

(19) 中华人民共和国国家知识产权局



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102614550 B

(45) 授权公告日 2015.01.21

(21) 申请号 201110100912.2

(22) 申请日 2011.04.21

(66) 本国优先权数据

201110031676.3 2011.01.28 CN

(73) 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华大学清华 - 富

士康纳米科技研究中心 401 室

专利权人 鸿富锦精密工业(深圳)有限公司

(72) 发明人 冯辰 范立 赵文美

(51) Int. Cl.

C12N 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101643702 A, 2010.02.10,

CN 101597049 A, 2009.12.09,

刘永. 基于肿瘤靶向治疗的碳纳米管基磁性复合载体的制备及表征. 《中国博士学位论文全文数据库医药卫生科技》. 2010, (第8期), 第11-12、31-32、67、69页.

审查员 郭翔

权利要求书3页 说明书10页 附图7页

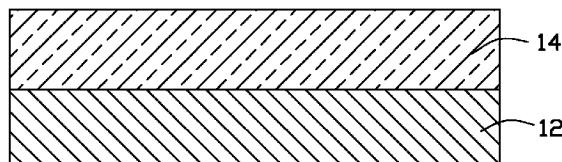
(54) 发明名称

培养基体及使用该培养基体的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种培养基体, 用于培养细胞, 其包括: 一碳纳米管结构以及一亲水层。所述亲水层设置在所述碳纳米管结构表面, 用于培养细胞。该培养基体进一步包括一支撑体, 所述碳纳米管结构设置在该支撑体的表面。本发明还提供一种使用上述培养基体培养细胞的方法。

10



1. 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:

一悬空设置的碳纳米管结构;以及

一亲水层,该亲水层设置在所述悬空设置的碳纳米管结构表面,用于培养细胞,所述亲水层的厚度大于等于1纳米,且小于等于100纳米。

2. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述悬空设置的碳纳米管结构包括多个碳纳米管,且相邻的碳纳米管之间通过范德华力相互连接形成一自支撑结构。

3. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述悬空设置的碳纳米管结构包括至少一碳纳米管膜,所述碳纳米管膜为碳纳米管絮化膜、碳纳米管碾压膜或碳纳米管拉膜。

4. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述悬空设置的碳纳米管结构由至少一碳纳米管线状结构构成,该碳纳米管线状结构包括至少一碳纳米管线,该碳纳米管线为非扭转的碳纳米管线或扭转的碳纳米管线。

5. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层的材料为金属氧化物或氧化物半导体。

6. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层的材料为二氧化硅、二氧化钛或铁的氧化物。

7. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述悬空设置的碳纳米管结构为一层碳纳米管膜,该碳纳米管膜包括多个碳纳米管,所述亲水层设置在所述碳纳米管膜中的每个碳纳米管的表面。

8. 如权利要求1所述的培养基体,其特征在于,所述培养基体进一步包括一支撑体,所述悬空设置的碳纳米管结构层叠设置于所述支撑体与所述亲水层之间。

9. 如权利要求8所述的培养基体,其特征在于,所述支撑体为塑料表面皿、塑料培养皿或方形片状结构。

10. 如权利要求8所述的培养基体,其特征在于,所述支撑体的材料为塑料、生物降解材料或无生物毒性材料。

11. 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:

一支撑体,该支撑体具有一表面;

一悬空设置的碳纳米管结构,该悬空设置的碳纳米管结构设置于所述支撑体的表面,该悬空设置的碳纳米管结构包括多个碳纳米管;以及

一亲水层,该亲水层设置在所述悬空设置的碳纳米管结构中的至少部分碳纳米管的表面,所述亲水层的厚度大于等于1纳米,且小于等于100纳米。

12. 如权利要求11所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层设置于所述碳纳米管结构远离所述支撑体的表面。

13. 如权利要求12所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层设置于所述碳纳米管结构中的每根碳纳米管的表面。

14. 如权利要求12所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层设置于暴露在所述碳纳米管结构表面的碳纳米管的表面。

15. 如权利要求11所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层的材料为金属氧化物或氧化物半导体。

16. 如权利要求11所述的培养基体,其特征在于,所述亲水层的材料为二氧化硅、二氧

化钛或铁的氧化物。

17. 如权利要求 11 所述的培养基体,其特征在于,所述支撑体为塑料表面皿、塑料培养皿或方形塑料片。

18. 如权利要求 11 所述的培养基体,其特征在于,所述支撑体的材料为生物降解材料或无生物毒性的材料。

19. 一种使用培养基体的方法,包括以下步骤:

提供所述培养基体,该培养基体包括一悬空设置的碳纳米管结构及一通过蒸镀法、溅射法或喷涂法形成在该悬空设置的碳纳米管结构表面的亲水层,该亲水层的厚度大于等于 1 纳米,且小于等于 100 纳米;

对所述亲水层的表面进行极性化处理,使该亲水层具有一极性化表面,该极性化处理过程为通过一聚醚酰亚胺溶液处理获得;

在所述亲水层的极性化表面种植多个细胞,其中,所述极性化表面具有与该多个细胞相反的电荷极性;以及

培养所述多个细胞。

20. 如权利要求 19 所述的使用培养基体的方法,其特征在于,形成所述极性电荷层的步骤包括以下分步骤:对所述亲水层进行灭菌处理;以及采用聚醚酰亚胺溶液处理所述经过灭菌处理的亲水层。

21. 如权利要求 20 所述的使用培养基体的方法,其特征在于,对所述亲水层进行灭菌处理的步骤包括采用紫外光照射形成有亲水层的碳纳米管结构。

22. 如权利要求 20 所述的使用培养基体的方法,其特征在于,采用多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液处理所述经过灭菌处理的亲水层的步骤包括:将聚醚酰亚胺溶液滴到所述亲水层的表面,直至覆盖该亲水层,并放置 10 小时以上;以及采用无菌去离子水清洗形成在所述亲水层表面的聚醚酰亚胺溶液。

23. 如权利要求 21 所述的使用培养基体的方法,其特征在于,所述使用培养基体的方法进一步包括提供一承载体;以及将所述培养基体置于所述承载体的表面,使得所述悬空设置的碳纳米管结构与该承载体的表面接触。

24. 如权利要求 19 所述的使用培养基体的方法,其特征在于,所述培养层进一步包括一支撑体,所述悬空设置的碳纳米管结构设置在该支撑体的表面。

25. 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:

一悬空设置的碳纳米管结构;

一亲水层,该亲水层设置在所述悬空设置的碳纳米管结构表面,所述亲水层的厚度大于等于 1 纳米,且小于等于 100 纳米;以及

一极性层,该极性层设置在所述亲水层远离所述碳纳米管结构的表面,所述极性层为聚醚酰亚胺。

26. 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:

一悬空设置的碳纳米管膜状结构;

一亲水层,该亲水层设置在所述悬空设置的碳纳米管膜状结构表面,所述亲水层的厚度大于等于 1 纳米,且小于等于 100 纳米;以及

一极性层,该极性层设置在所述亲水层远离所述碳纳米管膜状结构的表面,该极性层

为聚醚酰亚胺，该极性层的极性与待培育的生物细胞的极性相匹配。

培养基体及使用该培养基体的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种培养基体及使用该培养基体的方法,尤其是涉及一种可用于培养细胞的培养基体及使用该培养基体培养细胞的方法。

背景技术

[0002] 在社会生活中,各种事故或灾害会不可避免造成生物体损伤,尤其是会损伤皮肤或神经系统。

[0003] 目前,临幊上对于大面积深度皮肤缺损等患者的创面修复治疗,一般采用皮肤移植的方法治疗。其中,皮肤移植大都采用自体植皮、自体皮浆或异体供皮等方法,存在皮源较少、取皮植皮方法繁锁、患者痛苦较大等问题。

[0004] 神经系统受损会引起神经缺损,神经缺损是临幊常见的致残性疾病。通常采用神经管“桥接”神经系统受损部位两端,该神经管是神经系统受损部位的神经细胞的载体,受损部位的神经细胞(neurons)的神经突起(neurite)受到损伤,通过该神经管的支撑,该神经系统受损部位一端的神经细胞的神经突起沿所述神经管内壁生长,从而通过受损神经细胞的自我修复来完成受损神经系统的修复。然,当受损部位的神经细胞是死亡时,通过植入上述神经管是不能修复受损的神经系统的。

发明内容

[0005] 有鉴于此,确有必要提供一种培养基体及使用该培养基体培养细胞的方法,该培养基体能够用来培养细胞,且该培养基体的使用方法比较简单。

[0006] 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:一碳纳米管结构以及一亲水层。所述亲水层设置在所述碳纳米管结构表面,用于培养细胞。

[0007] 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:一支撑体、一碳纳米管结构以及一亲水层。所述支撑体具有一表面。所述碳纳米管结构设置于所述支撑体的表面,该碳纳米管结构包括多个碳纳米管。所述亲水层设置在所述碳纳米管结构中的至少部分碳纳米管的表面。

[0008] 一种使用培养基体的方法,包括以下步骤:提供所述培养基体,该培养基体包括一碳纳米管结构及一形成在该碳纳米管结构表面的亲水层;对所述亲水层的表面进行极性化处理,使该亲水层具有一极性化表面;在所述亲水层的极性化表面种植多个细胞;以及培养所述多个细胞。其中,所述极性化表面具有与所述多个细胞相反的电荷极性。

[0009] 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:一碳纳米管结构;一亲水层,该亲水层设置在所述碳纳米管结构表面;以及一极性层,该极性层设置在所述亲水层远离所述碳纳米管结构的表面。

[0010] 一种培养基体,用于培养细胞,其包括:一碳纳米管膜状结构;一亲水层,该亲水层设置在所述碳纳米管膜状结构表面;以及一极性层,该极性层设置在所述亲水层远离所述碳纳米管膜状结构的表面,该极性层的极性与待培育的生物细胞的极性相匹配。

[0011] 与现有技术相比较,本发明提供的培养基体包括碳纳米管结构及亲水层,而且,所

述碳纳米管结构具有弹性佳、延展性良好、质量轻等优点，所以，所述培养基体也具有弹性佳、延展性良好及可以直接植入生物体中等优点。所述碳纳米管结构具有导电、导热以及发声的功能，所以，该培养基体有利于研究电、热及发声对细胞的生长的影响。所述培养基体基本上不会对细胞造成损伤，因此，所述培养基体可以用来培养细胞。另外，该培养基体进一步包括所述支撑体，该支撑体用于放置所述碳纳米管结构及亲水层，使得该培养基体比较方便的储存或运输。

[0012] 由本发明提供的培养基体在经过电荷极性化处理之后，就可以直接用来种植和培养细胞，因此，使用该培养基体来培养细胞的方法比较简单。

附图说明

- [0013] 图 1 为本发明第一实施例所提供的培养基体的剖面结构示意图。
- [0014] 图 2 为本发明第一实施例采用的一碳纳米管絮化膜的扫描电镜照片。
- [0015] 图 3 为本发明第一实施例采用的一碳纳米管碾压膜的扫描电镜照片。
- [0016] 图 4 为本发明第一实施例采用的一碳纳米管拉膜的扫描电镜照片。
- [0017] 图 5 为本发明第一实施例采用的一碳纳米管结构的扫描电镜照片。
- [0018] 图 6 为本发明第一实施例采用的一非扭转的碳纳米管线的扫描电镜照片。
- [0019] 图 7 为本发明第一实施例采用的一扭转的碳纳米管线的扫描电镜照片。
- [0020] 图 8 为本发明第一实施例所提供的培养基体的制备方法的流程图。
- [0021] 图 9 为本发明第一实施例所提供的使用培养基体的方法流程图。
- [0022] 图 10 为本发明第二实施例所提供的培养基体的剖面结构示意图。
- [0023] 图 11 为本发明第二实施例所提供的培养基体的透射电镜照片。
- [0024] 图 12 为本发明第三实施例所提供的培养基体的剖面结构示意图。
- [0025] 图 13 为本发明第三实施例所提供的培养基体的制备方法的流程图。
- [0026] 主要元件符号说明
- [0027] 培养基体 10 ;20 ;30
- [0028] 碳纳米管结构 12 ;22
- [0029] 亲水层 14
- [0030] 支撑体 26
- [0031] 极性层 36
- [0032] 如下具体实施方式将结合上述附图进一步说明本发明。

具体实施方式

[0033] 请参阅图 1，本发明第一实施例提供一培养基体 10。该培养基体 10 包括一碳纳米管结构 12 及一亲水层 14。所述亲水层 14 设置于该碳纳米管结构 12 的表面。所述碳纳米管结构 12 由多个碳纳米管组成。

[0034] 所述亲水层 14 设置在所述碳纳米管结构 12 中的至少部分碳纳米管的表面。具体地，所述亲水层 14 可以渗透到所述碳纳米管 12 的内部，使得所述碳纳米管结构 12 中的每个碳纳米管的表面被所述亲水层 14 包覆。所述亲水层 14 也可以设置在暴露在所述碳纳米管结构 12 一表面上的碳纳米管表面上。该亲水层 14 可以保持所述碳纳米管结构 12 的内部

特征，如，当该碳纳米管结构 12 表面的碳纳米管定向排列时，形成在该碳纳米管结构 12 表面的亲水层 14 也定向排列。所述亲水层 14 用于使所述碳纳米管结构 12 的表面具有亲水性，为细胞的生长提供条件。所述亲水层 14 的厚度不限，优选地，当该亲水层的厚度可以大于等于 1 纳米，且小于等于 100 纳米时，所述培养基体 10 具有良好的柔韧性及延展性。更优选地，该亲水层 14 的厚度大于 1 纳米，且小于等于 50 纳米；如 10 纳米。所述亲水层 14 的材料可以为金属氧化物、氧化物半导体等具有亲水性的无机材料。优选地，所述亲水层 14 的材料为二氧化硅 (SiO_2)、二氧化钛 (TiO_2) 或铁的氧化物等。其中，所述细胞可以为动物细胞和植物细胞。动物细胞可以为神经细胞、肌肉细胞、皮肤细胞等。由于所述亲水层 14 为无机材料，比较容易保存，不易变质，所以所述培养基体 10 相对比较容易保存，不易变质，有利于后续细胞生长。该亲水层 14 可以采用物理的方法形成在所述碳纳米管结构 12 的表面，不容易引入其它物质影响、损伤所述细胞，所以，该亲水层 14 几乎不会对细胞造成损伤，不会影响所述细胞的生长。

[0035] 所述碳纳米管结构 12 由多个碳纳米管组成。优选地，所述碳纳米管结构 12 中多个碳纳米管之间通过范德华力连接，形成一自支撑结构。所谓“自支撑”即该碳纳米管结构 12 不需要大面积的载体支撑，而只要相对两边提供支撑力即能整体上悬空而保持自身特定的形状，即将该碳纳米结构 12 置于（或固定于）间隔设置的两个支撑物上时，位于两个支撑物之间的碳纳米管结构 12 能够悬空保持自身特定的形状。所述碳纳米管结构 12 为一膜状的自支撑结构，该碳纳米管结构 12 可以为至少一碳纳米管膜形成的膜状结构，或由至少一碳纳米管线形成的膜状结构。当所述碳纳米管结构包括多个碳纳米管膜时，该多个碳纳米管膜层叠设置，相邻的碳纳米管膜之间通过范德华力相结合。所述至少一碳纳米管线可以通过弯折、相互交叉、编织或纺织等方式形成碳纳米管膜状结构。所述碳纳米管结构 12 的厚度可根据具体需求而设置。

[0036] 由于所述碳纳米管结构由碳纳米管组成且碳纳米管之间通过范德华力连接，因此所述碳纳米管结构具有弹性佳、延展性良好及质量轻等优点，便于裁剪和拉伸。另外，碳纳米管具有较好的导电导热及发声特性，所以所述碳纳米管结构也具有良好的导电、导热及发声特性。细胞的生长会受到电、热及发声的影响，因此，在包含有所述碳纳米管结构 12 的所述培养基体 10 上培养细胞，有利于研究热、电以及发声对细胞的影响。需要指出的是，通常情况下，所述碳纳米管结构中的碳纳米管是指未经过化学或物理处理的碳纳米管，如未经过表面亲水性处理的碳纳米管，即，所述碳纳米管为纯碳纳米管。

[0037] 所述碳纳米管结构 12 中的碳纳米管可无序、无规则排列，或者所述碳纳米管结构 12 中的碳纳米管可有序、有规则排列。具体地，所述无序排列的碳纳米管的延伸方向是无规则的。所述有序排列的碳纳米管的延伸方向可沿一个或多个方向择优取向延伸。

[0038] 请参阅图 2，所述碳纳米管膜可为一碳纳米管絮化膜，该碳纳米管絮化膜为将一碳纳米管原料絮化处理获得的一自支撑的碳纳米管膜。该碳纳米管絮化膜包括相互缠绕且均匀分布的碳纳米管。碳纳米管的长度大于 10 微米，优选为 200 微米到 900 微米，从而使碳纳米管相互缠绕在一起。所述碳纳米管之间通过范德华力相互吸引、缠绕形成网络状结构。所述碳纳米管絮化膜各向同性。所述碳纳米管絮化膜中的碳纳米管为均匀分布，无规则排列，形成大量尺寸在 1 纳米到 500 纳米之间的间隙或微孔。所述碳纳米管絮化膜及其制备方法请参见 2008 年 10 月 15 日公开的，公开号为 CN101284662A 的中国发明专利申请公开

说明书。

[0039] 所述碳纳米管膜可为一碳纳米管碾压膜，该碳纳米管碾压膜为通过碾压一碳纳米管阵列获得的一种具有自支撑性的碳纳米管膜。该碳纳米管碾压膜包括均匀分布的碳纳米管，碳纳米管沿同一方向或不同方向择优取向延伸。所述碳纳米管碾压膜中的碳纳米管相互部分交迭，并通过范德华力相互吸引，紧密结合，使得该碳纳米管膜具有很好的柔韧性，可以弯曲折迭成任意形状而不破裂。所述碳纳米管碾压膜中的碳纳米管与形成碳纳米管阵列的支撑体的表面形成一夹角 β ，其中， β 大于等于 0 度且小于等于 15 度，该夹角 β 与施加在碳纳米管阵列上的压力有关，压力越大，该夹角越小，优选地，该碳纳米管碾压膜中的碳纳米管平行于该生长基底排列。该碳纳米管碾压膜为通过碾压一碳纳米管阵列获得，依据碾压的方式不同，该碳纳米管碾压膜中的碳纳米管具有不同的排列形式。具体地，请参阅图 3，当沿不同方向碾压时，碳纳米管沿不同方向择优取向排列；当沿同一方向碾压时，碳纳米管沿一固定方向择优取向排列。该碳纳米管碾压膜中碳纳米管的长度大于 50 微米。

[0040] 该碳纳米管碾压膜的面积与碳纳米管阵列的尺寸基本相同。该碳纳米管碾压膜厚度与碳纳米管阵列的高度以及碾压的压力有关，可为 0.5 纳米到 100 微米之间。可以理解，碳纳米管阵列的高度越大而施加的压力越小，则制备的碳纳米管碾压膜的厚度越大；反之，碳纳米管阵列的高度越小而施加的压力越大，则制备的碳纳米管碾压膜的厚度越小。所述碳纳米管碾压膜及其制备方法请参见 2008 年 12 月 3 日公开的，公开号为 CN101314464A 的中国发明专利申请公开说明书。

[0041] 所述碳纳米管膜可为一碳纳米管拉膜，所述碳纳米管拉膜是由若干碳纳米管组成的自支撑结构。请参阅图 4，碳纳米管拉膜中大多数碳纳米管的轴向基本沿同一方向延伸。而且，所述大多数碳纳米管的整体延伸方向基本平行于碳纳米管拉膜的表面。进一步地，所述碳纳米管拉膜中多数碳纳米管是通过范德华力首尾相连。具体地，所述碳纳米管拉膜中基本朝同一方向延伸的大多数碳纳米管中每一碳纳米管与在延伸方向上相邻的碳纳米管通过范德华力首尾相连。当然，所述碳纳米管拉膜中存在少数偏离该延伸方向的碳纳米管，这些碳纳米管不会对碳纳米管拉膜中大多数碳纳米管的整体取向排列构成明显影响。所述自支撑为碳纳米管拉膜不需要大面积的载体支撑，而只要相对两边提供支撑力即能整体上悬空而保持自身膜状状态，即将该碳纳米管拉膜置于（或固定于）间隔一定距离设置的两个载体上时，位于两个载体之间的碳纳米管拉膜能够悬空保持自身膜状状态。所述自支撑主要通过碳纳米管拉膜中存在连续的通过范德华力首尾相连延伸排列的碳纳米管而实现。

[0042] 具体地，所述碳纳米管拉膜中基本朝同一方向延伸的多数碳纳米管，并非绝对的直线状，可以适当的弯曲；或者并非完全按照延伸方向上排列，可以适当的偏离延伸方向。因此，不能排除碳纳米管拉膜的基本朝同一方向延伸的多数碳纳米管中并列的碳纳米管之间可能存在部分接触。具体地，该碳纳米管拉膜包括多个连续且定向排列的碳纳米管片段。该多个碳纳米管片段通过范德华力首尾相连。每一碳纳米管片段由多个相互平行的碳纳米管组成。该碳纳米管片段具有任意的长度、厚度、均匀性及形状。该碳纳米管拉膜具有较好的透光性，可见光透过率可以达到 75% 以上。

[0043] 当该碳纳米管结构包括多个碳纳米管拉膜时，所述多个碳纳米管拉膜层叠设置形成一层状结构。该层状结构的厚度不限。请参阅图 5，该多个碳纳米管拉膜中的相邻的碳纳米管拉膜通过范德华力结合。该层状结构中相邻的碳纳米管拉膜中的碳纳米管之间具有一

交叉角度 α ，且该 α 大于 0 度且小于等于 90 度。当相邻的碳纳米管拉膜中的碳纳米管之间具有一交叉角度 α 时，所述多个碳纳米管拉膜中的碳纳米管相互交织形成一网状结构，使所述碳纳米管结构的机械性能增加。如，所述碳纳米管结构包括多层层叠设置的碳纳米管拉膜，且相邻的碳纳米管膜中的碳纳米管之间的交叉角度 α 大致等于 90 度，即，相邻碳纳米管拉膜中的碳纳米管的延伸方向大致垂直。所述碳纳米管拉膜的结构及其制备方法请参见 2010 年 5 月 26 日公开的，公开号为 CN101239712B 的中国发明专利说明书。其中，当所述层状结构包括的碳纳米管拉膜的层数比较少，如，小于 10 层的碳纳米管拉膜，尤其是 1 层的碳纳米管拉膜，该层状的碳纳米管结构具有比较好的透光性。

[0044] 所述碳纳米管结构还可为一碳纳米管线状结构，该碳纳米管线状结构包括至少一碳纳米管线，该碳纳米管线可以为非扭转的碳纳米管线或者扭转的碳纳米管线。当该碳纳米管线状结构包括多个碳纳米管线时，该多个碳纳米管线可以采用相互交叉或编织等方式形成该碳纳米管线状结构。所述碳纳米管线可以为非扭住的碳纳米管线或扭转的碳纳米管线。

[0045] 请参阅图 6，该非扭转的碳纳米管线包括大多数沿该非扭转的碳纳米管线轴向方向平行排列的碳纳米管。非扭转的碳纳米管线可通过将碳纳米管膜通过有机溶剂处理得到。所述碳纳米管膜包括多个碳纳米管片段，该多个碳纳米管片段通过范德华力首尾相连，每一碳纳米管片段包括多个相互平行并通过范德华力紧密结合的碳纳米管。该碳纳米管片段具有任意的长度、厚度、均匀性及形状。该非扭转的碳纳米管线长度不限，直径为 0.5 纳米 -1 毫米。具体地，可将挥发性有机溶剂浸润所述碳纳米管膜的整个表面，在挥发性有机溶剂挥发时产生的表面张力的作用下，碳纳米管膜中的相互平行的多个碳纳米管通过范德华力紧密结合，从而使碳纳米管膜收缩为一非扭转的碳纳米管线。该挥发性有机溶剂为乙醇、甲醇、丙酮、二氯乙烷或氯仿，本实施例中采用乙醇。通过挥发性有机溶剂处理的非扭转碳纳米管线与未经挥发性有机溶剂处理的碳纳米管膜相比，比表面积减小，粘性降低。

[0046] 请参阅图 7，该扭转的碳纳米管线包括大多数绕该扭转的碳纳米管线轴向螺旋排列的碳纳米管。该碳纳米管线可采用一机械力将所述碳纳米管膜两端沿相反方向扭转获得。进一步地，可采用一挥发性有机溶剂处理该扭转的碳纳米管线。在挥发性有机溶剂挥发时产生的表面张力的作用下，处理后的扭转的碳纳米管线中相邻的碳纳米管通过范德华力紧密结合，使扭转的碳纳米管线的比表面积减小，密度及强度增大。

[0047] 所述碳纳米管线及其制备方法请参见范守善等人于 2002 年 9 月 16 日申请的，2008 年 8 月 20 日公告的，公告号为 CN100411979C 的中国专利；以及于 2005 年 12 月 16 日申请的，2009 年 6 月 17 日公告的，公告号为 CN100500556C 的中国专利。

[0048] 当所述碳纳米管结构 12 的厚度比较薄时，所述亲水层 14 形成在该碳纳米管结构 12 中的每根碳纳米管的表面。当所述碳纳米管结构 12 的厚度比较厚时，所述亲水层 14 形成在该碳纳米管结构 12 外表面的碳纳米管的表面，比较难以渗透到该碳纳米管结构 12 中的碳纳米管的表面。如，当碳纳米管结构为多层碳纳米管膜时，尤其是十层以上的碳纳米管膜。

[0049] 本实施例中，所述碳纳米管结构 12 为三十层层叠设置的碳纳米管拉膜，相邻的碳纳米管拉膜通过范德华力相互结合，且相邻的碳纳米管拉膜中的碳纳米管的延伸方向具有一个大约为 90 度的交叉角。所述亲水层 14 为一厚度大约是 10 纳米的二氧化硅层，二氧化

硅颗粒连续的分布在所述碳纳米管结构 12 中的碳纳米管的表面,形成二氧化硅层。该二氧化硅层可使得具有上述三十层层叠设置的碳纳米管拉膜的碳纳米管结构 12 的表面具有亲水性,从而有利于培养细胞。由于所述亲水层 14 为无机材料,比较容易保存,不易变质,所以所述培养基体 10 相对比较容易保存,不易变质,有利于后续细胞生长。该二氧化硅层可以采用蒸镀、溅射或溶液分散喷涂等物理方法形成在所述碳纳米管结构 12 的表面,不容易引入其它物质影响、损伤所述细胞,所以,该二氧化硅层几乎不会对细胞造成损伤,不会影响所述细胞的生长。

[0050] 由于碳纳米管结构 12 具有较好的柔韧性以及延展性,而且所述亲水层 14 的厚度小于等于 100 纳米,所以所述培养基体 10 也具有较好的柔韧性及延展性,尤其是当所述碳纳米管结构 12 为碳纳米管拉膜时。另外,当所述亲水层 14 包括二氧化硅层或二氧化钛层时,该培养基体 10 可以植入生物体中,使生物体受损部位两端或边缘的细胞自我生长,重新建立联系,完成受损部位的修复。

[0051] 此外,当所述碳纳米管结构 12 及亲水层 14 都是透明的材料时,所述培养基体 10 也是透明的。当碳纳米管结构 12 为十层或小于十层层叠设置的碳纳米管拉膜时,该碳纳米管结构 12 是可以透光的。如,当所述碳纳米管结构 12 为单层的碳纳米管拉膜,所述亲水层 14 的为二氧化硅层时,该培养基体 10 即为透明的结构。采用该透明的培养基体 10 作为载体培养细胞时,无需采用染色试剂将细胞染色,直接采用光学显微镜就可以清楚地观察到细胞的生长状况。

[0052] 所述培养基体 10 可以进一步包括一支撑体,所述碳纳米管结构 12 设置于该支撑体,所述碳纳米管结构 12 远离所述亲水层 14 的表面与所述支撑体接触。所述支撑体主要用于放置或支撑所述碳纳米管结构 12 和亲水层 14。该支撑体的具体形状、材料和厚度可以根据需要确定所述碳纳米管结构 12 的形状与厚度设计。所述支撑体可以具有平面结构,也可以具有曲面结构,如,长方形的片状结构,弧形结构,折面结构等。所述支撑体的材料可以为塑料、生物降解材料或无生物毒性的材料。其中,所述塑料可以为聚苯乙烯。所述生物降解材料可以为热塑性淀粉塑料、脂肪族聚酯、聚乳酸、淀粉聚乙烯醇。所述无生物毒性的材料可以为硅胶。优选地,所述支撑体为塑料培养皿、塑料表面皿或方形塑料片。当所述支撑体为塑料培养皿或塑料表面皿时,所述培养基体 10 可以比较方便的存储;而且可以直接采用该培养基体 10 进行培养细胞,而无需另外的器皿放置该培养基体 10。

[0053] 当所述支撑体的材料为生物降解材料或无生物毒性的材料等可以与生物体兼容的材料时,该培养基体 10 可以直接植入生物体中。该支撑体的表面的面积及形状可大致与所述碳纳米管结构 12 的面积及形状大致相当。可以理解,当所述碳纳米管结构 12 的厚度较薄时,该碳纳米管结构 12 具有较小机械强度及具有较大的比表面积,因此,该碳纳米管结构 12 容易受外力产生破损或容易粘附在其他物体上。将该碳纳米管结构 12 设置在所述支撑体表面形成一生物基底时,从而使该碳纳米管结构 12 更难受外来作用而产生破损,同时便于移动及防止该碳纳米管结构 12 粘附在亲水性物体上。

[0054] 请参阅图 8,本发明实施例提供一种制备上述培养基体 10 的方法,其包括:

[0055] S10,提供一碳纳米管结构;以及

[0056] S20,在所述碳纳米管结构的表面形成一亲水层,该亲水层用于培养细胞。

[0057] 在所述步骤 S10 中,所述碳纳米管结构包括多个碳纳米管,该多个碳纳米管之间

通过范德华力相互作用形成一自支撑结构。该碳纳米管结构可以包括至少一碳纳米管膜，该碳纳米管膜可为如图 2 中的碳纳米管絮化膜、图 3 中的碳纳米管碾压膜及图 4 中的碳纳米管拉膜。所述碳纳米管结构也可以为碳纳米管线状结构，该碳纳米管线状结构包括至少一碳纳米管线，该碳纳米管线可为图 6 中的非扭转的碳纳米管线及图 7 中的扭转的碳纳米管线。

[0058] 步骤 S20 可采用蒸镀法、溅射法或喷涂法等物理方法在所述碳纳米管结构的一个表面上形成所述亲水层，该亲水层远离该碳纳米管结构的表面用于培养细胞。该亲水层的厚度可以大于等于 1 纳米，且小于等于 100 纳米。优选地，所述碳纳米管结构在悬空状态下，在该碳纳米管结构的表面形成所述亲水层。在悬空的碳纳米管结构的表面形成亲水层有利于保持碳纳米管结构的结构特性，如，当悬空设置的碳纳米管结构中的碳纳米管的定向排列时，形成在该碳纳米管结构中的碳纳米管表面的亲水层也定向排列。所述亲水层的材料可以为金属氧化物或者氧化物半导体等亲水性材料，具体地，该亲水层的材料可以为二氧化硅、二氧化钛或铁的氧化物。

[0059] 所述亲水层无需增加其他步骤，仅采用物理方法就可以形成在所述碳纳米管结构的表面，所以该方法比较简单。

[0060] 上述制备培养基体的方法进一步包括步骤 S30，提供一支撑体，将所述碳纳米管结构置于该支撑体的步骤。该步骤 S30 可以在步骤 S20 之后，即，将所述形成有亲水层的碳纳米管结构放置于所述支撑体。具体地，首先将形成有所述亲水层的碳纳米管结构放置在一支撑体的表面，且所述碳纳米管结构与所述支撑体接触。具体地，先将形成有所述亲水层的碳纳米管结构剪裁成预定形状；然后，将该预定形状的碳纳米管结构放置在一支撑体的表面，且所述碳纳米管结构与所述支撑体接触，其中，所述支撑体需要与碳纳米管结构具有较好的吸附性，尤其是该支撑体需要具有平整的表面，如塑料表面皿，塑料培养皿或方形塑料片。该支撑体的材料也可以为生物降解材料或无生物毒性的材料。其中，可以采用有机溶剂处理该形成有亲水层的碳纳米管结构，使得该碳纳米管结构紧密吸附在所述支撑体的表面。

[0061] 可以理解，上述步骤 S30 可以在步骤 S20 之前，即先将所述碳纳米管结构置于所述支撑体的表面，然后再在该碳纳米管结构的表面形成所述亲水层。

[0062] 本实施例中，提供一由三十层层叠设置的碳纳米管拉膜形成的碳纳米管结构，且相邻的碳纳米管拉膜中的碳纳米管相互交叉形成一大致为 90 度的夹角；将所述由三十层碳纳米管拉膜层叠设置形成的碳纳米管结构在一中间镂空的框架上，使该碳纳米管结构悬空设置；采用电子束蒸镀的方法在该碳纳米管结构的一个表面上蒸镀形成一厚度大约为 10 纳米的二氧化硅层；将形成有大约 10 纳米厚的二氧化硅层的碳纳米管结构剪成方形，然后放置在一塑料培养皿的底部，且该碳纳米管结构与所述塑料培养皿的底部接触；以及采用无水乙醇浸润该碳纳米管结构，使得该碳纳米管结构紧密吸附在所述塑料培养皿的底面。

[0063] 请参阅图 9，本发明实施例还提供一种使用上述培养基体 10 培养细胞的方法，该方法包括以下步骤：

[0064] A) 提供所述培养基体，该培养基体包括一碳纳米管结构及一形成在该碳纳米管结构表面的亲水层；

- [0065] B) 对所述亲水层的表面进行极性化处理,使该亲水层具有一极性化表面;
- [0066] C) 在所述亲水层的极性化表面种植多个细胞,其中,所述极性化表面具有与该多个细胞相反的电荷极性;以及
- [0067] D) 培养所述多个细胞。
- [0068] 所述步骤B是对所述亲水层进行极性化处理,使得亲水层的表面具有可以与待培养的细胞相反的电荷极性。具体地,该步骤B可以包括以下分步骤:
- [0069] B1,对所述亲水层进行灭菌处理;其中,对形成在所述碳纳米管结构上的亲水层进行灭菌处理的方式不限,只要能够杀死所述亲水层及碳纳米管结构中的大部分细菌即可。譬如可采用高温灭菌或紫外光灭菌的方式对所述亲水层及所述碳纳米管结构进行灭菌。一般采用紫外线照射的方式对该碳纳米管结构及亲水层进行灭菌。
- [0070] 需要特别说明的是,当所述培养基体进一步包括一支撑体,且该支撑体是可以直接用来培养细胞的容器时,如,培养皿,所述步骤B可以直接进行步骤B1。当所述培养基体的支撑体不是可以直接用来培养细胞的容器时,如片状生物降解材料或片状无生物毒性材料,或所述培养基体不包括所述支撑体时,在进行步骤B1之前,应先将该培养基体置于一承载体的表面,且所述碳纳米管结构远离所述亲水层的表面与该承载体的表面直接接触。其中,该承载体是可以直接用来培养细胞的容器。
- [0071] B2,采用多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液处理所述经过灭菌处理的亲水层。具体地,首先,将多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液滴到所述亲水层的表面,直至覆盖该亲水层,并放置10小时以上,使得所述亲水层的表面被多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液极化,使该亲水层的表面形成极性化表面,该极性化表面具有与待种植的细胞相反的电荷极性,以增加对细胞的吸附性,为细胞的培养提供条件。然后,采用无菌去离子水清洗形成在所述亲水层表面的多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液,从而减少或避免多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液影响细胞的培养。所述多聚氨基酸溶液可以为多聚赖氨酸溶液。其中,该步骤B2较优的是应确保该所述碳纳米管结构的周边没有所述多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液,以避免在后续步骤中分布有多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液的承载体表面生长细胞。
- [0072] 可以理解,该步骤B的实施方法不限,只要能够使得所述亲水层具有一定的极性,可以吸附细胞即可。
- [0073] 步骤C和步骤D中的细胞可以为动物细胞和植物细胞。动物细胞可以为神经细胞、肌肉细胞、皮肤细胞等。细胞的种类不同,其种植和培养的方法也可能不同,因此,步骤C和步骤D可以根据具体的细胞的种植方法和培养方法来实施。
- [0074] 本发明第一实施例使用上述培养基体10来培养海马神经细胞的方法包括以下步骤:
- [0075] 提供所述培养基体,该培养基体由一具有三十层层叠设置的碳纳米管拉膜的碳纳米管结构及形成在该碳纳米管结构表面的一大约10纳米厚的二氧化硅层组成,且该碳纳米管结构中相邻的碳纳米管拉膜中的碳纳米管相互交叉形成一大致为90度的夹角。
- [0076] 将形成有大约10纳米厚的二氧化硅层的碳纳米管结构剪成方形,然后放置在一塑料培养皿的底部,其中,所述碳纳米管结构与所述塑料培养皿的底部接触。采用无水乙醇浸润该碳纳米管结构,使得该碳纳米管结构紧密吸附固定在所述塑料培养皿的底面。在一

紫外灭菌箱中对所述二氧化硅层进行紫外照射，大约照射 0.5 小时。在经过杀菌处理的二氧化硅层的表面滴入浓度大约为 20 微克 / 毫升的具有多聚赖氨酸溶液，使得该多聚赖氨酸溶液完全覆盖所述二氧化硅层的表面，并且放置 12 小时。采用去离子冲洗掉该多聚赖氨酸溶液，使得该二氧化硅层的表面具有与待种植的海马神经细胞相反的电荷极性。

[0077] 在无菌条件下，在所述二氧化硅层的表面滴加一海马神经细胞液直到该海马神经细胞液覆盖该二氧化硅层，从而使海马神经细胞液中的海马神经细胞种植在所述二氧化硅层表面。

[0078] 将培养有所述海马神经细胞的培养皿置于一二二氧化碳培养箱中培养，并适时更换培养液。所述二氧化碳培养箱中的二氧化碳含量大致为 5%，温度大致为 37 摄氏度。

[0079] 请参阅图 10，本发明第二实施例提供一种培养基体 20，该培养基体 20 包括所述亲水层 14，一碳纳米管结构 22 以及一支撑体 26。

[0080] 该培养基体 20 的结构与第一实施例提供的培养基体的结构 10 基本相似，不同之处在于，该培养基体 20 进一步包括所述支撑体 26，该支撑体 26 为透明的塑料培养皿，所述碳纳米管结构 22 层叠设置在所述亲水层 14 与该支撑体 26 的表面之间。所述碳纳米管结构 22 为单层的碳纳米管拉膜，所述亲水层 14 为二氧化硅层，请参阅图 11，二氧化硅颗粒连续的分布在该碳纳米管拉膜中的每个碳纳米管的表面，并包覆每根碳纳米管。

[0081] 由于所述培养基体 20 中的单层碳纳米管拉膜、二氧化硅层以及培养皿都具有透明特性，所以该培养基体 20 也具有透明特性，因此，使用该培养基体 20 培养细胞时，无需采用染色试剂将细胞染色，直接采用光学显微镜就可以清楚地观察到细胞的生长状况。

[0082] 该培养基体 20 的制备方法及使用该培养基体 20 的方法基本上与本发明第一实施例提供的培养基体 10 的制备方法及使用该培养基体 10 的方法相似。

[0083] 请参阅图 12，本发明第三实施例提供一种培养基体 30。该培养基体 30 与本发明实施例提供的培养基体 10 的结构基本相同，不同之处在于：该培养基体 30 进一步包括一极性层 36，该极性层 36 设置于所述亲水层 14 远离所述碳纳米管结构 12 的表面，即所述亲水层 14 层叠设置于该极性层 36 与碳纳米管结构 12 之间。

[0084] 所述极性层 36 使得所述亲水层 14 的表面具有极性，使得所述培养基体 10 的极性与待吸附的细胞的极性相匹配，从而使得所述培养基体 10 可以与生物兼容，使所述培养基体 10 能够为所述细胞的种植及形成提供一个良好的环境。所述极性层 16 具有与所述细胞相反的电荷极性，可以增强对细胞的吸附性。所述极性层 16 一般为多聚氨基酸层或聚酰胺 (PEI)，可以改变所述亲水层 14 表面的极性，使得所述培养基体 10 的表面的极性能够与所述细胞相匹配。该培养基体 10 可以为所述细胞的形成提供一良好的环境。所述多聚氨基酸层优选为多聚赖氨酸 (PDL)。本实施例中，所述极性层 16 为多聚赖氨酸层。

[0085] 请参阅图 13，本发明实施例提供一种上述培养基体 30 的制备方法，其包括：

[0086] S10，提供一碳纳米管结构；

[0087] S320，在所述碳纳米管结构的表面形成一亲水层；以及

[0088] S330，在所述亲水层表面形成一极性层。

[0089] 步骤 S330 包括以下步骤：首先将形成有所述亲水层的碳纳米管结构放置在一载体的表面，且所述碳纳米管结构与所述载体接触。具体地，先将形成有所述亲水层的碳纳米管结构剪裁成预定形状；然后，将该预定形状的碳纳米管结构放置在一载体的表面，

且所述碳纳米管结构与所述承载体接触，其中，所述承载体需要具有比较平滑的表面且与碳纳米管结构具有较好的吸附性，如塑料表面皿或塑料培养皿。其中，可以采用有机溶液处理该形成有亲水层的碳纳米管结构，使得该碳纳米管结构紧密吸附在所述承载体的表面。然后，将多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液滴到所述亲水层的表面，直至覆盖该亲水层，然后放置 10 小时以上，以形成所述极性层，使该极性层与所述多个生物细胞具有相反的电荷极性，以增加对生物细胞的吸附性。所述多聚氨基酸溶液可以为多聚赖氨酸溶液。其中，较优的是应确保该所述碳纳米管结构的周边没有所述多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液，以避免在后续步骤中分布有多聚氨基酸溶液或聚醚酰亚胺溶液的承载体表面生长细胞。

[0090] 本实施例中，将形成有大约 10 纳米厚的二氧化硅层的碳纳米管结构剪成方形，然后放置在一塑料培养皿的底部，其中，所述碳纳米管结构与所述塑料培养皿的底部接触。采用无水乙醇浸润该碳纳米管结构，使得该碳纳米管结构紧密吸附在所述塑料培养皿的底面；滴入浓度大约为 20 微克 / 毫升的具有多聚赖氨酸溶液，使得该多聚赖氨酸溶液完全覆盖所述二氧化硅层的表面，并且放置 12 小时。

[0091] 步骤 S330 可以进一步包括采用紫外线照射形成有极性层的碳纳米管结构，进行杀菌消毒。

[0092] 所述培养基体 30 的使用方法与第一实施例提供的培养基体 10 的使用方法相似。

[0093] 本发明实施例提供的培养基体的制备方法是通过仅采用物理方法将亲水层形成在所述碳纳米管结构的表面，该培养基体的制备工艺比较简单。由于所述亲水层是采用物理方法形成的，基本上不会引入影响、损伤所述细胞的物质，所以，该亲水层几乎不会对细胞造成损伤，不会影响细胞的生长，因此该培养基体可以用来培养细胞。

[0094] 所述碳纳米管结构具有弹性佳、延展性良好、质量轻等优点，因此，所述培养基体也具有弹性佳、延展性良好及可以植入生物体中等优点。该培养基体植入生物体中，可以使生物体受损部位两端或边缘的细胞自我生长，重新建立联系，完成受损部位的修复。碳纳米管结构具有良好的导电、导热以及发声特性，电、热及发声都能影响细胞的生长，所以，采用该包含有碳纳米管结构的培养基体培养细胞，有利于研究电、热及发声对细胞的生长所起到的促进或抑制作用。另外，所述培养基体可以为透明结构，当采用该培养基体生长细胞时，无需采用染色试剂将细胞染色，直接采用光学显微镜观察就可以清楚地观察到细胞的生长状况。此外，所述亲水层的材料是无机材料，该亲水层及碳纳米管结构的性质比较稳定，因此，该培养基体比较容易保存、不易变质，便于后续生长细胞。所述培养基体进一步包括所述支撑体，也使得该培养基体比较容易保存和运输；另外，包含该支撑体的培养基体可以直接用来培养细胞，而无需另外的器皿放置该培养基体。

[0095] 本发明实施例提供的用于培养细胞的培养基体在经过表面极性化处理之后，就可以直接在该培养基体的表面种植和培养细胞，方法比较简单。

[0096] 另外，本领域技术人员还可在本发明精神内做其它变化，当然，这些依据本发明精神所做的变化，都应包含在本发明所要求保护的范围之内。

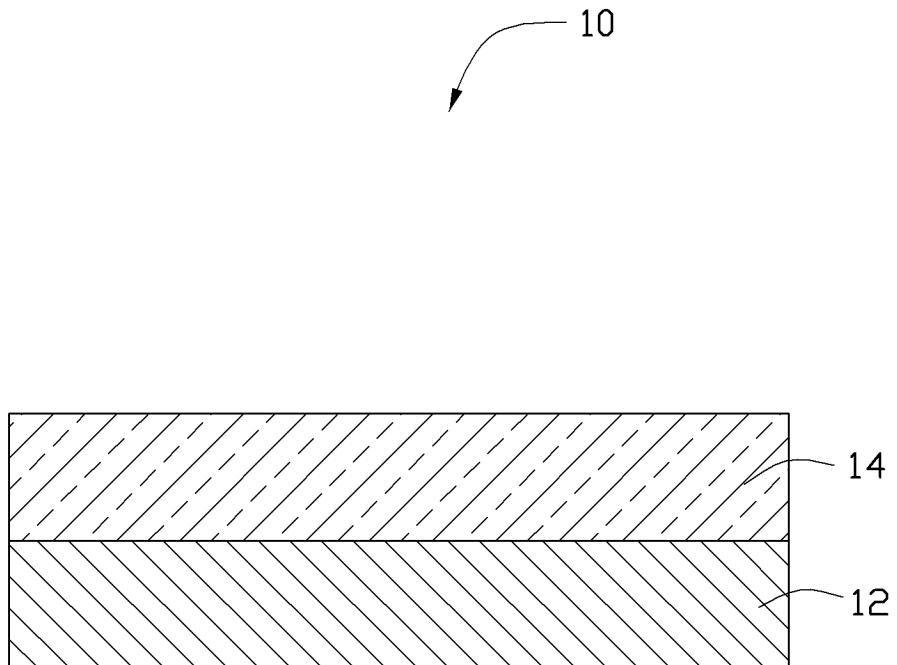


图 1

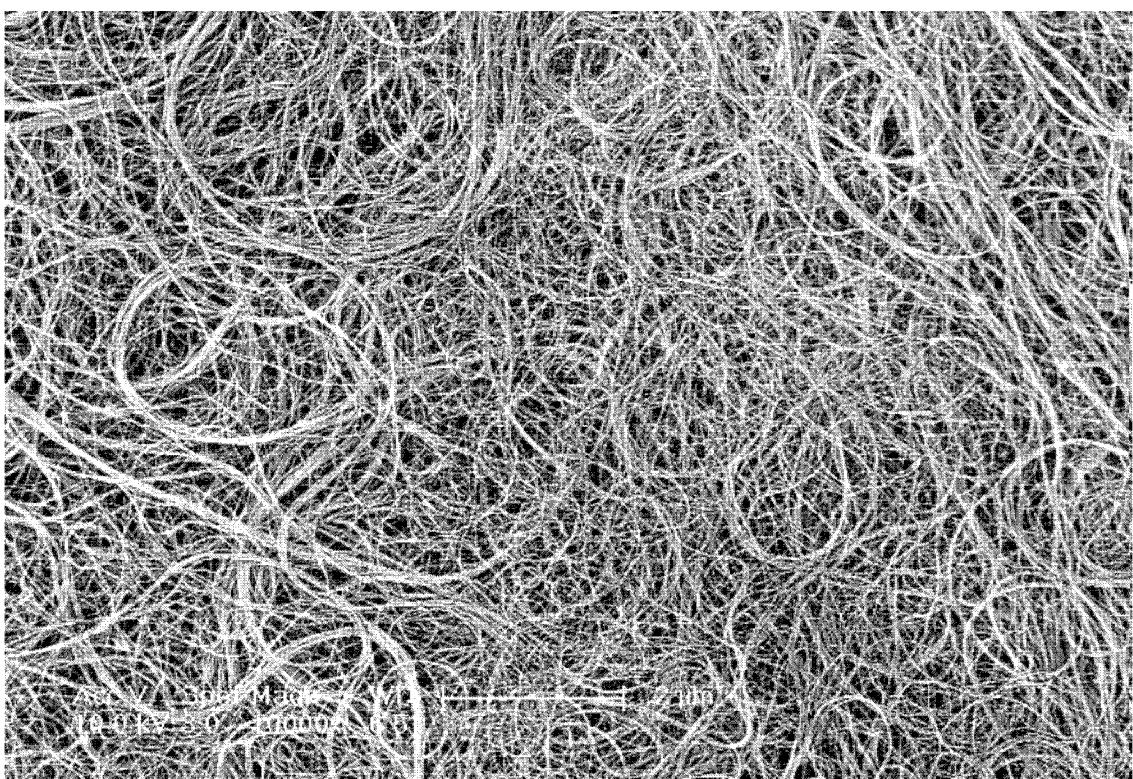


图 2

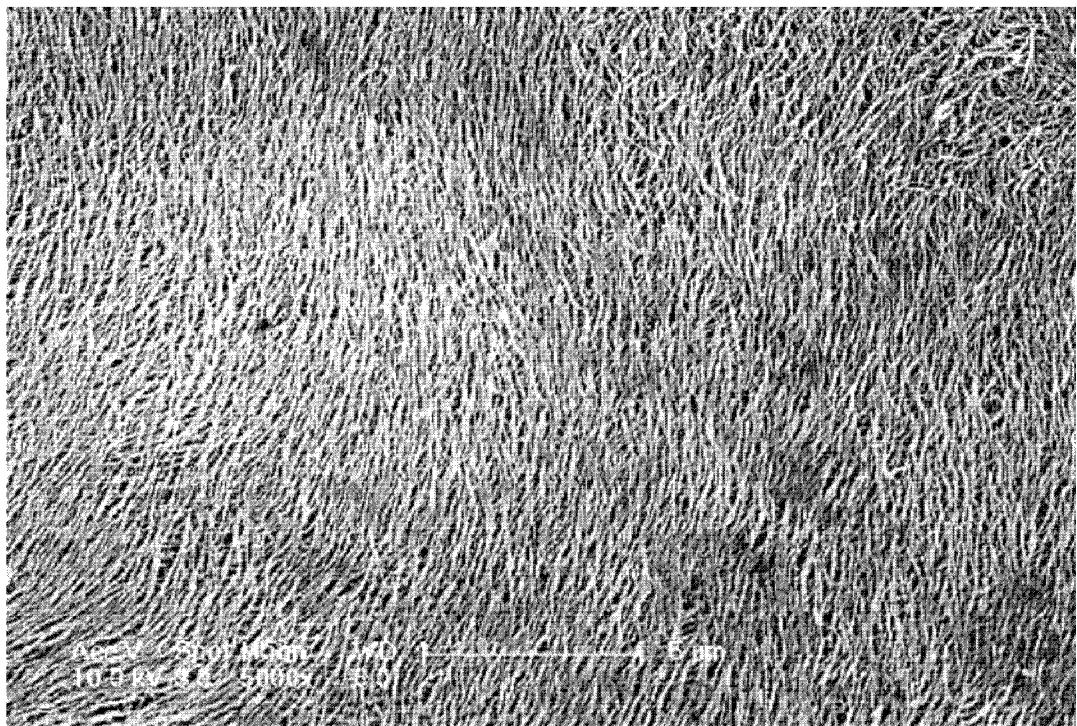


图 3

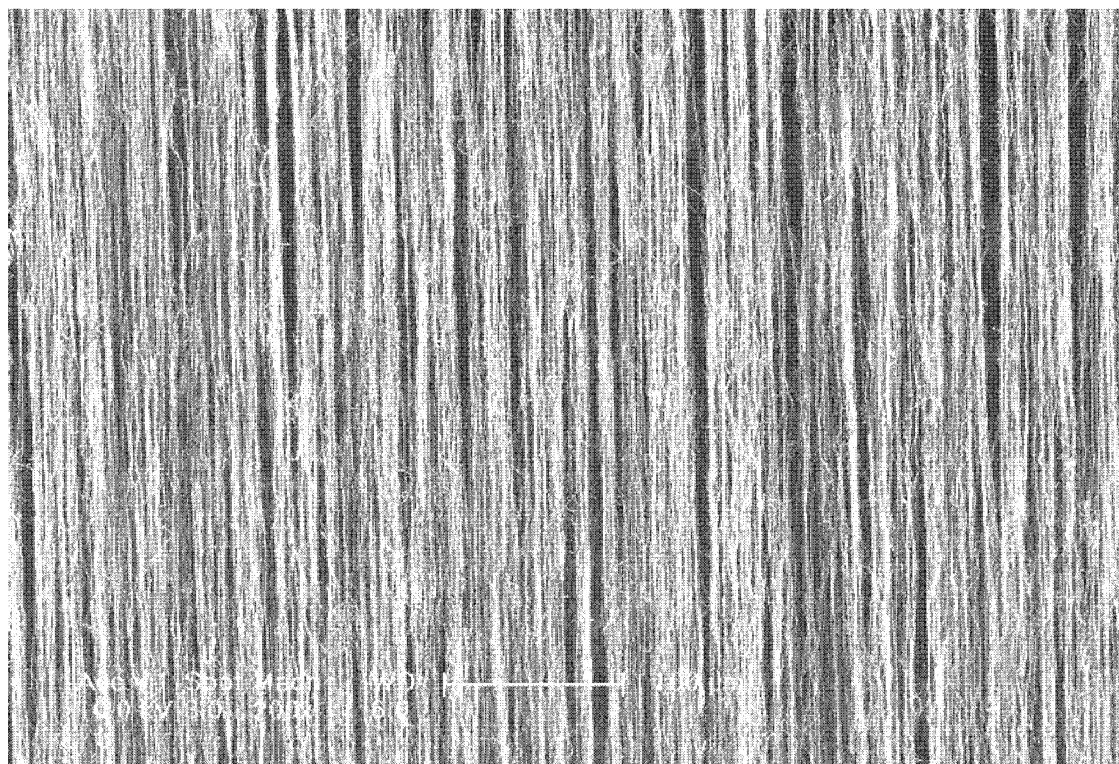


图 4

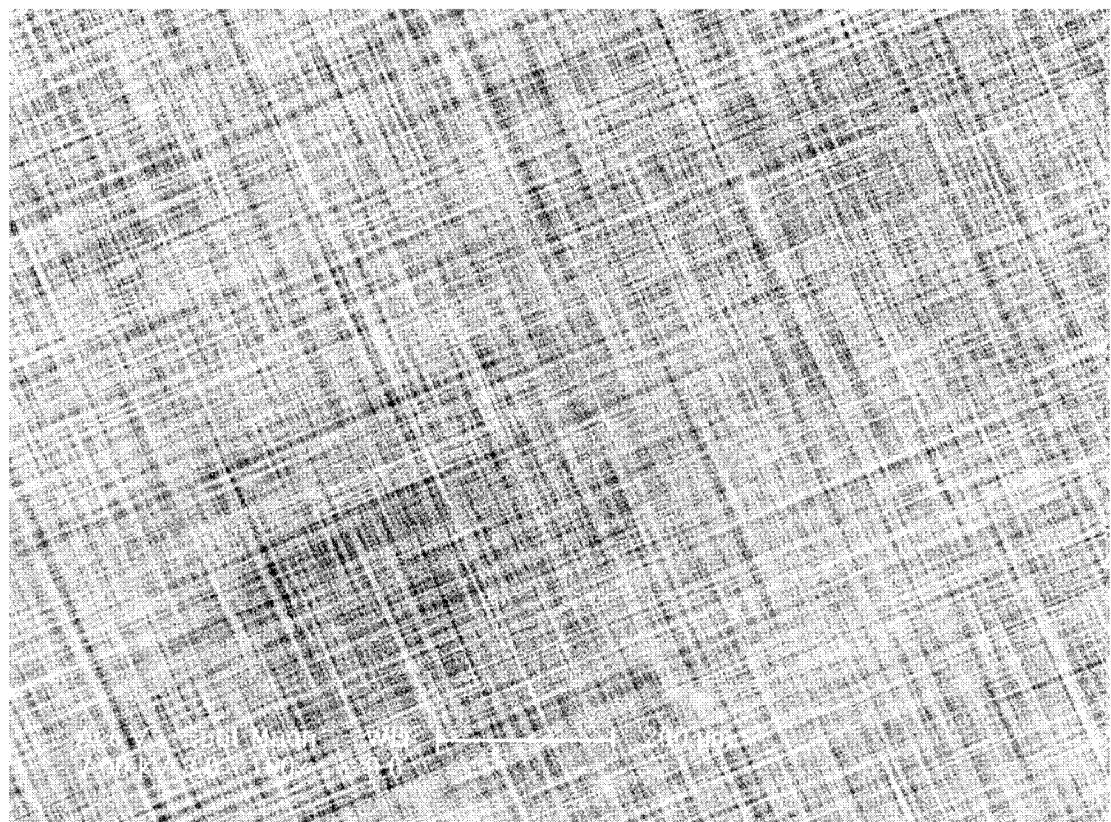


图 5

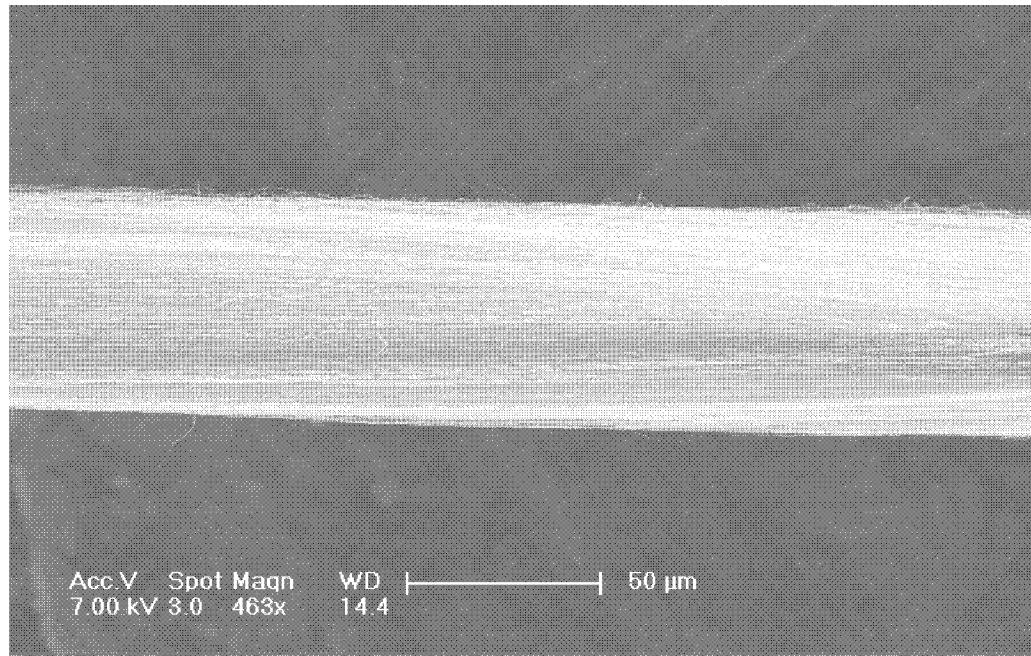


图 6

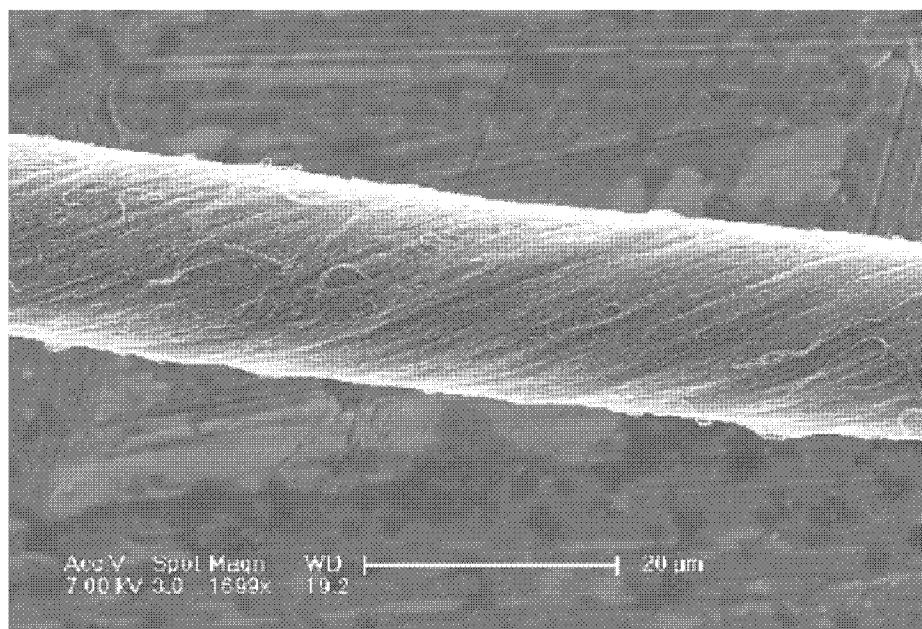


图 7

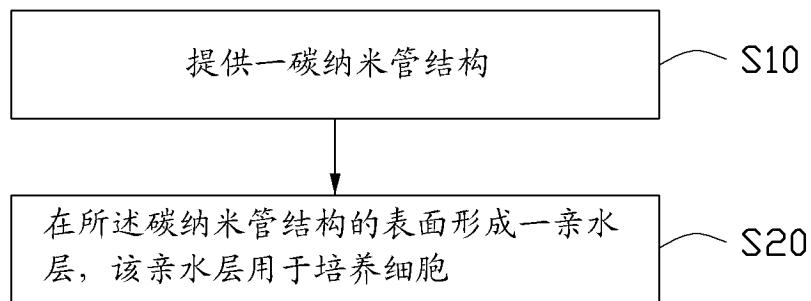


图 8

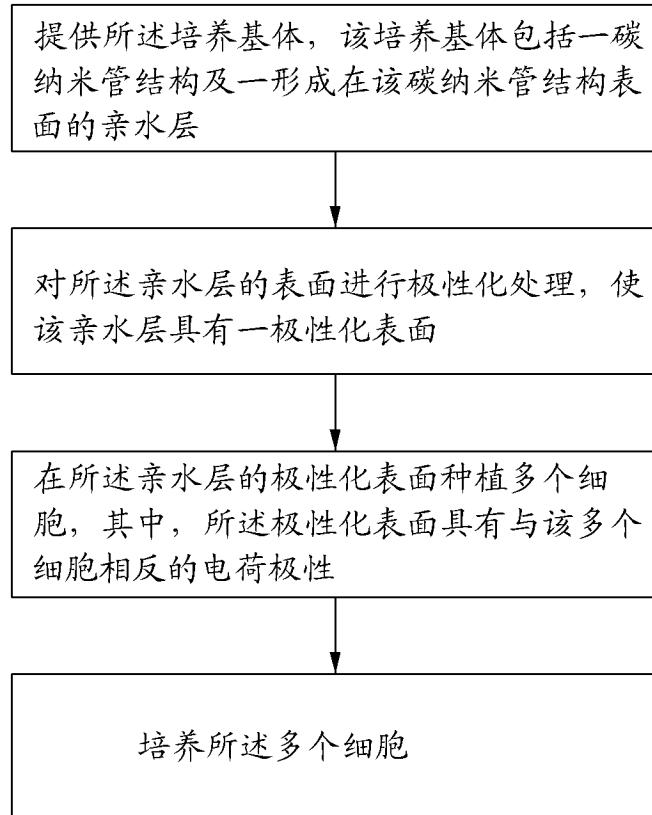


图 9

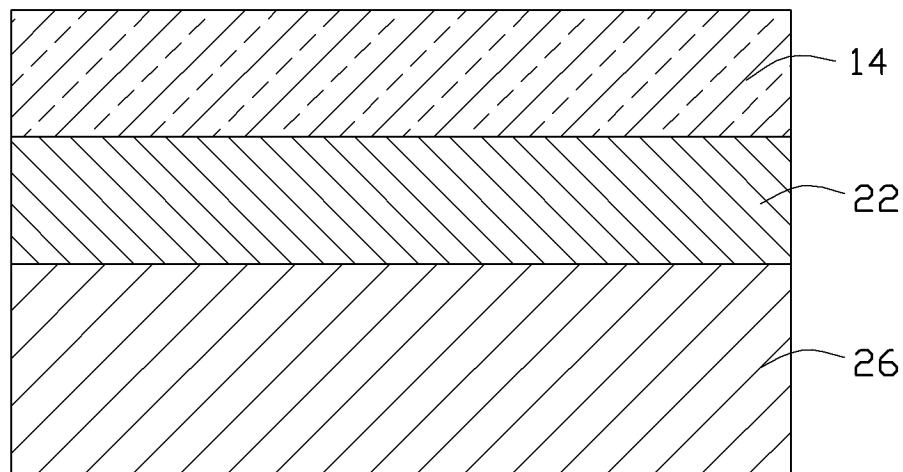
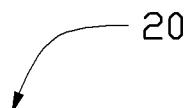


图 10

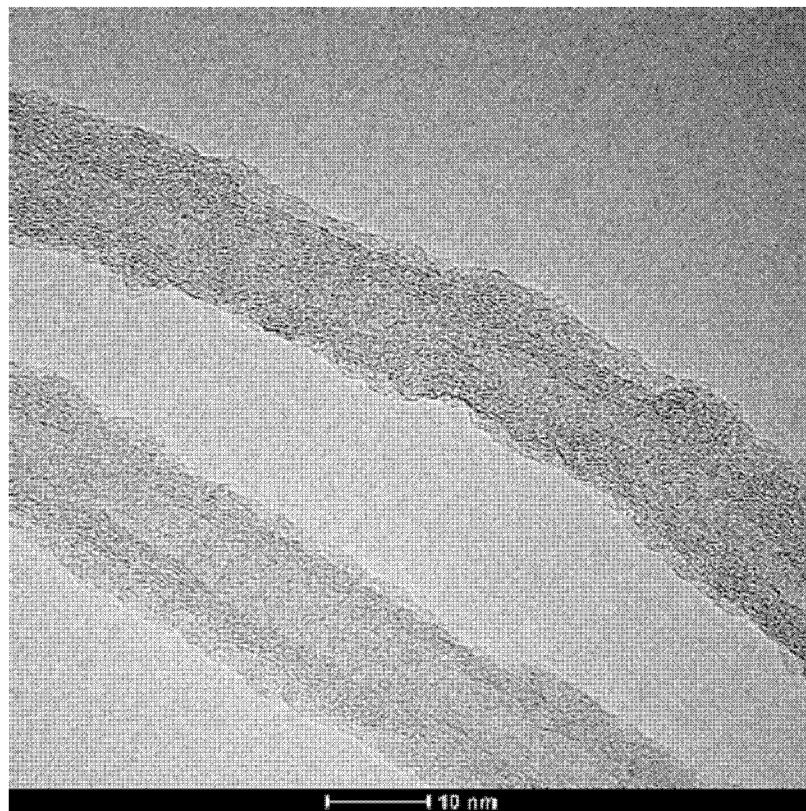


图 11

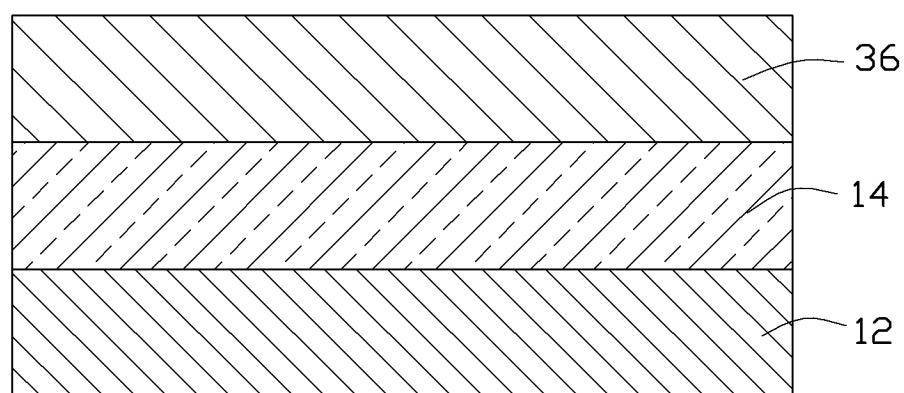
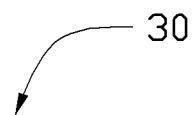


图 12

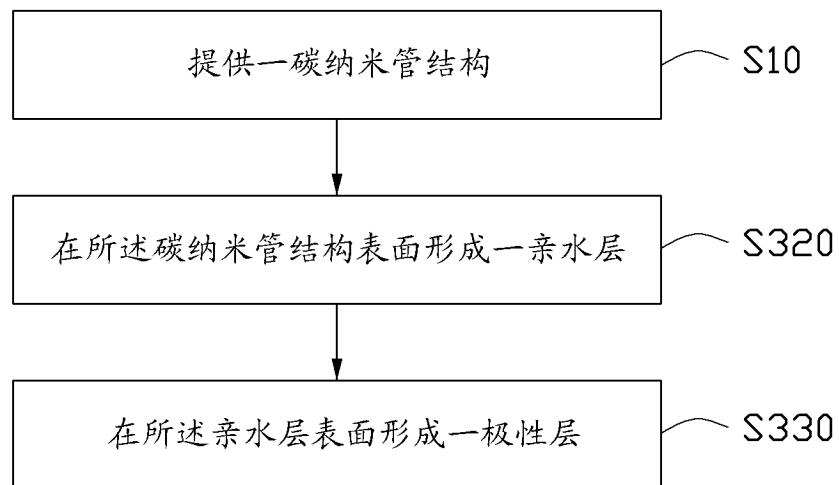


图 13