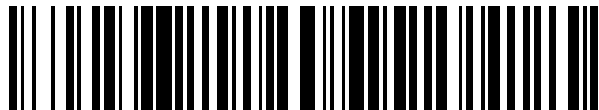


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 442 870**

51 Int. Cl.:

A61L 15/32 (2006.01)

A61L 26/00 (2006.01)

A61L 31/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.05.2008** **E 08008966 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.11.2013** **EP 2011523**

54 Título: **Material no tejido hemostático**

30 Prioridad:

15.05.2007 DE 102007024220

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

14.02.2014

73 Titular/es:

**AESULAP AG (100.0%)
AM AESULAP-PLATZ
78532 TUTTLINGEN, DE**

72 Inventor/es:

**WEGMANN, JÜRGEN y
ODERMATT, ERICH**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 442 870 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

Material no tejido hemostático

- 5 [0001] La invención se refiere a un material no tejido, especialmente para la detención de una hemorragia, un procedimiento para la fabricación del material no tejido, diferentes usos del material no tejido y un medio hemostático.
- 10 [0002] La detención de una hemorragia (hemostasia) de forma veloz y particularmente cuidadosa en heridas de todo tipo es el objetivo principal de la asistencia sanitaria moderna. Por consiguiente, los agentes hemostáticos que se aplican deben presentar una capacidad de absorción suficiente frente a fluidos corporales, particularmente sangre. De este modo se acumulan las plaquetas sanguíneas en la zona de la herida y se acelera la coagulación de la sangre.
- 15 [0003] Mientras tanto se aplican varios medios hemostáticos. Se conocen, por ejemplo, unos apósitos adecuados a partir de los documentos WO 03/086234 A2, WO 02/40242 A1, US 4,043,331. En el documento WO 2006/088912 A2 se describen medios hemostáticos que contienen minerales de la arcilla. Sin embargo, el inconveniente a este respecto es que los minerales de arcilla no son reabsorbibles normalmente y no sirven por lo tanto para detener hemorragias de heridas internas. Además, la absorción de agua por parte de estos materiales es un proceso exotérmico que puede conllevar un calentamiento considerable y, con ello, la destrucción de tejido.
- 20 [0004] Para aumentar la capacidad de absorción de fluidos corporales, particularmente de sangre, los agentes hemostáticos pueden estar previstos de superabsorbentes en forma de polvo. A este respecto se trata usualmente de polímeros sintéticos, por ejemplo de copolímeros metacrílicos, que permiten un aumento notable en la absorción de fluidos corporales. Del documento DE 20 2005 020 566 U1 se conoce un medio hemostático de fibras de poliuretano, que está provisto adicionalmente con un polvo de copolímeros metacrílicos. Los apósitos conocidos a partir del documento DE 20 2005 020 566 U1 constan esencialmente de componentes no reabsorbibles, por lo que tampoco se considera la aplicación para la detención de hemorragias en heridas internas.
- 25 [0005] Del documento US 2005/123588 A1 se conocen medios hemostáticos con quitosano como material no tejido y microesferas de polisacárido microporosas.
- 30 [0006] En el documento WO 00/38752 A1 se describe un material no tejido para heridas que consta de un material base biodegradable que está recubierto con un granulado de adhesivo de fibrina con capacidad de paso.
- 35 [0007] Es objeto del documento GB 1 331 964 una capa de absorción ("absorbent sheet"), en la cual las fibras son de celulosa y las partículas, entre otros, son de un derivado de la celulosa.
- [0008] El documento US 2005/095275 A1 se refiere a un material para apósitos, que consta de un material no tejido fibroso. El material no tejido puede constar, por ejemplo, de colágeno. Además, el material para apósitos puede presentar microesferas de polisacárido microporosas.
- 40 [0009] Por consiguiente, la presente invención tiene por objeto proveer un medio hemostático, que permite una hemostasia rápida y eficaz y particularmente también se puede utilizar para los cuidados en hemorragias internas, particularmente hemorragias orgánicas parenquimatosas.
- 45 [0010] Esta tarea se resuelve con un material no tejido, especialmente para la hemostasia, con una estructura fina de fibras poliméricas y partículas que pueden absorber fluidos corporales, donde las fibras poliméricas y/o las partículas están formadas por un material reabsorbible.
- [0011] Por material reabsorbible en el contexto de la presente invención deben entenderse materiales que son eliminados en el cuerpo o bien expulsados de forma no degradada del cuerpo particularmente a través del riñón.
- 50 [0012] Por fluidos corporales en el sentido de la presente invención se deben entender sobre todo sangre y linfa (exudado).
- [0013] A través de la invención se pone a disposición un material no tejido particularmente hemostático, que es especialmente idóneo para la hemostasia debido a su estructura. Por una parte, el material no tejido según la invención dispone de una gran capilaridad debido a su fina estructura de fibra. Por otra parte, el material no tejido según la invención se caracteriza por una alta relación superficie volumen. Por este motivo, los fluidos corporales, particularmente la sangre, se pueden absorber de forma rápida y suficientemente. La capacidad de absorción de los fluidos corporales aumenta además en el caso del material no tejido según la invención, debido a que este presenta partículas capaces de absorber o hincharse. Debido a la capacidad de absorción mejorada frente a fluidos corporales se puede lograr una hemostasia especialmente rápida. El material no tejido según la invención puede estar formado exclusivamente además de materiales reabsorbibles y es idóneo en esta conformación especialmente para la hemostasia de heridas internas.
- 55 [0014] En una forma de realización preferida se encuentra la estructura de fibra en forma no liofilizada. En comparación con las estructuras de material no tejido con laminado basto que se forman frecuentemente durante la liofilización, la
- 60
- 65

estructura de fibra del material no tejido según la invención presenta una capacidad de reabsorción mejorada y particularmente una mayor estabilidad. La estructura fibrosa del material no tejido consigue, además, una mayor flexibilidad en relación a los liofilizados más bien frágiles, con lo cual es posible una manipulación mejorada del material no tejido según la invención.

5

[0015] Las fibras poliméricas son preferentemente fibras poliméricas hiladas, particularmente electrohiladas. Preferentemente, las fibras poliméricas son microfibras. Así, por una parte, la capilaridad especialmente alta con el contacto con fluidos corporales es eficaz, por lo cual se puede acelerar la hemostasia en la superficie de la herida a curar. Por otra parte, una estructura de microfibras consigue un agrandamiento de la superficie del material no tejido, con lo cual se puede acelerar y particularmente aumentar la capacidad de aspiración o de absorción frente a fluidos corporales. Las fibras poliméricas poseen preferiblemente un diámetro entre 10 nm y 50 μm , particularmente entre 100 nm y 25 μm . Las fibras poliméricas poseen de forma particularmente preferida un diámetro de 500 nm hasta 1 μm .

10

[0016] Las partículas absorbentes pueden existir en forma de polvo o en forma molida. Las partículas absorbentes pueden ser particularmente partículas granulares. La partícula absorbente se produce a partir de un polímero natural. Se consideran polímeros naturales las proteínas, preferiblemente colágeno y/o gelatina. Preferentemente, las partículas absorbentes del material no tejido según la invención son partículas de colágeno y/o de gelatina.

15

[0017] Las partículas absorbentes están preferiblemente en forma de partícula de gelatina. La gelatina forma un hidrogel en presencia de fluidos corporales. Esto conlleva una absorción de fluidos especialmente eficiente y, en el caso de sangre, una acumulación instantánea de plaquetas sanguíneas, con lo cual a su vez se acelera la coagulación de la sangre.

20

[0018] En una forma de realización posible, las partículas absorbentes se construyen a partir de una mezcla de polímeros. Respecto a los polímeros considerados, se toma como referencia la descripción precedente.

25

[0019] Según la invención puede preverse que las partículas absorbentes estén en forma liofilizada. La presencia de partículas liofilizadas en la estructura del material no tejido puede conllevar un agrandamiento de la superficie interior del material no tejido según la invención, con lo cual la capacidad de absorción de fluidos corporales puede mejorarse adicionalmente.

30

[0020] En una forma de realización preferida, las partículas absorbentes presentan una capacidad de absorción de fluidos corporales que corresponde al menos a 10 veces, particularmente de 20 a 50 veces, su peso respectivo. La capacidad de absorción de fluidos corporales corresponde preferiblemente a más de 50 veces el peso propio respectivo de la partícula.

35

[0021] La proporción de la partícula absorbente en el material no tejido según la invención es preferiblemente de 0,1 a 50% en peso, particularmente de 1 a 20% en peso o de 10 a 20% en peso, referido al peso total del material no tejido. Según la invención, las partículas pueden poseer un diámetro de 0,1 nm hasta 1 μm , particularmente de 1 nm hasta 500 nm, particularmente de 10 nm hasta 500 nm, preferiblemente de 50 nm hasta 250 nm.

40

[0022] En otra forma de realización ventajosa, el material no tejido según la invención presenta partículas absorbentes químicamente diferentes. El material no tejido puede presentar por ejemplo, además de partículas de gelatina, partículas de colágeno. De esta manera, las características hemostáticas del material no tejido según la invención pueden mejorarse adicionalmente debido a las características hemostáticas del colágeno.

45

[0023] La repartición de partículas absorbentes en la estructura de fibras puede ser homogénea o heterogénea. Las partículas se pueden dividir particularmente a lo largo de un gradiente en la estructura de fibras. Preferiblemente, las partículas absorbentes están esencialmente repartidas de forma homogénea en la estructura de fibras. Las partículas absorbentes se pueden dividir más o menos libremente en la estructura de fibras. Según la invención, las partículas pueden crear ligamentos particularmente adhesivos con las fibras poliméricas. Los ligamentos adhesivos se crean sobre todo a base de ligamentos no covalentes, particularmente puentes de hidrógeno y/o fuerzas de Van der Waals. De esta manera se evita la eliminación de las partículas en caso de que penetren fluidos corporales en el material no tejido según la invención.

50

[0024] En una forma de realización adecuada, las partículas absorbentes están revestidas de las fibras poliméricas al menos en parte y de forma preferida, completamente.

55

[0025] El material reabsorbible es una proteína, preferiblemente gelatina. La gelatina según la invención puede tener origen bovino, porcino o equino. Se prefiere la gelatina de origen equino debido a los riesgos especialmente bajos de infección. Además, el material reabsorbible puede ser gelatina producida de forma recombinante. La gelatina se puede obtener, por ejemplo, de células de levadura. La gelatina posee preferiblemente un peso molecular (MG) de 100 kDa hasta 500 kDa, particularmente de 150 kDa hasta 250 kDa. La gelatina puede poseer particularmente un número Bloom de aprox. 240.

60

65

[0026] Las fibras poliméricas y las partículas absorbentes están formadas a partir del mismo material reabsorbible. Las

5 fibras poliméricas y las partículas absorbentes constan preferiblemente de gelatina. La gelatina crea una composición en forma de hidrogel en el contacto con fluidos corporales. De este modo, el material no tejido según la invención se transforma en una masa gelatinosa y flexible en el contacto con fluidos corporales y, en este estado, también permite modelar con especial ventaja superficies orgánicas tridimensionales arqueadas. La masa flexible en forma de gel se adhiere particularmente bien a tejidos orgánicos y, de este modo, sella especialmente bien las superficies de la pared y particularmente de forma hermética.

10 [0027] En una forma de realización ventajosa, el material no tejido presenta una capacidad de absorción de fluidos corporales que corresponde de 20 a 100 veces su propio peso. El material no tejido según la invención puede presentar además una estructura en forma de malla. Preferiblemente, el material no tejido presenta mallas con una distancia entre 10 μm y 150 μm , particularmente entre 20 μm y 50 μm .

15 [0028] El material no tejido se encuentra convenientemente en forma plana, particularmente como apósito. Según la zona de aplicación pueden considerarse diversas formas de material no tejido, particularmente formas poligonales de material no tejido. Por ejemplo, las formas de material no tejido pueden tener forma cuadrangular o hexagonal. Preferentemente, el material no tejido según la invención se encuentra en forma de cubo, disco o de flor.

20 [0029] En otra forma de realización, el material no tejido está equipado con aditivos, particularmente con sustancias hemostáticas y/o antimicrobianas. Las sustancias hemostáticas pueden ser, por ejemplo, sales de calcio, particularmente cloruro de calcio. Los iones de calcio aceleran la hemostasia, sin perjudicar la capacidad de absorción del material no tejido. Como sustancias antimicrobianas se pueden usar quitosano, sales de plata y/o plata elemental. En el caso de la plata elemental se consideran preferentemente las nanoplatas.

25 [0030] El material no tejido según la invención se encuentra convenientemente en forma esterilizada. Como métodos de esterilización se consideran todos los procedimientos especializados, por ejemplo esterilización gamma, fumigación de óxido de etileno o esterilización de plasma. El material no tejido según la invención puede existir además en forma confeccionada.

30 [0031] La invención comprende además un procedimiento para la fabricación de un material no tejido con una estructura fina de fibra polimérica, especialmente para la hemostasia, donde las fibras poliméricas se producen a partir de una solución de material de fibra polimérica y durante la producción se suministra una dispersión, que contiene partículas absorbentes de fluidos corporales, a las fibras poliméricas que se forman. El procedimiento según la invención se realiza en el contexto de un proceso de clasificación, es decir, el depósito de las partículas absorbentes en las fibras poliméricas que se forman se realiza durante la fabricación de fibras.

35 [0032] En una forma de realización preferida se producen las fibras poliméricas mediante el desarrollo de la solución de material de fibras. Como técnicas de hilado se consideran todas las técnicas conocidas para el experto. Las fibras poliméricas se producen preferiblemente mediante electrohilado. En la técnica del electrohilado se aplica una tensión alta entre una tobera de hilado y un contraelectrodo. La solución del material a hilar se introduce a presión a través de la tobera de hilado. Cuando el campo eléctrico supera la tensión superficial de las gotas que salen, se convierten las soluciones en forma de gotas en rayos finos. Estos se precipitan en dirección contracátodo, se voltean y se estiran con fuerza. El disolvente vaporiza bajo conformación de fibras muy finas a las que se desprenden en el contracátodo.

40 [0033] En una forma de realización posible, las fibras poliméricas se producen a través de la pulverización, preferiblemente a través de la electropulverización, de la solución de material de fibras.

45 [0034] En una forma de realización preferida se producen las fibras poliméricas con ayuda de dos toberas que trabajan simultáneamente. Una tobera sirve para la fabricación de las fibras poliméricas puras. La otra tobera sirve para la alimentación de la suspensión con la partícula absorbente en las fibras poliméricas que se forman durante todo el proceso de desarrollo. Eventualmente se puede trabajar con una tercera tobera, con la que otros se pueden suministrar otros componentes, especialmente para la producción de compuestos de las fibras poliméricas. Como componentes se pueden utilizar particularmente otros polímeros.

50 [0035] Para la fabricación de la solución de material de fibra se pueden usar todos los disolventes conocidos para el experto. Se prefiere el uso de disolventes práticos, particularmente metano, etanol, propanol y/o isopropanol. A modo de otros disolventes, se toman en consideración disolventes apróticos dipolares, por ejemplo, DMSO, DMF, acetonitrilo y/o THF. Igualmente se pueden usar hidrocarburos halogenados, particularmente clorados, por ejemplo, diclorometano y/o cloroformo. Además, son posibles disolventes fluorados, particularmente alcoholes fluorados. Los solventes fluorados pueden ser, por ejemplo, pentafluoroetanol y/o hexafluoropropanol. Los alcoholes fluorados sirven particularmente para la pulverización de gelatina.

55 [0036] Como posibles agentes de dispersión se pueden usar fundamentalmente todos los disolventes orgánicos conocidos para el experto. Sin embargo, se usa preferiblemente agua como agente de dispersión. El agente de dispersión eventualmente puede contener otros aditivos, particularmente sales. Por ejemplo, en un agente de dispersión correspondientemente provisto de adiciones puede ser particularmente una solución de cloruro sódico fisiológica, de cloruro de calcio o de una solución tamponada. Preferentemente, la dispersión se produce como suspensión,

particularmente como suspensión acuosa.

[0037] Además, la invención se refiere a la utilización del material no tejido según la invención para la fabricación de un objeto médico-técnico, especialmente para el tratamiento de pérdidas de aire y/o de fluido en el cuerpo humano y/o animal. El material no tejido puede utilizarse para la fabricación de un medio hemostático, preferiblemente un apósito. El material no tejido según la invención se puede usar para la hemostasia topológica y/o interna. Preferiblemente, el material no tejido sirve para el tratamiento de heridas internas, particularmente de tejidos parenquimatosos. Además, el material no tejido según la invención es idóneo para el tratamiento de sangrados orgánicos, preferiblemente de sangrados orgánicos en la zona abdominal. Además, el material no tejido puede utilizarse para el cierre de pérdidas de fluido, particularmente en vasos sanguíneos, preferiblemente en vasos del corazón, y/o para el cierre de pérdidas de aire, particularmente en el pulmón. Como otros objetos médico-técnicos se consideran implantes, por ejemplo productos para la incontinencia y/o implantes para hernias. Los implantes para hernias son normalmente redes para hernias. Se prefieren que los implantes para hernias estén formados de materiales no reabsorbibles, particularmente de polipropileno, poliuretano y/o alcohol de polivinilo extremadamente modular y no reabsorbible. Los materiales no reabsorbibles pueden estar eventualmente reticulados, preferiblemente reticulados químicamente. Un reactivo químico de reticulación se considera, por ejemplo, el glutaraldehído. Además, el material no tejido según la invención es idóneo como implante para la impermeabilización de anastomosis, particularmente de anastomosis intestinal.

[0038] El material no tejido según la invención se puede utilizar además como estructura de soporte, preferiblemente como estructura de soporte y de transición, en la ingeniería de tejidos. La ingeniería de tejidos se ocupa generalmente de la fabricación artificial y el acondicionamiento de tejidos, sobre todo para la aplicación en la medicina regenerativa. La estructura base de la ingeniería de tejidos a este respecto le corresponde una especial importancia, dado que las células fuera de su ambiente natural poseen una capacidad limitada de formar estructuras tridimensionales. El material no tejido según la invención sirve como de estructura de soporte o estructura base y permite la producción de constructos de tejido tridimensionales. El diámetro de fibra pequeño del material no tejido corresponde preferiblemente a las fibras del colágeno natural en la matriz extracelular del tejido. Preferiblemente los constructos tisulares de este tipo sirven para el cultivo de células que forman el cartílago.

[0039] Además, el material no tejido según la invención puede utilizarse como adhesivo para un implante, particularmente para una red para hernias.

[0040] La invención se refiere también a un medio hemostático, particularmente un apósito en forma de un material no tejido. Respecto a los detalles y características del material no tejido se remite a la descripción precedente.

[0041] La invención se refiere además a un implante para hernias, preferiblemente una red para hernias, especialmente para el refuerzo de la pared abdominal, en forma de un material no tejido, donde con respecto a los detalles y características del material no tejido se toma como referencia la descripción precedente.

[0042] Otras características y detalles de la invención resultan del ejemplo siguiente y la descripción de las figuras siguientes.

Producción de un material gelatinoso con partículas de gelatina

[0043] Para la producción del material no tejido, se fabrica una solución de gelatina con un peso molecular (MG) de aprox. 150 kDa en pentafluoroetanol así como una suspensión acuosa de partículas de gelatina (MG aprox. 150 kDa) con un

[0044] diámetro de 50 nm hasta 250 nm. Para la fabricación de la suspensión acuosa se usa una solución de cloruro de calcio acuosa. A continuación, la solución de gelatina se desarrolla junto a la suspensión de gelatina acuosa en un material no tejido en las vías del electrohilado. La fabricación del material no tejido se realiza preferiblemente con ayuda de dos toberas que trabajan simultáneamente, donde una tobera sirve para desarrollar la solución de gelatina en fibras de gelatina y la otra tobera para el suministro de la suspensión de gelatina sirve en las fibras de gelatina que se forma.

[0045] La figura muestra esquemáticamente la estructura de un material no tejido 1 según la invención. La estructura de material no tejido 1 se forma por fibras poliméricas finas 2 de gelatina. Las fibras de gelatina 2 poseen preferiblemente un diámetro entre 500 nm y 1 μ m. A través de la estructura de fibra fina el material no tejido 1 se caracteriza generalmente por la alta capilaridad y particularmente una alta relación superficie-volumen. De esta manera se pueden detener hemorragias de forma rápida y duradera una vez que el material no tejido 1 recubre una superficie de la herida. Entre las fibras de gelatina 2 se encuentran partículas de gelatina 3 de aspiración o absorción, que aumenten adicionalmente la capacidad de absorción de fluido sanguíneo. Las partículas de gelatina 3 (representadas en la figura de forma agrandada) poseen preferiblemente un diámetro entre 50 nm y 250 nm. Las partículas de gelatina 3 se fijan en los ligamentos adhesivos a las fibras de gelatina 2. De este modo, las partículas de gelatina 3 no son arrastradas en caso de entrada de fluido sanguíneo. La gelatina es un material tolerado por el cuerpo que, con el contacto con fluidos corporales, se transforma a un estado gelatinoso y flexible. En este estado, se puede modelar la gelatina con especial ventaja también en topologías de heridas que no sean planas. Generalmente, la fina estructura de fibra de gelatina del material no tejido 1 y las partículas de gelatina absorbentes 3 proporcionan una buena capacidad de absorción de

fluidos sanguíneos, de modo que también se pueden tratar eficazmente heridas con un sangrado fuerte o heridas con exudado con ayuda del material no tejido 1.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Material no tejido, especialmente para la detención de hemorragias, con una fina estructura de fibras a partir de fibras poliméricas y de partículas absorbentes de fluidos corporales, **caracterizado por el hecho de que** las fibras poliméricas y las partículas están formadas a partir del mismo material reabsorbible y este material reabsorbible es una proteína.
2. Material no tejido según la reivindicación 1, **caracterizado por el hecho de que** la estructura de fibra existe en forma no liofilizada.
- 10 3. Material no tejido según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado por el hecho de que** las fibras poliméricas son microfibras.
- 15 4. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** las fibras poliméricas poseen un diámetro entre 10 nm y 50 µm, particularmente entre 100 nm y 25 µm, preferiblemente 500 nm y 1 µm.
5. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** las partículas absorbentes son partículas poliméricas.
- 20 6. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por el hecho de que** las partículas absorbentes existen en forma liofilizada.
7. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** las partículas absorbentes presentan una capacidad de absorción de fluidos corporales, que se corresponde al menos a 10 veces, particularmente de 20 veces a 50 veces, su respectivo peso.
- 25 8. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** la proporción de partículas absorbentes en el material no tejido es de 0,1 hasta 50% en peso, particularmente 1 hasta 20% en peso o 10 hasta 20% en peso, referido al peso total del material no tejido.
- 30 9. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** las partículas absorbentes poseen un diámetro de 0,1 nm hasta 1 µm, particularmente 10 nm hasta 500 nm, preferiblemente 50 nm hasta 250 nm.
- 35 10. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** las partículas absorbentes parcialmente al menos, preferiblemente por completo, están revestidas por fibras poliméricas.
- 40 11. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** el material reabsorbible es gelatina.
12. Material no tejido según la reivindicación 11, **caracterizado por el hecho de que** la gelatina posee un peso molecular de 100 kDa a 500 kDa, particularmente 150 kDa a 250 kDa.
- 45 13. Material no tejido según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por el hecho de que** este material no tejido presenta una capacidad de absorción de fluidos corporales, que se corresponde de 20 a 100 veces su propio peso.
- 50 14. Procedimiento para la producción de un material no tejido con una fina estructura de fibra polimérica según una de las reivindicaciones anteriores, donde las fibras poliméricas se producen a partir de una solución de material de fibra polimérica y durante la producción de una dispersión, que contiene partículas absorbentes de fluidos corporales, que es suministrada a fibras poliméricas que se forman.
- 55 15. Aplicación de un material no tejido según una de las reivindicaciones 1 hasta 13 para la fabricación de un objeto médico-técnico, particularmente de un medio hemostático, o como estructura de soporte y de transición para la ingeniería de tejidos.
16. Red para hernias, especialmente para el refuerzo de la pared abdominal, incluyendo un material no tejido según una de las reivindicaciones 1 hasta 13.

