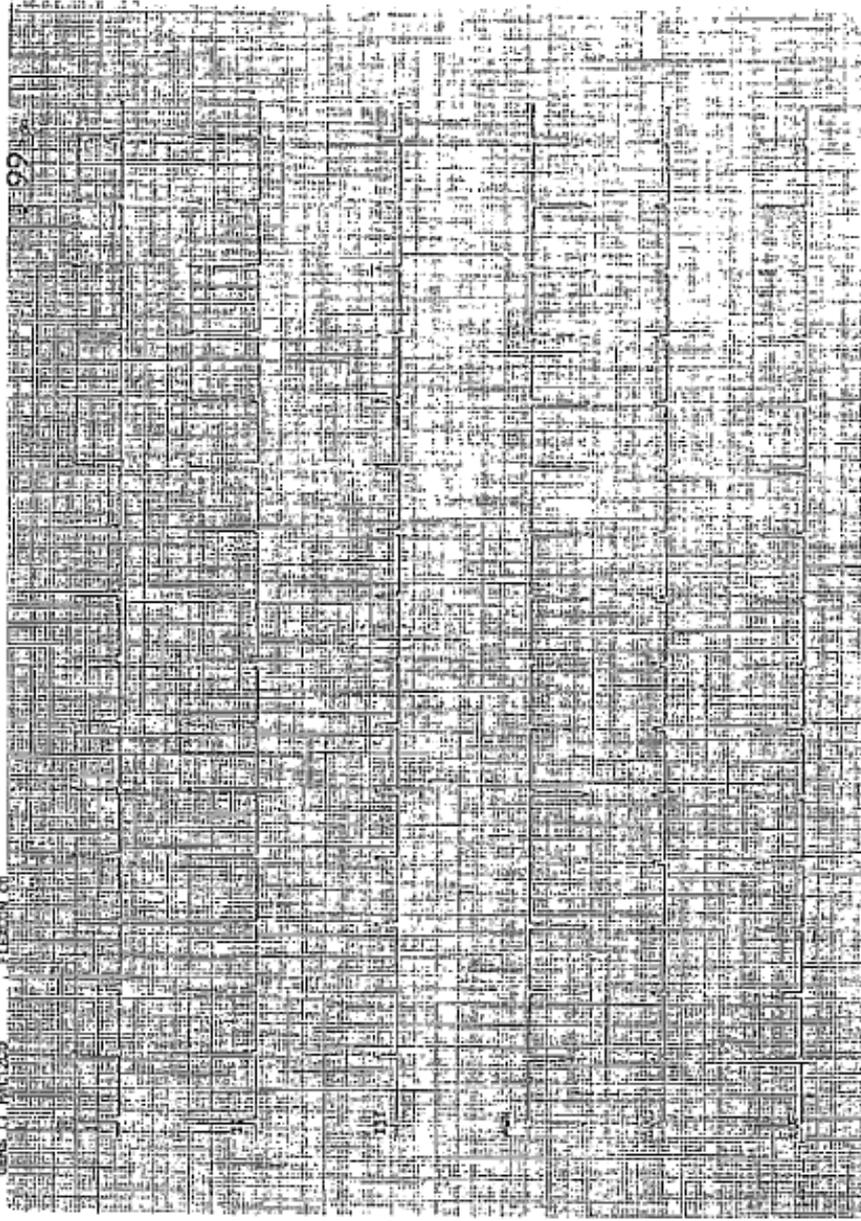


FIG. 10A

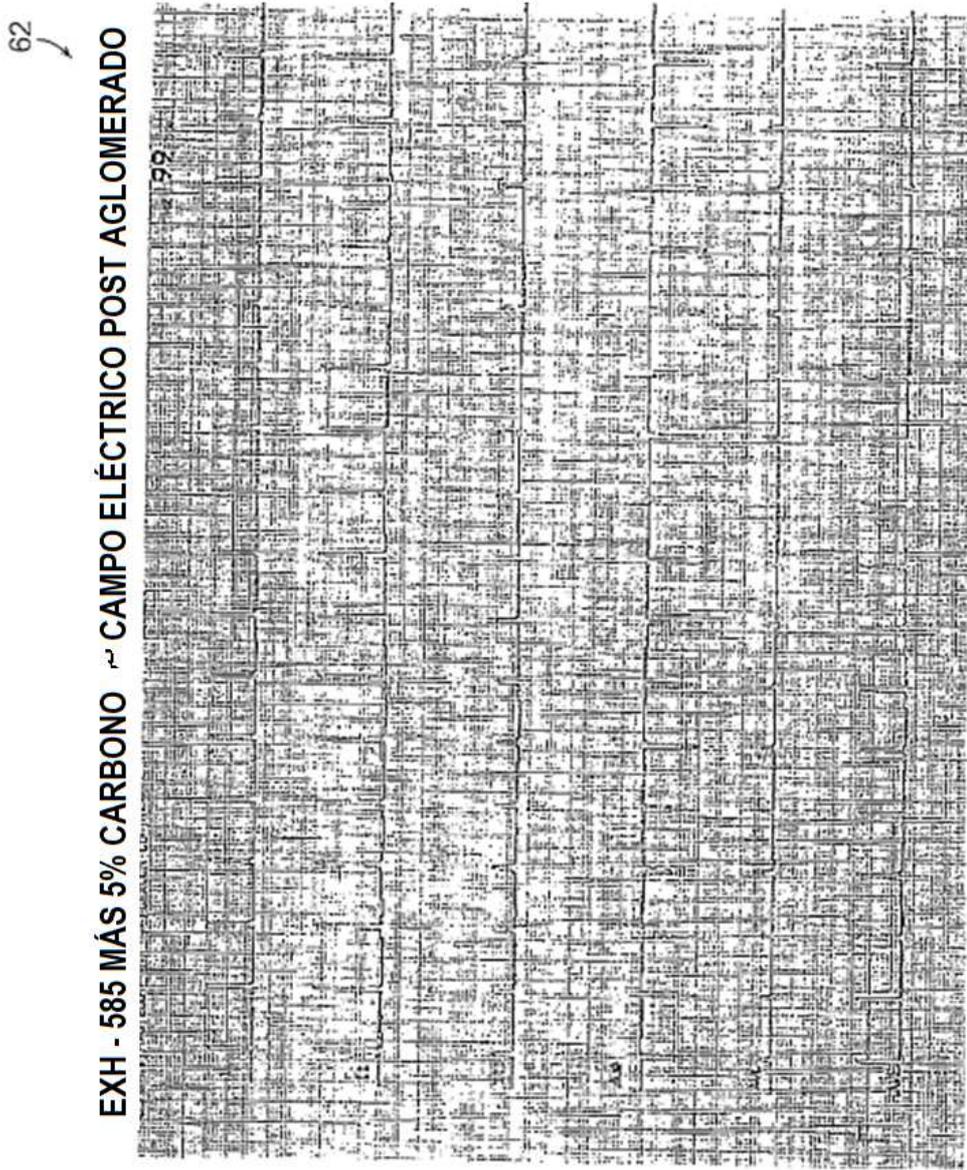


FIG. 10B

70
↙

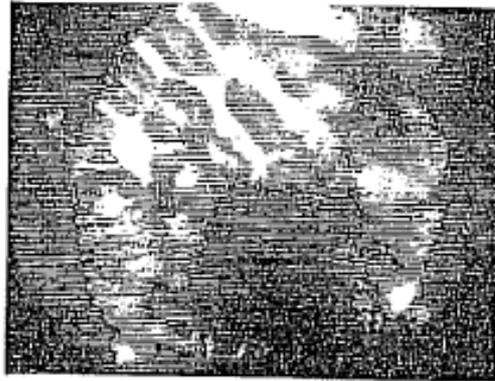


FIG. 11

72
↙

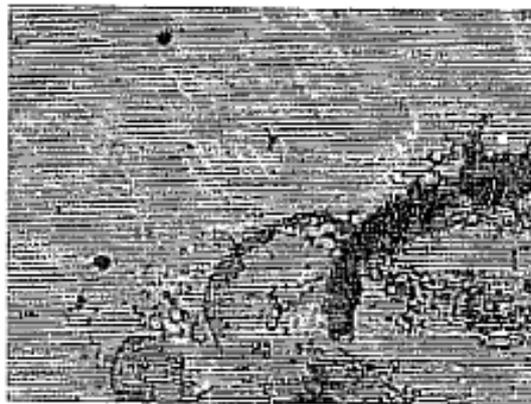


FIG. 12

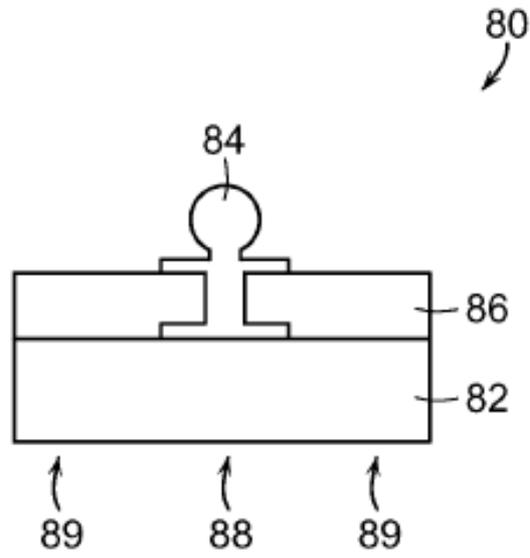


FIG. 13

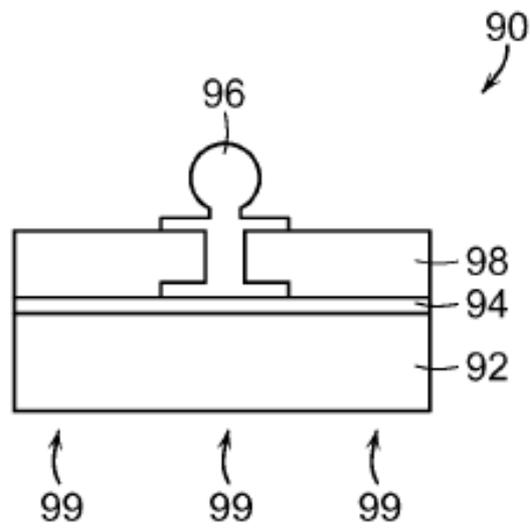


FIG. 14

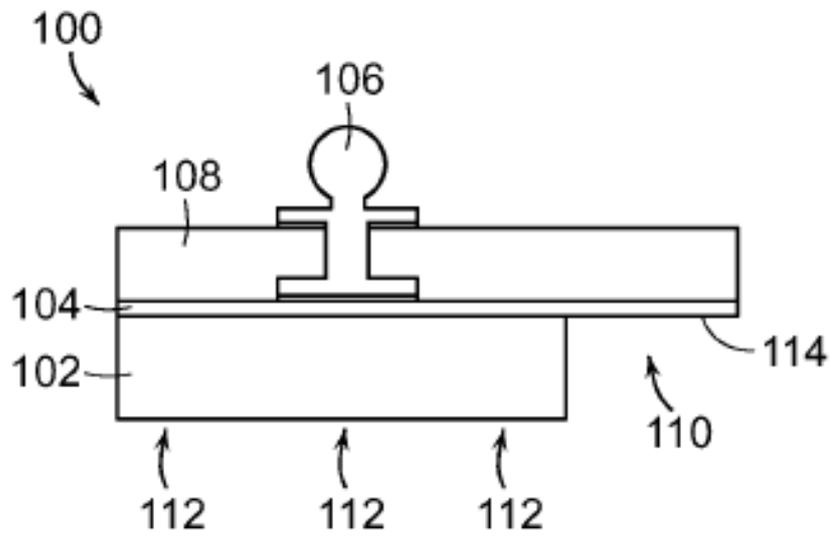


FIG. 15

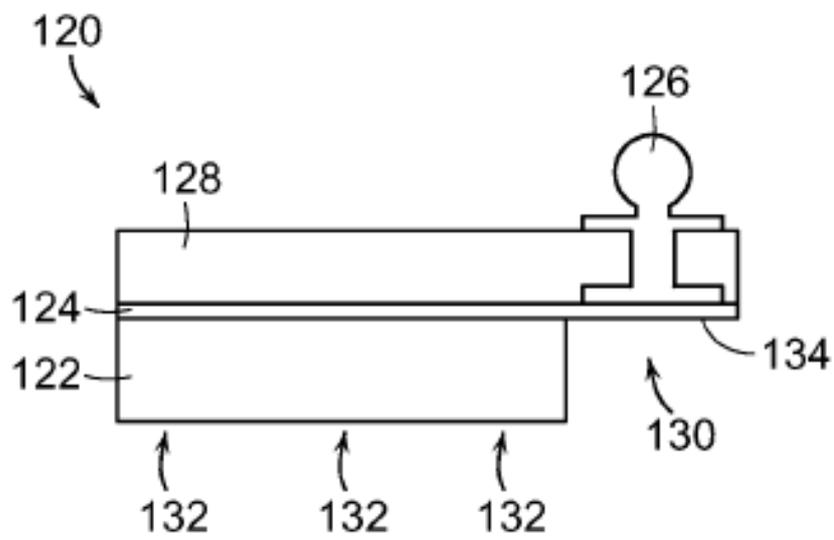


FIG. 16

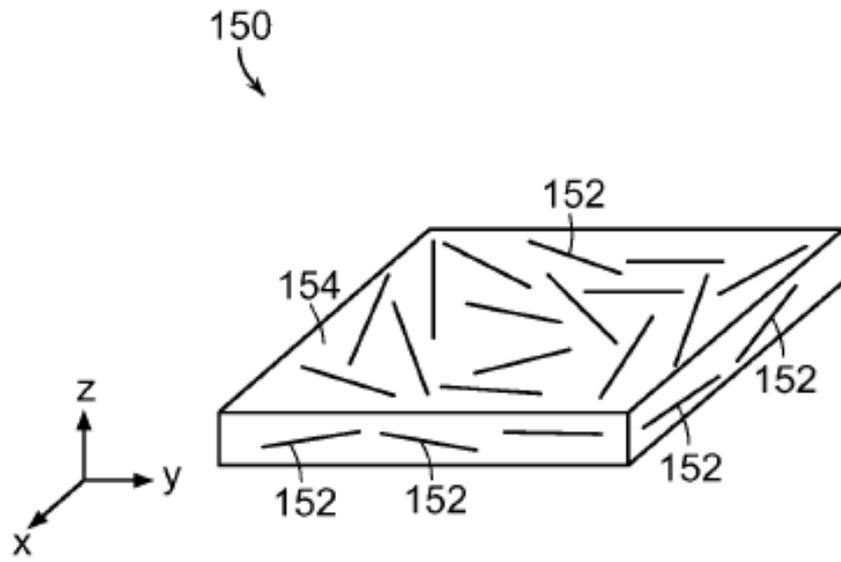


FIG. 17

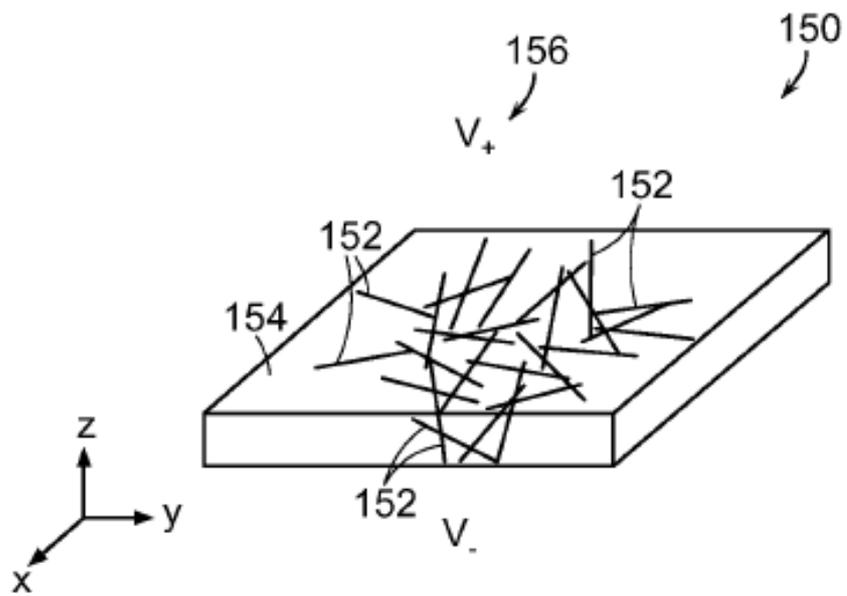


FIG. 18