

静电纺丝进展

1

Mar. | 2018

Spot Your Favorite Contents (季刊 Vol. 23)

Progress in Electrospinning



Seasonal Newsletter

Provided by *Ucalery Co.*



永康乐业

www.ucalery.com

A Family of Electro-Spinner
Fibers or Particles Producer in Nano-to-Micro Scale

Elite精英系列

针对追求完美的用户精心设计，凝聚12项创新科技，历经50多次功能改进，新增显微摄影系统、激光校准、3D细胞培养板制备组件等高端配置。将成为您实验室中的明星级研发平台，极具展示性。



MedSpun系列

产业化纳米纤维生产设备，具有生产连续化，工艺一体化，控制自动化，安全性高，订制灵活等特点，已服务于上海微创、广州弘健、四川迪康、烟台集秀等多家企业。

SS通用系列

超高性价比，满足静电纺丝常规实验操作，兼具组织工程支架、取向纤维、核壳纤维、复合微球制备等更多丰富功能，五个型号总有一款适合您。



Handy轻便系列

灵活且实用，可以与已有高压电源或注射泵联用，更能充分利用实验室的有限空间。出大成果不拘小节。

纳米静电纺丝设备

十余年清华技术积累，卓越品质保障
全系列设备满足您从科研到产业的全面需求



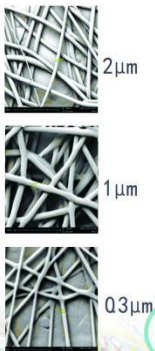
全系列机型将带给您惊叹的自动化控制及前所未有的便捷
详情请关注公司网站www.ualery.com

数秒之内，
创造纳米微观世界



北京	主要客户	广东
清华大学 清华大学 清华大学 清华大学 北京大学 北京大学口腔医院 北京航空航天大学 北京理工大学 北京化工大学 北京师范大学 中科院过程所 北京纳米能源研究所 中国地质大学(北京) 中国石油大学(北京) 国家纳米科学中心 中科院“百人计划” 蒋兴宇老师课题组	“千人计划”化学系张岩老师课题组 化工系郭宝华老师课题组 材料系王瑞慧老师课题组 汽车工程系“百人计划”张剑波老师课题组 生物医学工程系于钢老师课题组 魏世成老师课题组 生物医学工程学院李光老师课题组 材料系马增国老师课题组 理学院宋宇飞老师课题组 水科学研究院豆俊峰老师课题组 “千人计划”杨传芳老师课题组 杨亚老师课题组 材料系实验室 功能膜徐文老师课题组 中国科学院大学 物理学院王中平老师课题组	华南理工大学 轻工与食品学院杨晓泉老师课题组 中山大学 化工学院张超老师课题组 中山大学 工学院张超老师课题组 南方医科大学 神经外科秦建强老师课题组
上海	四川&重庆	企业客户
清华大学 生物科学与技术研究所吴秀梅老师课题组 东华大学 纺织学院王瑞老师课题组 东华大学 材料学院刘天西老师课题组 复旦大学 高分子科学研究所 复旦大学 高分子系邵正老师课题组 上海交通大学 药学院金拓老师课题组 上海大学 中瑞中心路秀珍老师课题组 上海工程技术大学 化工学院陈思浩老师课题组 中科院上海有机化学研究所 李维实老师课题组	四川大学 中国工程院院士王玉忠老师课题组 四川大学 化工系褚良银老师课题组 四川大学 轻工与食品学院卫华老师课题组 华西医科大学 医学院林云峰老师课题组 重庆大学 化学化工系陈四国老师课题组 中国工程物理研究院化工材料研究所 浙江大学 求是特聘教授王立老师课题组 浙江大学 高分子系徐志康老师课题组 浙江大学 高分子系金桥老师课题组 苏州大学 材料系路建美老师课题组 苏州大学 高分子系陈红老师课题组 南京理工大学 物理学院李亮老师课题组 南京理工大学 环生学院李建生老师课题组 南京航空航天大学 材料科学与技术学院张松刚老师课题组 南京理工大学 材料学院陈强老师课题组 扬州大学 理学院薛国老师课题组	上海微创医疗器械(集团)有限公司 武汉华成生物材料工程有限公司 广州市弘健生物医药制品有限公司 烟台集秀生物科技有限公司 江阴康康生物医学科技
其他地区	江苏&浙江	其他
西北工业大学 理学院陈立新老师课题组 西北工业大学 应用化学系姚燕老师课题组 西北工业大学 生物系尹大川老师课题组 西北农林大学 理学院王进义老师课题组 西安交通大学 生物医学郭保林老师课题组 西安电子科技大学 特聘教授汪宏老师课题组 第四军医大学 药学部贾敏老师课题组 新疆大学 化学化工学院贾敏老师课题组	浙江大学 求是特聘教授王立老师课题组 浙江大学 高分子系徐志康老师课题组 浙江大学 高分子系金桥老师课题组 苏州大学 材料系路建美老师课题组 苏州大学 高分子系陈红老师课题组 南京理工大学 物理学院李亮老师课题组 南京理工大学 环生学院李建生老师课题组 南京航空航天大学 材料科学与技术学院张松刚老师课题组 南京理工大学 材料学院陈强老师课题组 扬州大学 理学院薛国老师课题组	香港大学 香港高等科技学院 Nanyang Technological University University of Ottawa

上海微创合作案例



- 合作特点
- 1 协同攻克工艺技术
 - 2 确认产品成形为先
 - 3 设备服从产品工艺

部分学术成果

学校	用户	刊物名称	影响因子
四川大学	王玉忠院士	ACS Nano	12.881
华中科技大学	翟天佑教授	Journal of Materials Chemistry A	5.099
武汉理工大学	麦立强教授	Macromolecular Rapid Communications	4.941
新疆大学	贾敏教授	Advanced Functional Materials	11.805
四川大学	夏和生教授	Nature Communications	11.470
中国科学院大学	杨传芳教授	Journal of Materials Chemistry A	7.443
中科院过程所	李俊峰教授	Journal of Materials Chemistry A	7.443
吉林大学	郭广萍教授	Nanoscale	7.394
东北林业大学	韩广萍教授	Carbohydrate Polymers	4.074
复旦大学	刘天西教授	RSC Advances	3.840
西北工业大学	姚燕教授	RSC Advances	3.840
东北林业大学	姚燕教授	RSC Advances	3.840
东北林业大学	郭广萍教授	Polymer	3.562
复旦大学	郭广萍教授	Materials	2.651
四川大学	褚良银教授	Materials Letters	2.489
清华大学	翁文国教授	Journal of Materials Science	2.371
		Journal of Applied Polymer Science	1.768

仍在增加.....

目 录

Content

热点研究

湿度和溶剂蒸发速度对电纺丝过程的影响·····>1

应用综述

电纺纤维在骨组织工程的应用进展·····>11

数据统计

2017 年材料科学类高被引学者单·····>21

文献快报

一种圆形渐变的活性蛋白涂覆技术·····>25

超疏水纳米纤维油水分离膜 ·····>26

2018 年 3 月第 1 期（总第 23 期）

季 刊 2012 年创刊

主办单位：北京永康乐业科技发展有限公司

学术委员会成员（姓氏拼音首字母升序）

常 江	陈学思	陈义旺	冯增国	郭宝华	何吉欢	黄争鸣
金昌显	李从举	李广涛	刘天西	刘延波	龙云泽	莫秀梅
潘 伟	任 杰	邵长路	王 策	危 岩	杨卫民	袁晓燕
赵 勇	朱美芳	朱 静				

编辑部成员

名誉主编：危岩 胡平 主 编：蔡云岫 副主编：戚妙

电子邮箱：journal@ucalery.com

湿度和溶剂蒸发速度对电纺丝过程的影响

蔡云岫

摘要

本文通过实验研究的方法发现了湿度（RH）和溶剂蒸发速率对 PEO 水，PVP 醇溶液静电纺丝过程的影响，包括对纤维直径，过程参数的影响。对 PVP 与不同有机溶剂所制成的溶液的静电纺丝过程的研究区分开了湿度和蒸发速率对静电纺丝过程的影响。建立了可测量的过程参数（射流直径，电荷密度），相对湿度，溶剂蒸发速率与所得静电纺纤维直径的相关方程。

关键词： 静电纺丝，相对湿度，溶剂蒸发，纤维直径，相关方程

1. 引言

正如 De Vrieze 等[1]所介绍的，静电纺丝过程的影响因素可以分为三种：溶液参数，过程参数和环境参数。研究这三组参数之间的关系以及由此产生的纤维直径，有助于实现得到所需纤维直径的能力。

环境相对湿度（RH）已被许多研究确定对静电纺丝过程有着显著的影响[2, 3]。Tripatanasuwan 等[2]观察到在 PEO 水溶液的静电纺丝过程中，增加湿度会降低所得纤维的直径。他们认为，当相对湿度增大时，蒸发和凝固速度降低，射流有更多的拉伸时间导致了纤维直径变小。De Vrieze 等[1]发现，从 PVP 的非水溶液中得到的电纺纤维，增加湿度也会导致纤维直径降低。这很有趣，因为乙醇溶剂蒸发速率不依赖与环境的湿度。于此相反，De Vrieze 等人也观察到从醋酸纤维素（CA）/丙酮-DMAc 溶液中得到的静电纺纤维直径会随着相对湿度的增大而增大。他们认为，由于水会导致聚合物对 CA/丙酮-DMAc 溶液的快速沉淀，所以当环境中的相对湿度更高时会导致更快的沉淀速率。同样，Huang 等[3]发现 PAN 和 PSU 与 DMF 的溶液所制得电纺纤维直径也会随着湿度的增大而增大。他们提出了几种可能原因，包括：(a) 较高的湿度导致了射流上所带过量电荷的减少，因此电场力减小，从而产生较小的拉伸力；（b）在湿度较大时，聚合物沉淀速率也较大。

有很多研究已经关注过过程参数，溶液参数以及纤维直径之间的关系。Fridrikh 等[4]根据射流表面张力和表面电荷之间排斥力的平衡，推导出了一种将 PCL 纤维直径与电荷密度相关联的方程。在此分析中，粘度不是决定最终纤维直径的因素，因为它与其他因素相比较小。为了发展电纺丝过程中无量纲参数群的相关方程，只包含可测量的溶液参数和过程参数，Helgeson [5]等基于无量纲电场力（静电和电滞应力的比值），和一个无量纲的表面应力（粘性力和表面张力的比值）提出了一个与 PEO 水溶液所得到的电纺丝直径的相关方程。他们注意到，在此相关方程中，粘性项被消掉了。此纤维直径的相关方程包括纺丝溶液的导电性，表面张力和电纺丝操作参数。另外，他们认为流体流速是过程中电压的一个因变量，因而流

量在这两个无量纲组中并没有出现。这两种相关性方程都没有考虑到相对湿度的影响。

本文介绍了溶液、过程和环境参数对纤维直径的关系以及这些变量之间的关系的实验分析。我们研究了相对湿度和蒸发速率对电纺丝过程的影响，并研究了哪些可测量的参数可被用于关联电纺纤维直径和发展合适的静电纺控制系统。

2. 实验

通过实验，利用水和非水溶液的 PEO, PVP 聚合物，研究 RH 和蒸发速率对电纺丝的影响，以及可测量的过程参数与纤维直径的关系。

采用平均分子量为 400k 的 PEO 水溶液，平均分子量为 1,300k 的 PVP 醇溶液。PEO 和 PVP 粉末是从 Aldrich 化学公司购买的，水溶剂是去离子水，其电导率为 0.1 $\mu\text{S}/\text{cm}$ 。非水溶剂是乙醇（电导率为 0.5 $\mu\text{S}/\text{cm}$ ），甲醇（电导率为 0.9 $\mu\text{S}/\text{cm}$ ），和丁醇（电导率为 0.1 $\mu\text{S}/\text{cm}$ ）。这些醇溶剂是从 Aldrich 化学公司购买的。溶剂的蒸发速率在密闭空间中室温下测量得到（图 1）。乙醇和甲醇是水蒸发速率的 10 倍，而丁醇与水的蒸发速率相当。PEO 溶解在去

离子水中制成 7wt% 的溶液。PVP 溶于各类醇溶剂中制成 12wt% 的溶液。所有的溶液都储存在冰箱中，在实验前，溶液被放置在室温下几个小时，使溶液达到室温（21 - 24°C）。在我们的研究中，所有的电纺丝实验都是在室温下进行的。溶液的参数如表 1 所示。

与溶剂的导电性相比，PEO 和 PVP 溶液的导电性都增加了。另外，7wt% PEO 水溶液的导电性是 12wt% PVP 乙醇溶液导电性的 50 倍，是 12wt% PVP 甲醇溶液导电性的 20 倍，是 12wt% PVP 丁醇溶液导电性的 700 倍。这与在静电纺丝过程中所观察到的电流是相符的，PEO 水溶液的电纺丝电流为 800 - 1400 nA，PVP 乙醇溶液的电纺丝电流为 35 - 55 nA。

7wt% PEO 水溶液的粘度大于 12wt% PVP 醇溶液的粘度。这表明对比 PVP 醇溶液的电纺丝过程，更大的射流直径将在 7wt% PEO 水溶液的电纺丝过程中被发现。这也与我们的实验数据相符。典型的 PEO 水溶液的射流直径（观察点位于针头外 3mm 处）为 100 μm ，而 PVP 乙醇溶液的射流直径为 60 μm 。本实验采用两种不同性质的溶液：对比 PVP 醇溶液，PEO 水溶液张力大 1.4 倍，导电性高 20 - 700 倍，粘度大 8 - 64 倍。

本实验所用平台不仅提供了基本的电纺丝功能，还能够实时监测多个过程状态和设置注

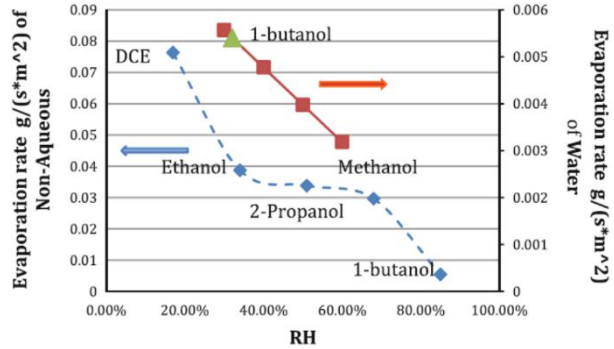


图 1. 水和非水溶剂的蒸发速率。虚线为非水溶剂，实线为水溶剂。

表 1. 7wt% PEO 水溶液和 12wt% PVP 醇溶液的溶液参数。

	Conductivity ($\mu\text{S}/\text{cm}$)	Zero shear viscosity (Pa s)	Surface tension (N/m)
7 wt% PEO/water	70	24.5	0.042
12 wt% PVP/ethanol	1.4	0.64	0.0295
12 wt% PVP/methanol	3.3	0.38	0.0305
12 wt% PVP/1-butanol	0.1	3.02	0.0301

射泵(Harvard Apparatus, PHD 2000), 高压电源 (HV POWER SUPPLY, XRM30P), 和湿度控制系统的值 (图 2)。

图 3 显示了系统的可测量参数。该系统可以获得三个主要区域的图像数据: (1) Taylor 区, (2) straight jet 区, 和 (3) bending 区。2 个 CCD/CMOS 摄像机 (分辨率为 $3.8\mu\text{m}/\text{pixel}$, 可观察区大小为 2048×1552), 分别用于观察 Taylor 区的 Taylor 锥状体体积 (V) 和 straight jet 区的射流直径 (d_{jet})。另外, 另一个佳能 EOS 40D 相机是用来观察 bending 区的 bending 角 (θ)。为了测量过程电流 (I), 在纤维接收器和 NI USB-600B 数据采集器 (DAQ) 卡之间放置了一个电流传感器。HTM 2500 温湿度传感器与 DAQ 设备集成用以检测环境的相对湿度 (RH) 和温度 (T)。

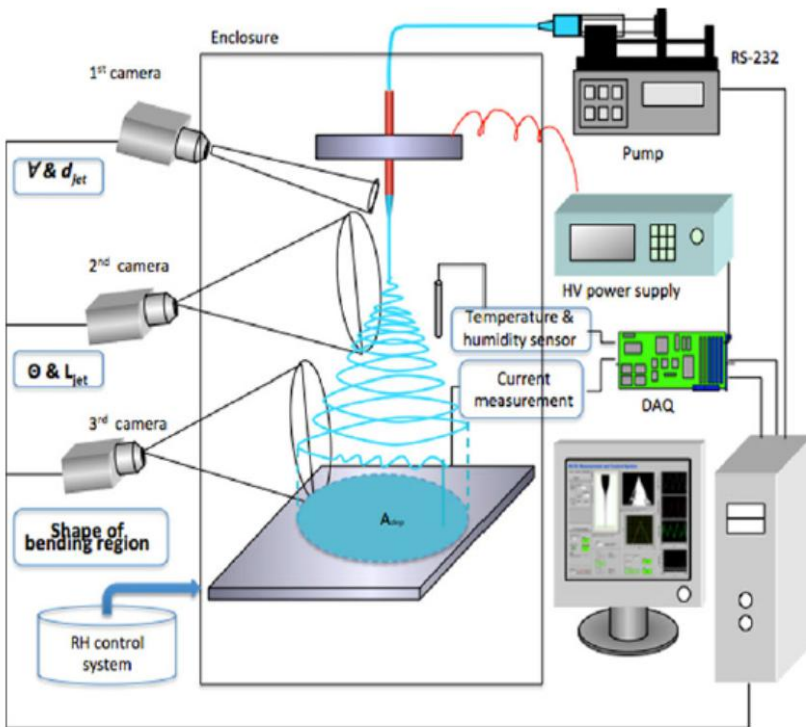


图 2. 静电纺丝装置示意图

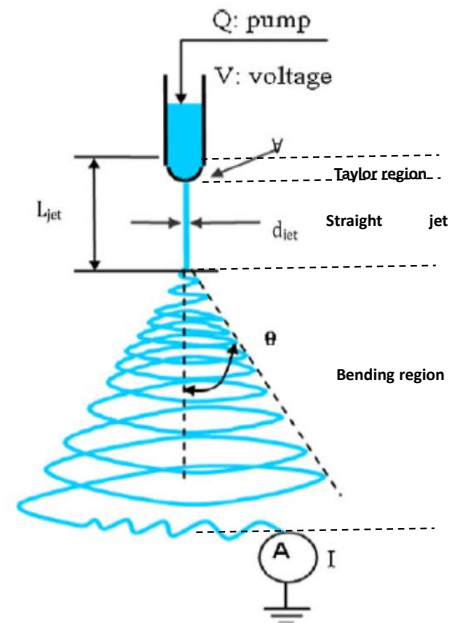


图 3. 可测量过程参数

3. 相对湿度和蒸发速率在电纺丝过程中的作用

实验测定了相对湿度对 PEO 水溶液和 PVP 醇溶液电纺丝过程的影响。除了纤维直径外, 还研究了相对湿度对可测量过程变量的影响, 包括电流, 射流直径, Taylor 圆锥体体积和 bending 角。对这些参数的测量有助于理解电纺丝的物理过程。

3.1 PEO 水溶液

相对湿度 (RH) 被定义为空气中水蒸气的分压 (P_{∞}) 与水蒸气的饱和蒸气压 (P_s) 的比值。对于恒温 (T) 情况下, 射流中水的蒸发速率 ($\dot{m}_{evap}$, $g/(s \cdot m^2)$) 与 $(1-RH)$ 成正比 [6]:

$$\dot{m}_{evap} = (P_s - P_\infty)\beta^* \frac{M_w}{R \cdot T} \quad (1)$$

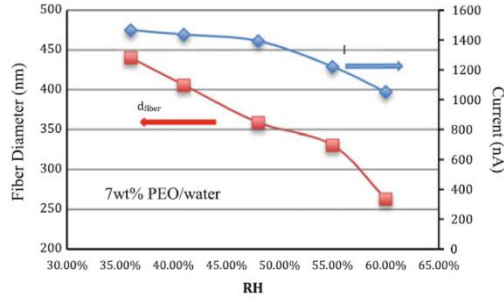


图 4. 相对湿度对 7wt% PEO 水溶液纤维直径和电流的影响

β^* 为液体在给定形状下的蒸发参数 (m/s)； M_w 是溶液的分子量 (g/mol)； R 是气体常数 ($J/(mol \cdot K)$)； T 是温度 (K)。PEO 水溶液的电纺丝实验在相对湿度为 30%到 60%的相对湿度下，22°C下进行，对应的水的蒸发速率为 0.0057 到 0.003 $g/(s \cdot m^2)$ (如图 1 所示)。因此，当相对湿度增大时，射流的溶剂需要更多的时间来蒸发。

图 4 显示，对于 PEO 水溶液，当相对湿度增大时，纤维直径和电流均减少。当相对湿度增大 25%，纤维直径减少了 43%，电流减少了 30%，水的蒸发速率减少了 40%。有趣的是，纤维直径减小的同时电流也减小了，因为较小的电流意味着较小的电场拉伸力，其本应该会导致更大的纤维直径。Tripatanasuwan[2]等提出了一种可能的对纤维直径减小的解释。即由于较高的相对湿度导致了更缓慢的蒸发速度，所以拉伸时间会更长。

为了深入了解物理过程，研究了相对湿度对过程参数的影响。图 5 显示了相对湿度对射流直径，Taylor 锥体体积和 bending 角的影响。当相对湿度从 35%增大到 60%时，射流的直径增加了 57%，Taylor 锥体体积增加了 120%，这与电流减少 30%是一致的。然而，相对湿度对 bending 角和喷丝纤维沉积面积影响不大。

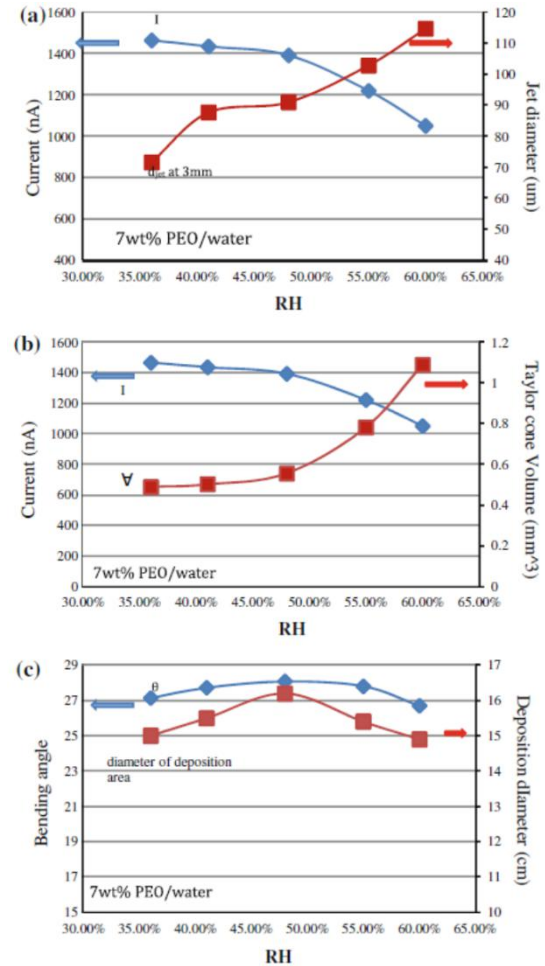


图 5. (a) 相对湿度对射流直径和电流的影响；(b) 相对湿度对 Taylor 锥体体积和电流的影响；(c) 相对湿度对 Bending 角和纤维沉积面积的影响。

3.2 PVP 醇溶液

通过 PVP 醇溶液的实验,研究了相对湿度和溶剂蒸发速率对纤维直径和过程参数的影响,因为 PVP 醇溶液的溶剂蒸发速率与相对湿度没有直接关系。

为了了解相对湿度对 PVP 醇溶液电纺丝过程的影响,对 12wt%PVP 乙醇在不同相对湿度条件下进行了一系列实验(图 6)。当相对湿度从 38%提升到 57%, 12wt% PVP 乙醇纤维直径减少了 30%。与 PEO 水溶液相似, PVP 醇溶液的电流和纤维直径都随着相对湿度的增大而减少。

相对湿度对过程参数的影响如图 7 所示。当相对湿度从 28%增大到 57%,射流直径增大了 30%, Taylor 锥体体积增大了 180%, 同时电流下降 33%。与 PEO 水溶液相比,其射流直径的增加小于 PEO 水溶液,而 Taylor 锥体体积的增加大于 PEO 水溶液的增加。这表明相对湿度对 PEO 水溶液和 PVP 醇溶液的电纺丝过程有显著影响。

相对湿度对 PVP 乙醇溶液的影响也被 De Vrieze[1]等观察到。他们提出的一个可能的解释是相对湿度事实上影响了溶液的蒸发速率,但是乙醇的蒸发速率应该是与相对湿度没有直接关系的。这证明了除了蒸发速率,可能有另外一个重要因素影响了纤维直径,其也与相对湿度有关,比如乙醇的吸水性。在下一节,我们从可测量的过程参数,溶剂的蒸发速率和相对湿度等方面研究了纤维直径的相关性方程。该相关性方程不仅可以帮助预测纤维直径,还可以研究相对湿度和蒸发速率对电纺丝过程的影响。

4. 基于过程参数,蒸发速率和相对湿度来预测纤维直径

为了了解相对湿度和蒸发速率对纤维直径的不同影响,研究了 PEO 水溶液和 PVP 醇溶液的电荷密度,射流直径,蒸发速率和相对湿度和纤维直径的关系。研究过程参数与纤维直

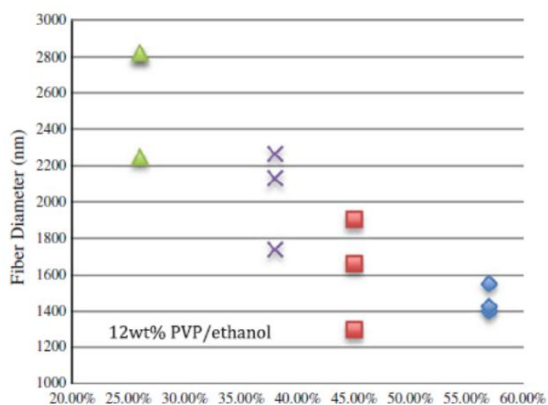


图 6. 当相对湿度增大时, 12wt% PVP 乙醇溶液的纤维直径减小。

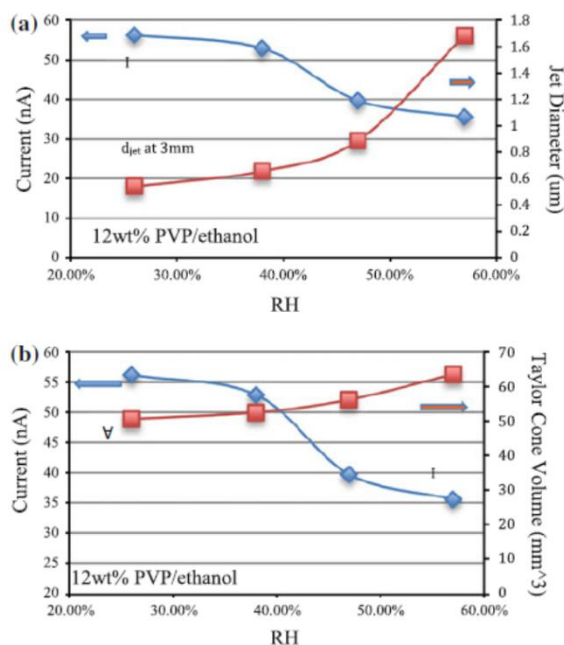


图 7. 相对湿度对 12wt% PVP 乙醇溶液的 (a) 射流直径和电流的影响; (b) Taylor 锥体体积和电流的影响。

径之间的关系，有助于对电纺过程的理解。并确定在实时控制系统中哪些可测量的参数可用于预测纤维直径。

4.1 相对湿度对 PEO 水溶液的影响

Fridrikh 等[4]分析了 Hohman 等[7,8]的动力学方程，研究了纤维不稳定性，并发现了纤维直径的规律。计算射流表面张力和表面电子之间的排斥力的应力渐进平衡，他们得到：

$$d_{fiber} = (\gamma \bar{\epsilon} \frac{Q^2}{I^2} \frac{2}{\pi(\gamma \ln X - \gamma)})^{1/3} \quad (2)$$

γ 为表面张力 (N/m)； $\bar{\epsilon}$ 为空气的介电常数； Q 是液体流量 (m^3/s)； I 是实测的射流电流 (A)； X 是无量纲的导致射流径向偏移的不稳定的波长；因此，他们预测纤维直径与 $(\frac{I}{Q})^{-2/3}$ 成正比。PEO 和 PAN 的实验 log-log 图[4, 9, 10]证明了此推导。体积电荷密度 (I/Q) 的单位为 C/m^2 ，反应了静电作用在射流上的强度，是电纺丝主要细化的因素。然而此推导不包含相对湿度的影响。

图 8 显示了我们 7wt% PEO 水溶液在三个不同相对湿度 (30%, 40%, 55%) 下的实验数据的相关性。电荷密度并没有为在 3 中不同湿度下得到的纤维直径提供一种全局的相关性方程。另外，在每个相同相对湿度下，对于在不同流速下得到的纤维直径有着一个总体的斜率。而局部的斜率随流速变化[6]。另外，图 8 还显示了流速对纤维直径的影响。它与 Helgeson 等[5]所得到的结论相悖，他们认为流速不是纤维直径的决定因素。

图 9 显示了不同相对湿度下，射流直径 (d_{jet}) 与纤维直径 (d_{fiber}) 的相关性。与电荷密度相似，不同相对湿度下，纤维直径与射流直径有不同的相关性。但是在每一个相同的相对湿度下，似乎局部的斜率是恒定的。这表明，将粘性力考虑在内 (粘性力是射流直径的重要因素)，对于每一个相对湿度，不同流量下的数据所形成的局部斜率是统一的 (尽管我们需要更多的数据来充分证实这一结论)。

将水的蒸发率 (1-RH) 考虑在内，发现所

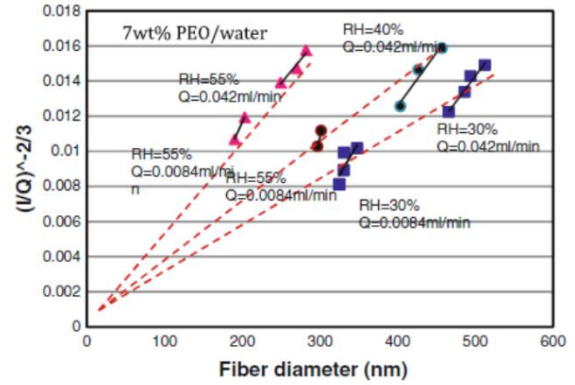


图 8. 7wt% PEO 水溶液在 3 个不同相对湿度条件下的电荷密度对纤维直径的相关方程

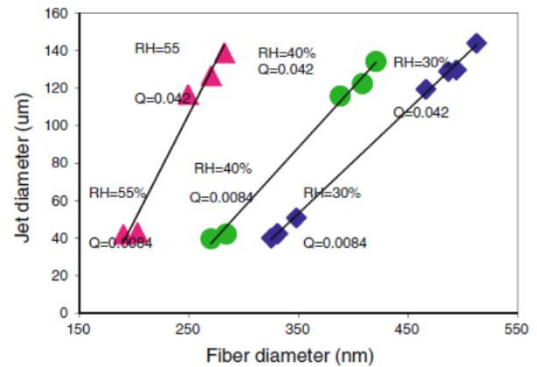


图 9. 7wt% PEO 水溶液在 3 个不同相对湿度条件下的射流直径对纤维直径的相关方程

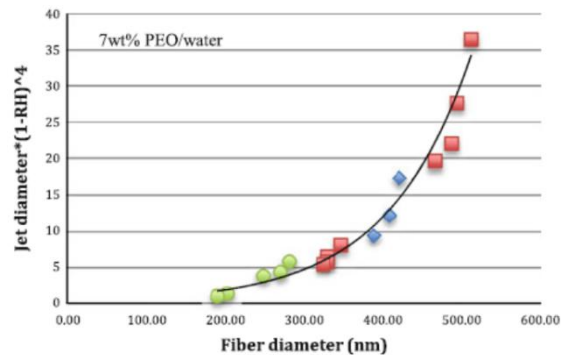


图 10. 7wt% PEO 水溶液在 3 个不同相对湿度条件下的射流直径和相对湿度对纤维直径的相关方程

有的数据都集中在了一条曲线上（图 10）。该曲线表明，纤维直径与测量的射流直径和相对湿度相关。

$$d_{\text{fiber}} \sim d_{\text{jet}} \cdot (1 - RH)^4 \quad (3)$$

我们注意到，其他的实验因素并没有为实验数据提供明确的曲线。

另外也研究了相似的电荷密度与相对湿度对纤维直径的相关性方程。最佳的拟合曲线（图 11）给出了电荷密度与相对湿度对纤维直径的全局相关性。将相对湿度的影响考虑在内，所有的数据点都集中在一条直线上，这表明相对湿度对纤维直径的影响非常重要。但是，与射流直径提供的全局相关性比较，电荷密度提供的全局相关性中局部的斜率在变化。可能原因是，电荷密度只反映了主导拉伸力（电场力），但与阻力（粘性力）没有关系。图 10 所示纤维直径与射流直径有着良好的相关性，因为射流直径是电场力（拉伸力）与粘性力（阻力）相互作用的结果[11]。

对于 PEO 水溶液来说，良好的射流直径对纤维直径的相关性方程表明相对湿度对纤维直径有着非常重要的影响。但是相对湿度和溶剂蒸发速率分别对纤维直径的影响没有区分开来，因为水的蒸发速率是由相对湿度决定的。因此为了区分他们的影响，我们将实验扩展到 PVP 醇溶液中。

4.2 相对湿度和溶剂蒸发速率对 PVP 醇溶液的影响

对于非水溶液来说，溶剂的蒸发速率与相对湿度无直接关系，因此我们可以分别研究相对湿度和溶剂蒸发速率的影响。在本实验中，我们使用了 3 中不同的 12wt% PVP 醇溶液: PVP 乙醇，PVP 甲醇和 PVP 丁醇溶液。这些溶液的溶剂相对于水的蒸发速率分别是，11, 7 和

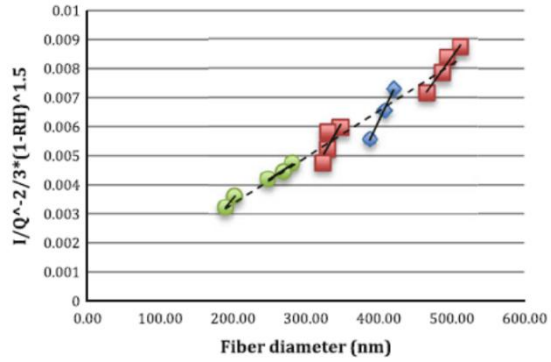


图 11. 7wt% PEO 水溶液在 3 个不同相对湿度条件下的电荷密度和相对湿度对纤维直径的相关方程

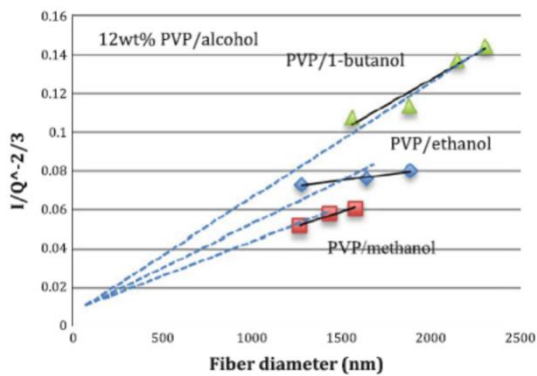


图 12. 3 种不同 12wt% PVP 醇溶液在同一相对湿度条件下（45%）的电荷密度对纤维直径的相关方程

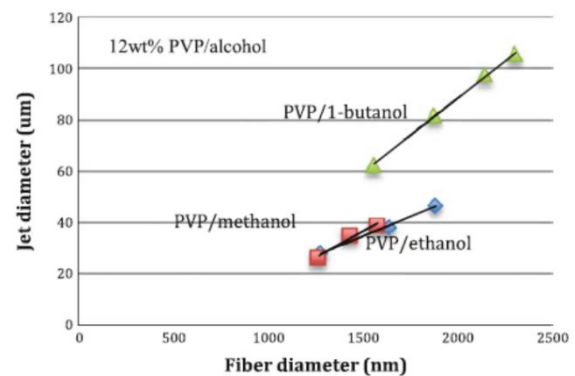


图 13. 3 种不同 12wt% PVP 醇溶液在同一相对湿度条件下（45%）的射流直径对纤维直径的相关方程

1.5. 为了研究溶剂蒸发速率对电纺丝过程的影响, 这三种 PVP 醇溶液在同一相对湿度 (45%) 下, 在不同流速和电压下进行了多组实验。图 12 表示电荷密度不能够为纤维直径提供一个全局相关性, 因为对于每种 PVP 醇溶液, 不同流速下, 这些数据的局部斜率是不同的。图 13 显示了射流直径与纤维直径的相关性, 其数据的局部坡度是均匀的, 但这三种溶液并没有全局的相关性。

但是当把不同溶剂的蒸发率的影响也考虑进来后, 一个与射流直径和溶剂蒸发速率有关的良好纤维直径相关方程被发现了, 如图 14 所示。为了研究相对湿度的影响, 这三种不同的 PVP 醇溶液在不同的相对湿度下进行了电纺丝。图 15 显示了纤维直径与 $d_{jet} \cdot m_{evap}^{0.3}$ 的相关性, 其表明相对湿度和溶剂的蒸发速率对纤维直径有着单独的影响。将相对湿度考虑进来后, 射流直径, 溶剂蒸发速率和相对湿度对纤维直径的良好相关性方程被找到了 (图 16):

$$d_{fiber} \sim d_{jet} \cdot m_{evap}^{0.3} \cdot (1 - RH)^2 \quad (4)$$

比较相对湿度项与溶剂蒸发速率项的指数, 表明相对湿度的影响可能大于蒸发速率的影响。蒸发速率表示溶液性质, 相对湿度代表环境条件, 而射流直径反应了电场力 (拉伸力) 与粘滞力 (阻力) 之间的平衡, 是由过程参数 (电压与流量) 和溶液性质 (粘度与导电性) 决定的。因此, 由于溶液性质, 过程参数和环境条件是影响电纺过程的主要三个参数组, 因此可以通过测量射流直径来预测 PVP 醇溶液的纤维直径。考虑到 PVP 醇溶液的导电性和粘度, 说明 PVP 醇溶液的纤维直径相关方程 $d_{jet} \cdot m_{evap}^{0.3} \cdot (1 - RH)^2$ 能够适用在一个较大的范围内, 溶液粘度可以从 0.38 Pa.s 变化到 3.02 Pa.s, 导电性可以从 0.1 μ S/cm 变化到 3.3 μ S/cm。

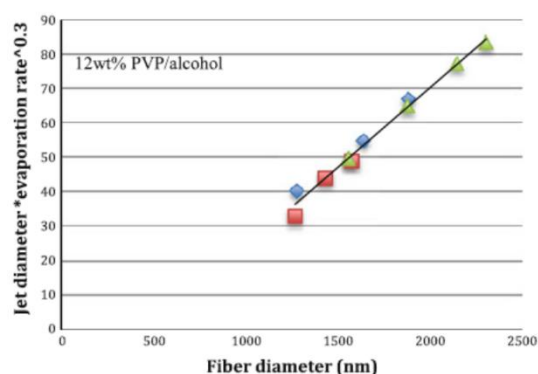


图 14. 3 种不同 12wt% PVP 醇溶液在同一相对湿度条件 (45%) 的射流直径和溶剂蒸发速率对纤维直径的相关方程

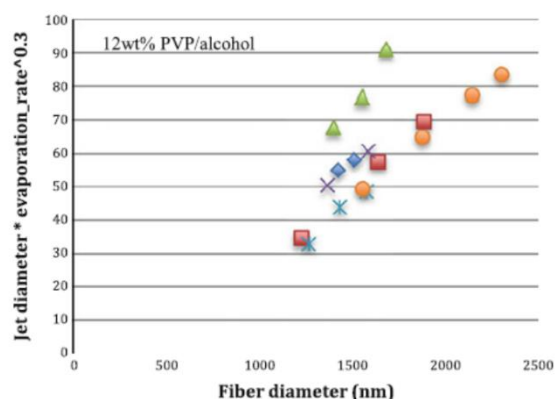


图 15. 3 种不同 12wt% PVP 醇溶液在 3 种不同相对湿度条件下 (♦PVP 乙醇, 50%RH; ■PVP 乙醇, 47%RH; ▲PVP 乙醇, 57%RH; ×PVP 甲醇, 50%RH; *PVP 甲醇, 43%RH; ●PVP 丁醇, 43%RH) 的射流直径和溶剂蒸发速率对纤维直径的相关方程

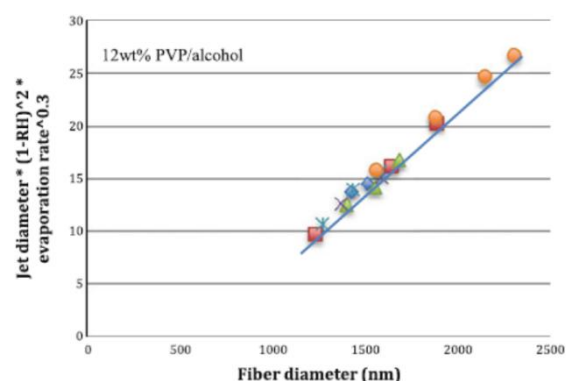


图 16. 3 种不同 12wt% PVP 醇溶液在 3 种不同相对湿度条件下 (♦PVP 乙醇, 50%RH; ■PVP 乙醇, 47%RH; ▲PVP 乙醇, 57%RH; ×PVP 甲醇, 50%RH; *PVP 甲醇, 43%RH; ●PVP 丁醇, 43%RH) 的射流直径, 溶剂蒸发速率和相对湿度对纤维直径的相关方程

5. 结论

本文分析了蒸发速率和相对湿度对 PEO 水和 PVP 醇溶液电纺过程的影响。研究发现,随着相对湿度的增加,纤维直径减小,尽管电流减小导致了拉伸电场力的减小。在可测量的过程参数上,射流直径和 Taylor 锥体体积随相对湿度的增大而增大。两种可测量的过程变量,电荷密度和射流直径可用于建立纤维直径的相关性方程。整体来说,基于射流直径的相关方程优于电荷密度的相关方程。

为了进一步了解蒸发速率和相对湿度对纤维直径的影响,对 PVP 醇溶液进行了实验。纤维直径的相关方程(4)中展示了蒸发速率项的指数为 0.3,相对湿度项的指数为 2。因此对于 PVP 醇溶液,相对湿度对电纺丝过程的影响比蒸发速率大。

参考文献

- [1] De Vrieze, S., Van Camp, T., Nelvig, A., Hagström, B., Westbroek, P. and De Clerck, K., 2009. The effect of temperature and humidity on electrospinning. *Journal of materials science*, 44(5), p.1357.
- [2] Tripatanasuwan, S., Zhong, Z. and Reneker, D.H., 2007. Effect of evaporation and solidification of the charged jet in electrospinning of poly (ethylene oxide) aqueous solution. *Polymer*, 48(19), pp.5742-5746.
- [3] Huang, L., Bui, N.N., Manickam, S.S. and McCutcheon, J.R., 2011. Controlling electrospun nanofiber morphology and mechanical properties using humidity. *Journal of polymer science part B: Polymer physics*, 49(24), pp.1734-1744.
- [4] Fridrikh, S.V., Jian, H.Y., Brenner, M.P. and Rutledge, G.C., 2003. Controlling the fiber diameter during electrospinning. *Physical review letters*, 90(14), p.144502.
- [5] Helgeson, M.E. and Wagner, N.J., 2007. A correlation for the diameter of electrospun polymer nanofibers. *AIChE journal*, 53(1), pp.51-55.
- [6] Yan, X., 2011. *Electrospinning of nanofibers: analysis of diameter distribution and process dynamics for control*. Boston University.
- [7] Hohman, M.M., Shin, M., Rutledge, G. and Brenner, M.P., 2001. Electrospinning and electrically forced jets. I. Stability theory. *Physics of fluids*, 13(8), pp.2201-2220.
- [8] Hohman, M.M., Shin, M., Rutledge, G. and Brenner, M.P., 2001. Electrospinning and electrically forced jets. II. Applications. *Physics of fluids*, 13(8), pp.2221-2236.
- [9] Shin, Y.M., Hohman, M.M., Brenner, M.P. and Rutledge, G.C., 2001. Experimental characterization of electrospinning: the electrically forced jet and instabilities. *Polymer*, 42(25), pp.09955-09967.
- [10] Jian, H.Y., Fridrikh, S.V. and Rutledge, G.C., 2006. The role of elasticity in the formation of electrospun fibers. *Polymer*, 47(13), pp.4789-4797.
- [11] Feng, J.J., 2002. The stretching of an electrified non-Newtonian jet: A model for electrospinning. *Physics of fluids*, 14(11), pp.3912-3926.

蔡云岫，博士，1989年4月24日出生于湖北省荆门市。现任苏州能环新材料科技有限公司技术总监。2006 – 2010年毕业于北京航空航天大学机械工程系，获工学学士学位；

2009年在成都飞机制造厂实习；2011 – 2017年毕业于美国波士顿大学机械工程系，获理学硕士和博士学位，博士期间主要研发了一种静电纺丝控制系统，并建立了静电纺丝的数学模型；所研发的静电纺丝控制系统被美国陆军纳蒂克士兵研究、开发和工程中心，以及德雷克塞尔大学，波士顿儿童医院研发部等研发中心及院校所使用；以第一作者发表并被SCI收录论文3篇。2012 – 2017年参与美国陆军纳蒂克士兵研究、开发和工程中心主持的静电纺丝精密控制实验项目并获得1,000,000美元资助；2015 – 2016年在波士顿大学担任助教职务，并获得杰出助教荣誉；2012 – 2017年多次受邀参加纤维学会会议，动态系统和控制会议并发表演讲；2015年在美国北卡罗来纳州瑞利举行的纤维学会会议上获博士生论文答辩比赛第二名；2017年至今担任“静电纺丝进展”期刊的主编，并正在美国申请期刊号。

电纺纤维在骨组织工程的应用进展

王毅 清华大学摩擦学国家重点实验室

摘要

由静电纺丝制备的纳米纤维在骨组织工程方面的研究十分热门，本篇综述系统概述了近年来一些电纺纤维在骨组织工程中的应用，挑选了一些具有代表性的文献来介绍最新的进展，旨在给该领域的研究者以专业的参考和启发。在论文的末尾，作者将会加入自己的一定的见解，对成骨方面的策略进行总结以及适当展望未来的发展趋势。

关键词：静电纺丝；纳米纤维；骨组织工程；支架；骨诱导膜

一、前言

近些年来，在生物材料领域的一流期刊如 *Biomaterials* 上已经有了关于电纺纤维在骨修复与再生领域的大量报道，而且相关已授权的专利已经相当之多，部分还已经进入临床研究。这都说明将电纺纤维用于骨组织工程是十分热门和重要的领域。总的来说，静电纺超细纤维可以高度模拟细胞外基质纤维的成分和结构；同时，电纺可降解纤维中还可以载入药物，达到对药物的控制释放；再者，纤维表面可以很容易的进行表面改性或者设计图案，可以进一步诱导组织的分化和调控细胞的行为。因此，静电纺丝制备的纳米纤维膜作为骨诱导膜或骨组织工程支架非常合适。

二、电纺纤维在骨组织工程的代表性工作

2.1 负载一些添加物的策略

电纺纤维中负载药物是一种最直接、最简便的成骨策略，药物在纤维中可以实现缓释或特殊的释放效果，药物的毒性因此降低、利用度也会提高，同时纤维的主体还提供有临时的支架作用。此外，添加一些无机颗粒如羟基磷灰石纳米颗粒、碳纳米管等也能提高纤维的生物活性。药物和这些活性颗粒一般要么是直接

混入纤维共纺，要么是在表面接枝或涂覆。

在外科手术中，细菌感染是骨诱导膜（Guided Bone Regeneration Membrane）失败的主要原因。因此骨组织工程纤维支架若载入抗菌消炎药物，则会提升其成骨效果。Xu 等[1]将甲硝唑（MNA）这种抗菌药物载入 PCL-gelatin 复合静电纺纳米纤维中，制备了可抗菌的成骨组织工程支架。MNA 在纤维中的缓慢释放使得该支架可以持续的抗菌，体内、体外结果表明随着 MNA 含量的提高，纤维抗菌的效果持续增强，且 MNA 含量在 30%以下时对细胞没有毒性，成骨效果也较没有载药纤维好，材料的降解时间也与组织工程要求匹配，因此在 PCL-gelatin 复合纤维中载入抗菌药物是不错的促进成骨的策略。Xu 等[2]根据这一思路进一步实现了 MNA 的更长时间的释放，报道了利用黏土纳米管来实现 MNA 的长效释放，示意图如图 1 所示。具体的过程是，他们先将药物与黏土纳米管结合从而得到载药的纳米管，然后直接将该纳米管载入 PCL-gelatin 复合纳米纤维中，一系列细胞实验表明，该纤维细胞相容性良好而且抗菌时间和效果较没有加入黏土纳米管的更长更好。

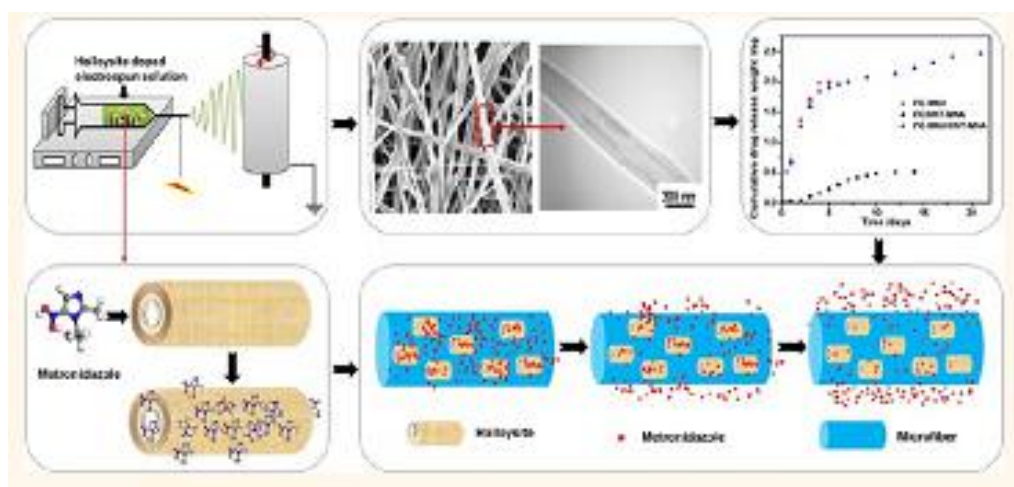


图 1. 载药黏土纳米管复合电纺纤维示意图^[2]

内消旋聚乳酸 PDLA 是一种在骨组织工程应用很广的高分子，但是其表面很疏水而且机械阻力较差，所以限制了其成骨诱导能力。Idalia A. W. B. Siqueira 等[3]将超亲水定向碳纳米管（VACNT-O）和纳米羟基磷灰石晶体(nHAp)同时修饰在 PDLA 电纺纤维表面，比较了电化学沉积方法和直接浸泡方法，体内和体外实验发现两种方法分别有利于抗炎和成骨，说明在 PDLA 纳米纤维表面修饰碳纳米管和羟基磷灰石晶体是不错的策略，这样的复合纤维可以作为一种较好的成骨组织工程支架。这篇文献给我们的启示是：在聚合物纤维表面修饰其他可以

促进成骨的材料是不错的路线。该文献体系示意图如图 2 所示。

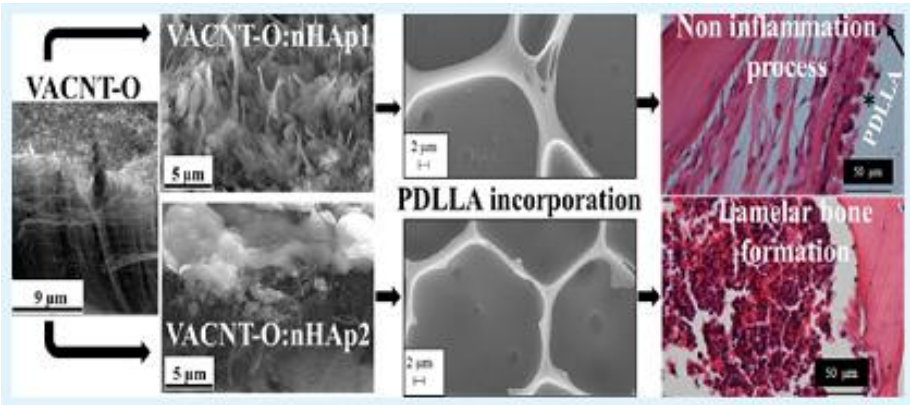


图 2. 表面同时修饰有超亲水碳纳米管和纳米羟基磷灰石的 PDLLA 纤维^[3]

Ehsan Seyedjafari 等[4]利用等离子体处理的方法将纳米羟基磷灰石涂覆在了静电纺 PLLA 纤维上，具体方法是电纺 PLLA 纤维后，使用氧离子等离子体（44GHz）处理 PLLA 使其表面产生亲水自由基后，浸泡在 nHA 的 SBF 溶液中过夜。涂覆有 nHA 的 PLLA 纤维成骨性能相较于没有涂覆的纤维有显著的提高。同样的，Izabella Rajzer 等[5]在 PCL-Gelatin 复合电纺纤维表面接枝了磷酸钙，来提升其成骨的性能。他们是直接将磷酸钙纳米颗粒分散在明胶溶液中来电纺之后，再来纺一层 PCL 纤维，这样得到了 PCL-Gelatin-磷酸钙双层电纺纤维。体外的细胞实验表明这种纤维有作为成骨支架的潜力。

Zhou 等[6]制备了有机-无机复合纳米纤维高效成骨支架。如图 3 所示，他们是用 PLGA 和介孔硅(SBA15)直接混合电纺制备的，与没有载介孔硅的纯 PLGA 纤维相比，复合纤维上细胞粘附和增殖更好，ALP 活性也更高。而且，引入介孔硅可以提高骨生长因子 BMP-2 的载药效率，因子释放也会变得更加持续。总之，这种 PLGA-SBA15 复合纤维是一种很好的骨组织工程支架。这个工作给我们的启发是纤维中负载促进成骨的微量元素 Si 等有可能有效促进成骨。

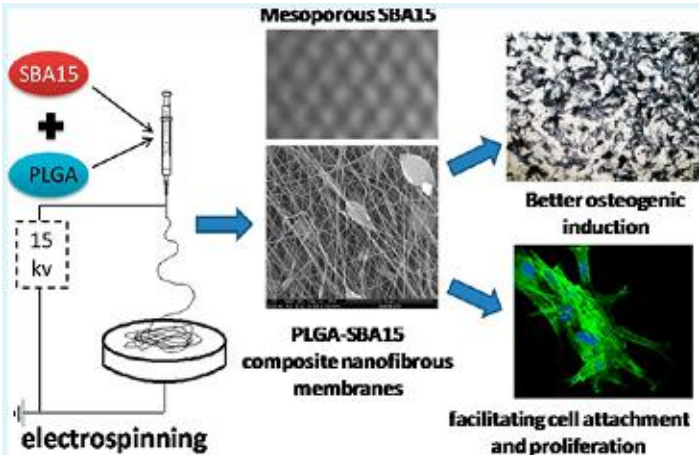


图 3. PLGA-SBA 复合电纺纤维的制备和细胞实验结果^[6]

长径骨的缺损的治疗是外科治疗的挑战，很少有研究涉及用电纺纤维来修复长径骨，于是 Artem B. Kutikov 等[7]研究了螺旋缠绕的电纺纤维对小鼠临界大腿骨缺损模型的修复效果。如图 4 所示，他们是用 PLA 和 PEG 嵌段共聚物即 PELA 和羟基磷灰石 HA 混合共纺成纤维的，然后将 MSC 细胞接种在其上，保证细胞存活后再把纤维卷曲起来使其长度和直径与临界缺损（5mm）匹配，使用固定板将其固定好后，12 周后观察修复效果。另外他们还做了载 BMP-2 的这样的纤维，也是用同样的方法做了动物实验观察成骨效果。结果表明两种方法都可以促进新骨的生成，种有 MSC 的纤维比载 BMP-2 的纤维成骨效果要略好。因此，电纺纤维不仅可以修复颅骨临界缺损而且可以修复长径骨缺损，对我们今后的研究有借鉴意义。

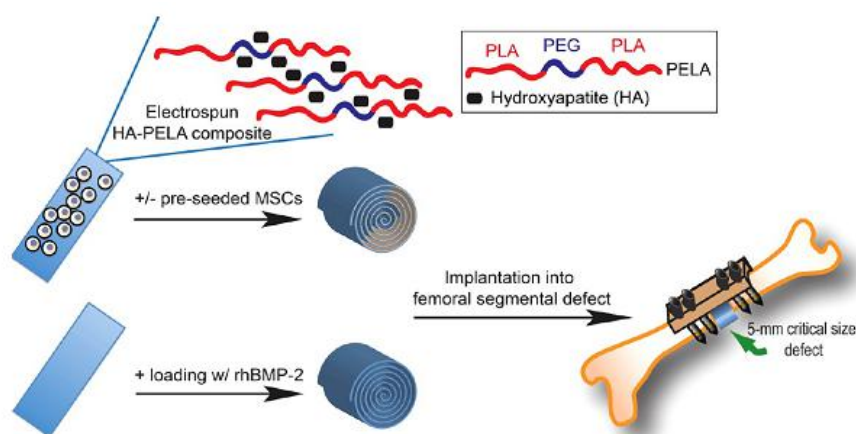


图 4. 载 MSC 和 BMP-2 的 PELA-HA 复合电纺纤维^[7]

Jakub Erben 等[8]利用熔喷法和静电纺丝结合制备了一种有可能成骨的支架，电纺和电喷技术结合的好处就在于这是一种制备电纺纤维特殊表面涂层的简便方法，不过需要注意的是电喷的物质与纤维界面之间的连接力，化学结合更稳定。他们利用无针头电纺制备了 PCL 纤维，与此同时利用熔喷法将羟基磷灰石颗粒喷涂在了纤维表面，体外实验表明，成骨细胞在支架上生长情况良好，制备过程如图 5 所示。

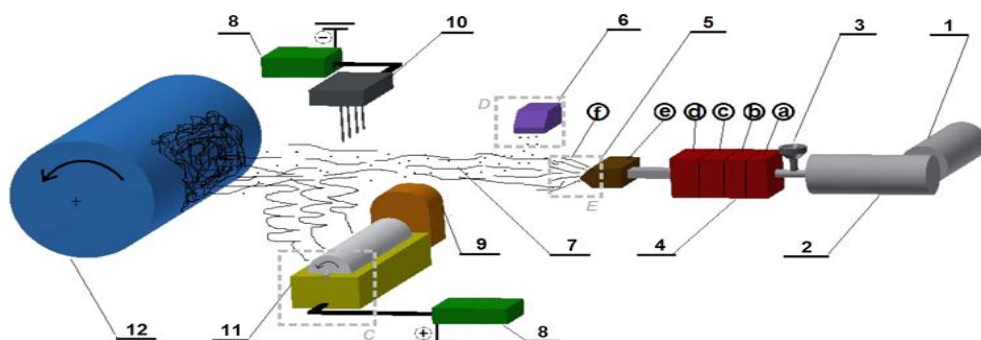


图 5. 结合熔喷法和电纺法制备成骨支架过程^[8]

Min Sil Kang 等[9]设计了一种可以时序性释放两种生长因子的核壳结构纤维，如图 6 所示，他们首先将生长因子 FGF18 载入介孔生物活性无机纳米颗粒 MBN 中，然后同时将该 MBN-FGF18 和 FGF2 载入纤维的核中，纤维是用同轴电纺实现的，外层为 PCL，内层为 PEO,因为 PEO 是水溶性的，很容易除去，所以也可以在某种程度上说纤维是空心的纤维。他们做了体外细胞实验和小鼠体内骨缺损实验，结果发现加入 MBN 后可以促进矿化成骨，而且两个生长因子的时序释放也对成骨有促进作用。

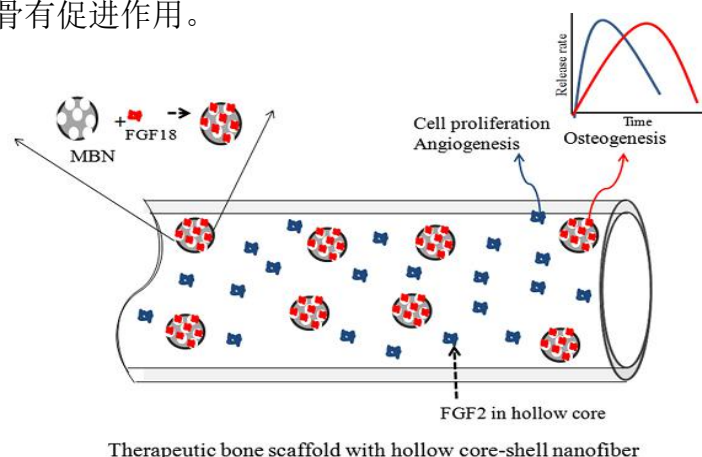


图 6. 时序性释放两种生长因子的空心纤维^[9]

Izabella Rajzer 等[10]制备了表面有可以导电的图案的纤维，具体做法如图 7 所示，他们先电纺了载成骨药物的 PCL 纤维，然后再纺了一层载 HA 纳米颗粒的明胶纤维，形成双层纤维后再利用喷墨打印的方法在纤维表面形成了可以导电的 PANi 图案。因为文献已报道电刺激对成骨细胞有促进生长作用，所以他们这种方法是不错的制备导电纤维成骨支架的方法。

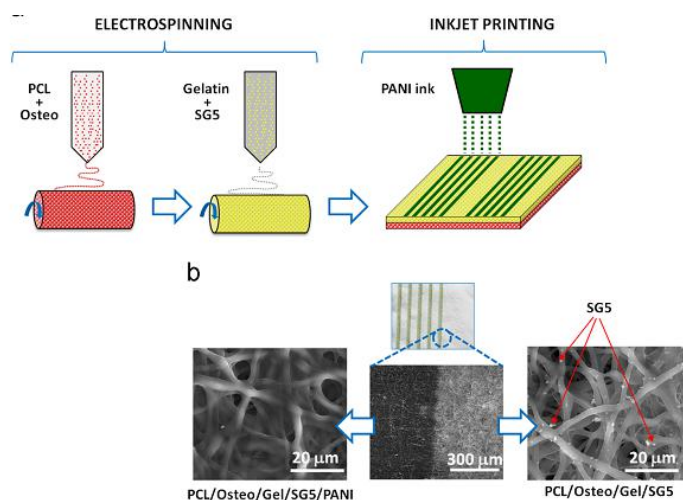


图 7. PANi 图案化的 PCL、明胶双层纤维制备过程^[10]

Hyeong-jin Cho 等[11]在电纺纤维表面固定了成骨生长因子 BMP-2，过程如图 9 所示，他们在 PLLA 电纺纳米纤维上先接枝聚多巴胺，然后通过多巴胺来固定 BMP-2。这样做的好处是 BMP-2 将直接与细胞接触，则极少的 BMP-2 便可促进成骨从而减少了 BMP-2 的副作用。他们的结果显示，BMP-2 在含量甚至为 $124 \pm 9 \text{ ng/cm}^2$ 时也可以达到显著的成骨效果。

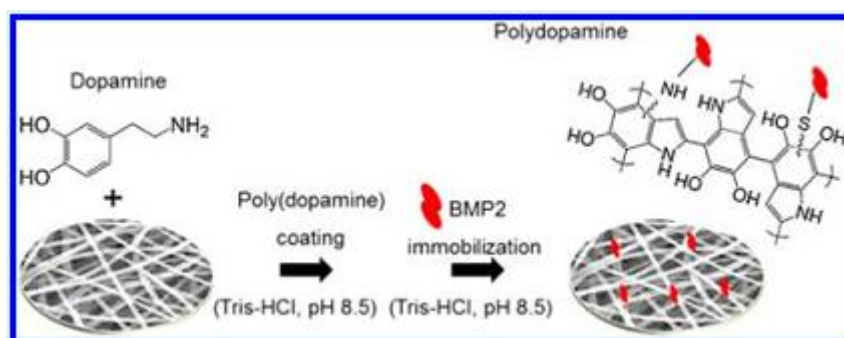


图 9. PLLA 电纺纤维表面通过多巴胺固定 BMP-2^[11]

2.2 特殊结构和功能的纤维

以上所用的添加物如药物和纳米颗粒等都是很常见的策略，下面的几篇工作是一些比较新颖的工作，如形状记忆纤维用于成骨等，相信对我们也有一定的启发。

形状记忆聚合物是指在外界刺激下可以发生可逆形状恢复的智能材料，众多文献表明形状记忆聚合物特别是可降解的形状记忆聚合物是一种多功能性的组织工程支架，比如在植入缺损的骨组织中时，形状记忆支架可以迅速改变形状而填满缺损区域，随着组织的修复闭合，材料形状又可以适应而且可降解。Bao 等[12]利用静电纺丝制备了 PDLLA-co-TMC（三亚甲基碳酸酯）纤维，这种纤维具有非常好的温敏形状记忆性能，形状回复率可以达到 98%，通过调整 PDLLA 和 TMC 的比例，可以调整玻璃化转变温度到人体温度 37°C 左右。体外成骨结果表明，该纤维的成骨性能也较好，力学强度也比较合适，所以这种形状记忆纤维可以作为一种智能的成骨支架。该纤维的形状记忆过程如图 8 所示，当把纤维人为设置为 SMP 形状时，材料在极短的时间 12s 内迅速恢复到原来的形状，形状记忆回复率非常高，可以达到 98% 左右。

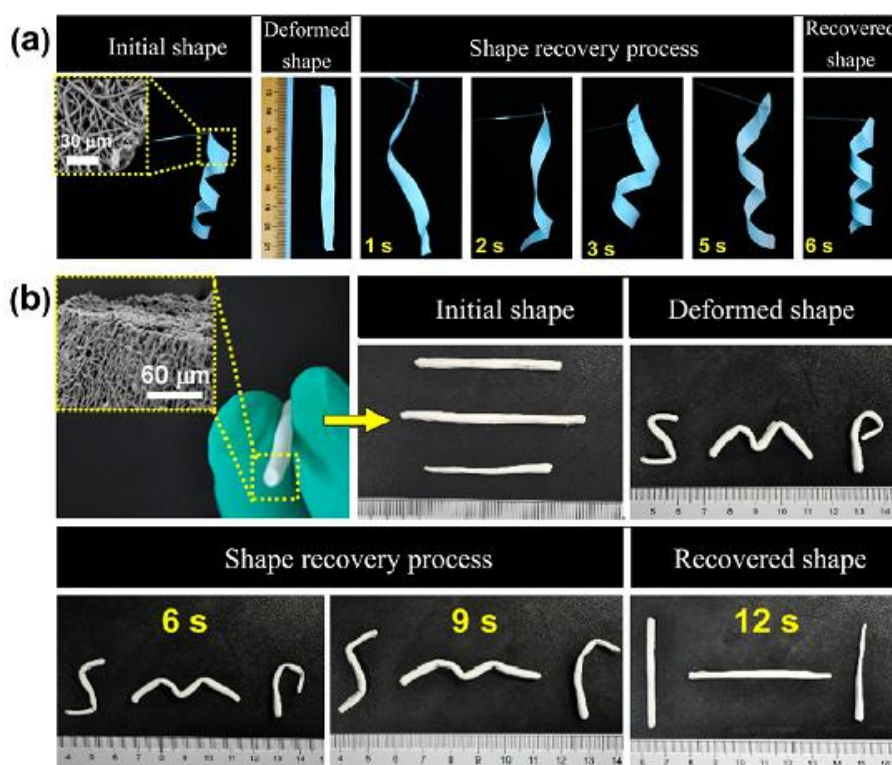


图 8. 形状记忆电纺纤维的形状记忆过程^[12]

Victoria Leszczak 等[13]提取了骨的脱钙的细胞外基质,然后直接将该细胞外基质通过静电纺丝制备成纳米纤维,脱钙的骨细胞外基质因为本身就是成骨细胞的细胞外基质成分而且纤维模拟了细胞外基质的结构,因此这样的纤维是极好的从成分和结构上模拟骨细胞外基质的成骨支架。

近些年来,使用基因治疗来促进成骨已经持续被关注和研究。以往文献表明,基因 Smurf1 起着调节 BMP-2 的作用, Smurf1 改造过的小鼠在骨缺损后新骨的生成速率会减慢,因此 Smurf1 基因是一种抑制成骨的基因, María 等[14]将 MSC 细胞中的 Smurf1 基因敲除掉然后与 BMP-2 一起加入到了电纺纤维中,示意图如图 10 所示,BMP-2 通过微球载入到 PLGA 纤维中,而敲除了 Smurf1 基因的 MSC 细胞接种到纤维上。这样的纤维系统在体外和体内成骨效果都很好,是较好的基因治疗的成骨支架。

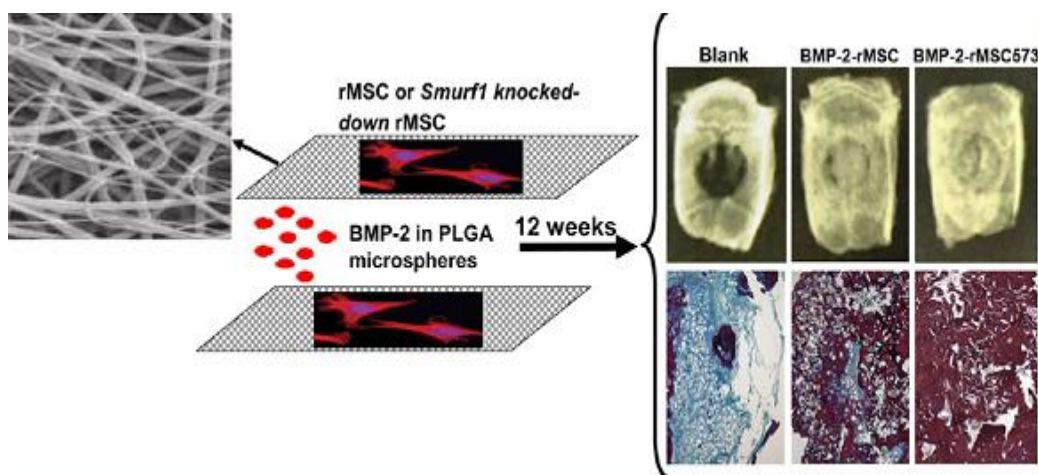


图 10. 敲除 Smurf1 基因的 MSC 和 BMP-2 纤维体系成骨支架^[14]

Sugandha Chahal 等[15]在静电纺羟乙基纤维素纳米纤维上矿化了一层磷酸钙, 并研究了其作为骨组织工程支架的潜力。由于单独的羟乙基纤维素比较难电纺, 所以他们将羟乙基纤维素和聚乙烯醇 PVA 按照 1: 1 的比例混合共纺, 然后使用戊二醛交联, 则得到了电纺羟乙基纤维素纳米纤维, 随后将其浸泡在 10 倍的模拟体液即得矿化磷酸钙的纤维素纳米纤维。体外的细胞实验表明该纤维是一种潜在的较好的骨组织工程支架。

He 等[16]制备了一种全由纤维素组成的定向电纺纤维。如图 11 所示, 他们从棉花中提取出了纳米晶体的纤维素和普通的纤维素, 然后将两者混合电纺, 通过高速旋转的滚筒收集得到定向的载有纳晶纤维素的纤维素纤维。他们做了简单的细胞实验, 结果表明这种纤维可以定向控制细胞在材料上的生长方向, 而且细胞粘附很好, 说明该纤维也是一种潜在的较好的骨组织工程支架。

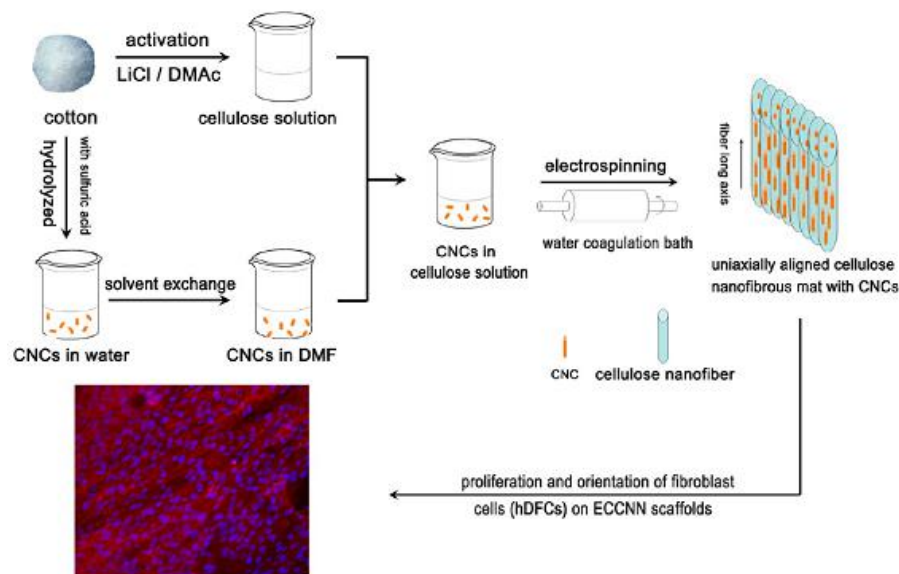


图 11. 载纳晶纤维素的纤维素纳米定向电纺纤维的制备^[16]

三、结语

静电纺丝用于成骨方面的文献报道实在太多，本文由于篇幅限制，不能一一赘述，也没法做过于深入的讨论，以上文献的具体细节还需要作者根据自己的兴趣来下载精读。

以作者看来，总结来说目前纤维成骨的策略大致有这几种：1，通过负载可促成骨或血管化的生长因子或抗菌的药物实现促进成骨；2，通过负载含微量元素的无机纳米颗粒（如硅纳米球、黏土纳米管、硅酸盐纳米颗粒）促进成骨；3，表面改性纳米纤维如表面接枝药物或改变表面生物活性，使其具有特殊的表面功能，从而促进成骨。

根据笔者多年在该领域的研究经验来看，要想开发出更好的骨组织工程支架，应该多深入关注体内成骨的机理，设计出更符合体内动态成骨的特殊纳米纤维结构，而且一定要加上详细的动物实验表征数据。相信未来这一领域有望朝临床应用发展。

参考文献

- [1] J. Xue, M. He, H. Liu, Y. Niu, A. Crawford, P.D. Coates, D. Chen, R. Shi, L. Zhang, Drug loaded homogeneous electrospun PCL/gelatin hybrid nanofiber structures for anti-infective tissue regeneration membranes, *Biomaterials* 35(34) (2014) 9395-405.
- [2] J. Xue, Y. Niu, M. Gong, R. Shi, D. Chen, L. Zhang, Y. Lvov, Electrospun Microfiber Membranes Embedded with Drug-Loaded Clay Nanotubes for Sustained Antimicrobial Protection, *ACS nano* 9(2) (2015) 1600-1612.
- [3] I.A. Siqueira, M.A. Corat, B. Cavalcanti, W.A. Ribeiro Neto, A.A. Martin, R.E. Bretas, F.R. Marciano, A.O. Lobo, In Vitro and in Vivo Studies of Novel Poly(D,L-lactic acid), Superhydrophilic Carbon Nanotubes, and Nanohydroxyapatite Scaffolds for Bone Regeneration, *ACS applied materials & interfaces* 7(18) (2015) 9385-98.
- [4] E. Seyedjafari, M. Soleimani, N. Ghaemi, I. Shabani, Nanohydroxyapatite-coated electrospun poly (l-lactide) nanofibers enhance osteogenic differentiation of stem cells and induce ectopic bone formation, *Biomacromolecules* 11(11) (2010) 3118-3125.
- [5] I. Rajzer, E. Menaszek, R. Kwiatkowski, J.A. Planell, O. Castano, Electrospun gelatin/poly(epsilon-caprolactone) fibrous scaffold modified with calcium phosphate for bone tissue engineering, *Materials science & engineering. C, Materials for biological applications* 44 (2014) 183-90.
- [6] P. Zhou, X. Cheng, Y. Xia, P. Wang, K. Zou, S. Xu, J. Du, Organic/Inorganic Composite Membranes Based on Poly(l-lactic-co-glycolic acid) and Mesoporous Silica for Effective Bone Tissue Engineering, *ACS applied materials & interfaces* 6(23) (2014) 20895-20903.
- [7] A.B. Kutikov, J.D. Skelly, D.C. Ayers, J. Song, Templated Repair of Long Bone Defects in Rats with Bioactive Spiral-Wrapped Electrospun Amphiphilic Polymer/Hydroxyapatite Scaffolds, *ACS applied materials & interfaces* 7(8) (2015) 4890-4901.

- [8] J. Erben, K. Pilarova, F. Sanetnik, J. Chvojka, V. Jencova, L. Blazkova, J. Havlicek, O. Novak, P. Mikes, E. Prosecka, D. Lukas, E. Kuzelova Kostakova, The combination of meltblown and electrospinning for bone tissue engineering, *Materials Letters* 143 (2015) 172-176.
- [9] M.S. Kang, J.H. Kim, R.K. Singh, J.H. Jang, H.W. Kim, Therapeutic-designed electrospun bone scaffolds: mesoporous bioactive nanocarriers in hollow fiber composites to sequentially deliver dual growth factors, *Acta biomaterialia* 16 (2015) 103-16.
- [10] I. Rajzer, M. Rom, E. Menaszek, P. Pasierb, Conductive PANI patterns on electrospun PCL/gelatin scaffolds modified with bioactive particles for bone tissue engineering, *Materials Letters* 138 (2015) 60-63.
- [11] M. Bao, X. Lou, Q. Zhou, W. Dong, H. Yuan, Y. Zhang, Electrospun biomimetic fibrous scaffold from shape memory polymer of PDLLA-co-TMC for bone tissue engineering, *ACS applied materials & interfaces* 6(4) (2014) 2611-21.
- [12] H.J. Cho, S.K. Perikamana, J.H. Lee, J. Lee, K.M. Lee, C.S. Shin, H. Shin, Effective immobilization of BMP-2 mediated by polydopamine coating on biodegradable nanofibers for enhanced in vivo bone formation, *ACS applied materials & interfaces* 6(14) (2014) 11225-35.
- [13] V. Leszczak, L.W. Place, N. Franz, K.C. Popat, M.J. Kipper, Nanostructured biomaterials from electrospun demineralized bone matrix: a survey of processing and crosslinking strategies, *ACS applied materials & interfaces* 6(12) (2014) 9328-37.
- [14] M. Rodriguez-Evora, E. Garcia-Pizarro, C. del Rosario, J. Perez-Lopez, R. Reyes, A. Delgado, J.C. Rodriguez-Rey, C. Evora, Smurf1 knocked-down, mesenchymal stem cells and BMP-2 in an electrospun system for bone regeneration, *Biomacromolecules* 15(4) (2014) 1311-22.
- [15] S. Chahal, F.S. Jahir Hussain, A. Kumar, M.M. Yusoff, M.S. Bahari Abdull Rasad, Electrospun hydroxyethyl cellulose nanofibers functionalized with calcium phosphate coating for bone tissue engineering, *RSC Adv.* 5(37) (2015) 29497-29504.
- [16] X. He, Q. Xiao, C. Lu, Y. Wang, X. Zhang, J. Zhao, W. Zhang, X. Zhang, Y. Deng, Uniaxially aligned electrospun all-cellulose nanocomposite nanofibers reinforced with cellulose nanocrystals: scaffold for tissue engineering, *Biomacromolecules* 15(2) (2014) 618-27.



作者简介：

王毅，2016 年获得西南交通大学生物医学工程硕士学位，硕士导师为国家杰出青年周绍兵教授，目前为清华大学摩擦学国家重点实验室的博士，师从中国科学院院士温诗铸先生，研究兴趣为纳米生物材料的摩擦学。被邀请为永康乐业特约技术顾问。

2017 年材料科学类高被引学者榜单

近期，学术出版业巨头爱思唯尔（Elsevier）正式发布了 2017 年“中国高被引学者榜单”，本次国内共有 1793 位学者入选。该榜单采用了上海软科教育信息咨询有限公司开发的方法和标准，研究数据来自 Elsevier 旗下的 Scopus 数据库，基于客观引用数据对中国研究者在世界范围内的科研影响力进行了系统的分析。

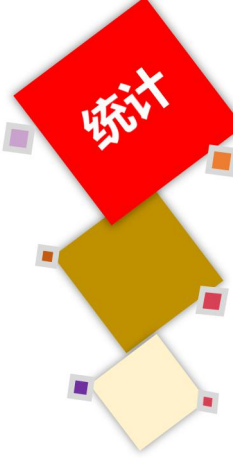
“材料科学类高被引学者”有 146 人，其中涉及静电纺丝方向的学者有中国科学院常江教授，山东大学陈代荣教授，清华大学南策文教授，清华大学危岩教授，中国科学院沈国震教授，东华大学陈志钢教授，四川大学褚良银，清华大学范守善教授，复旦大学方晓生教授，北京航空航天大学江雷教授，中国科学院王中林教授，中国科学技术大学徐铜文教授，中国科学技术大学俞书宏教授，武汉大学张俐娜教授等。

附材料科学类高被引学者名单：

学者姓名	目前工作单位	学者姓名	目前工作单位
陈俊松	电子科技大学	南策文	清华大学
程亮	苏州大学	潘才元	中国科学技术大学
黄晓	南京工业大学	彭奎庆	北京师范大学
童叶翔	中山大学	齐利民	北京大学
杨树斌	北京航空航天大学	钱雪峰	上海交通大学
Vayssières, Lionel	西安交通大学	钱逸泰	中国科学技术大学
蔡伟平	中国科学院	瞿保钧	中国科学技术大学
曹化强	清华大学	曲良体	北京理工大学
曹镛	华南理工大学	曲晓刚	中国科学院



常江	中国科学院	任文才	中国科学院
陈代荣	山东大学	申来法	南京航空航天大学
陈萍	中国科学院	申有青	浙江大学
陈乾旺	中国科学技术大学	沈国震	中国科学院
陈学思	中国科学院	施剑林	中国科学院
陈志钢	东华大学	石高全	清华大学
成会明	中国科学院	宋宏伟	吉林大学
褚良银	四川大学	孙聆东	北京大学
崔福斋	清华大学	孙润仓	北京林业大学
党智敏	清华大学	孙晓明	北京化工大学
邓勇辉	复旦大学	唐芳琼	中国科学院
丁建东	复旦大学	唐凯斌	中国科学技术大学
杜予民	武汉大学	唐智勇	中国科学院
范守善	清华大学	田禾	华东理工大学
范壮军	哈尔滨工程大学	涂江平	浙江大学
方晓生	复旦大学	万梅香	中国科学院
冯庆玲	清华大学	万青	南京大学
付绍云	中国科学院	汪卫华	中国科学院
傅强	四川大学	王太宏	厦门大学
高超	浙江大学	王文中	中国科学院
高濂	上海交通大学	王秀丽	渤海大学
高长有	浙江大学	王元生	中国科学院
谷长栋	浙江大学	王中林	中国科学院

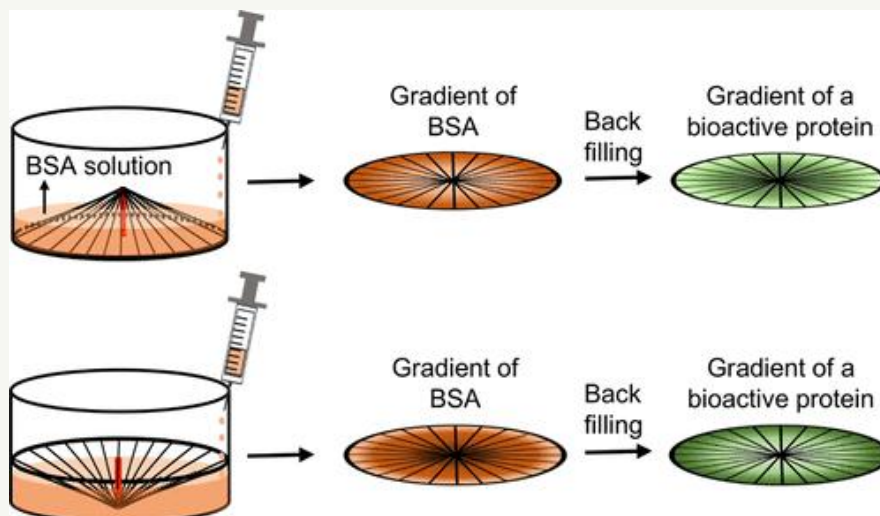


郭益平	上海交通大学	王忠胜	复旦大学
郭玉国	中国科学院	危岩	清华大学
韩伟强	中国科学院	吴宏滨	华南理工大学
韩艳春	中国科学院	吴季怀	华侨大学
侯剑辉	中国科学院	吴奇	中国科学技术大学
胡俊青	东华大学	武利民	复旦大学
胡勇胜	中国科学院	谢华清	上海第二工业大学
胡源	中国科学技术大学	谢毅	中国科学技术大学
黄柏标	山东大学	徐安武	中国科学技术大学
黄飞	华南理工大学	徐东升	北京大学
黄维	南京工业大学	徐铜文	中国科学技术大学
黄争鸣	同济大学	徐艺军	福州大学
江雷	北京航空航天大学	徐志康	浙江大学
姜炜	南京理工大学	薛冬峰	中国科学院
蒋建中	浙江大学	闫冰	同济大学
蒋青	吉林大学	颜德岳	上海交通大学
景遐斌	中国科学院	杨柏	吉林大学
李春	清华大学	杨德仁	浙江大学
李春霞	中国科学院	杨启华	中国科学院
李峰	中国科学院	余家国	武汉理工大学
李敬锋	清华大学	俞书宏	中国科学技术大学
李峻柏	中国科学院	原长洲	安徽工业大学
李述汤	苏州大学	占肖卫	北京大学



李文智	聊城大学	张洪杰	中国科学院
李延辉	青岛大学	张立群	北京化工大学
李永舫	中国科学院	张俐娜	武汉大学
李玉宝	四川大学	张覃	贵州大学
李玉良	中国科学院	张先正	武汉大学
李长明	西南大学	张哲峰	中国科学院
梁永晔	南方科技大学	章明秋	中山大学
林君	中国科学院	赵东元	复旦大学
刘金平	武汉理工大学	赵宇亮	中国科学院
刘世勇	中国科学技术大学	郑思珣	上海交通大学
刘益春	东北师范大学	智林杰	中国科学院
刘云圻	中国科学院	钟志远	苏州大学
刘庄	苏州大学	周峰	中国科学院
卢柯	中国科学院	朱静	清华大学
卢磊	中国科学院	朱彦武	中国科学技术大学
吕孟凯	山东大学	朱英杰	中国科学院
马万里	苏州大学	朱运田	南京理工大学
孟跃中	中山大学	邹志刚	南京大学

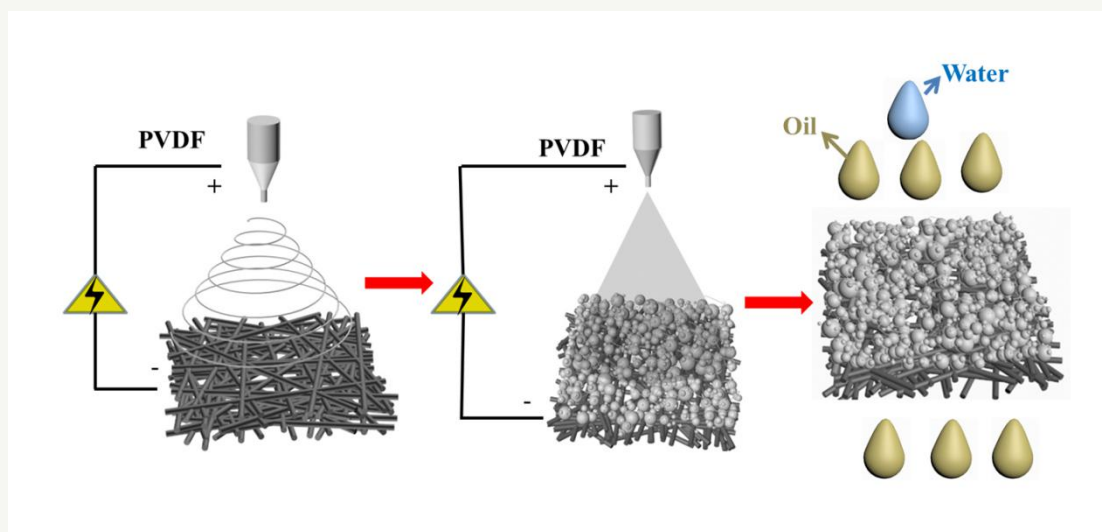
ACS APPL MATER INTE: 一种圆形渐变的活性蛋白涂覆技术



有研究表明，表面覆盖有渐变的活性蛋白的纳米纤维可以调控细胞的迁移、增殖和分化。目前为止，线性渐变的活性蛋白覆盖方法已经有较多报道，但是圆形渐变的活性蛋白涂覆技术却缺乏报道。乔治亚理工学院夏幼南教授和东华大学莫秀梅教授课题组最新报道了一种通用的在定向纤维表面覆盖圆形渐变的方法，方法简单易行，大体步骤如 graphic 所示：先用圆锥形的铜线将纤维的中心部分提起，然后滴入牛血清白蛋白（BSA）溶液，这样铜线没有覆盖的地方就会覆盖有渐变 BSA，而铜线覆盖的地方则可以根据自己的兴趣填充想要的活性蛋白。相信这篇文献报道的巧妙的蛋白涂覆方法会在再生医学中有不错的应用前景。

论文信息：Younan Xia, Xiumei Mo, et al. General Method for Generating Circular Gradients of Active Proteins on Nanofiber Scaffolds Sought for Wound Closure and Related Applications [J]. ACS Appl. Mater. Interfaces, 2018, 10 (10), pp 8536 - 8545.

J MATER CHEM A: 超疏水纳米纤维油水分离膜



近日，中科院宁波材料所刘富研究员、王建强副研究员及浙江理工大学王际平教授合作最新文章发表于 *Journal of Materials Chemistry A* (DOI: 10.1039/c8ta01539b)。该项工作通过将静电纺丝和静电喷涂相结合，制备了超疏水纳米纤维油水分离膜。不同于以往的超浸润纳米纤维膜的制备方法（例如：纤维表面化学改性，纤维表面纳米粒子负载、高温处理或高能辐照等），在该研究中作者仅通过改变 PVDF 电纺溶液浓度，就可以方便地对 PVDF 进行形貌调控（纳米纤维和微纳米微球结构），通过纳米纤维和微球结构的相互协同作用，即可得到超疏水界面。该方法简单、高效、完全不需要各种复杂的后处理方法。针对化妆品和印染行业中所产生的高粘度十甲基环戊硅氧烷油水乳液，该膜展现了超高的通量 ($88166 \pm 652 \text{ L m}^{-2} \text{ h}^{-1} \text{ bar}^{-1}$) 和分离效率 (>99%)。该工作得到国家重点研发计划 (2017YFB0309600)、国家自然科学基金 (51703233) 和中科院青促会 (2014258) 等项目的支持。

通讯作者简介：

王建强，博士，中科院宁波材料所副研究员，硕士生导师，主要从事纳米纤维分离膜方面的研究。

王际平，博士，浙江理工大学教授，博士生导师，主要从事印染相关的基础和产业化研究。

刘 富，博士，中科院宁波材料所研究员，博士生导师，主要从事聚合物分离膜

论文信息: Jianqiang Wang, et al. Facile fabrication of nanofiber- and micro/nanosphere-coordinated PVDF membrane with ultrahigh permeability of viscous water-in-oil emulsions [J]. *Journal of Materials Chemistry A*, 2018, Advance Article.

专 栏

期刊征稿

《静电纺丝进展》是一本专业的囊括电纺行业前沿、会议、资讯、数据等全方位的电子杂志。从杂志开办到现在得到了广大读者的一致好评，同时也得到了老师和同学们的大力支持和鼓励。

为了更加丰富杂志内容，促进交流学习，《静电纺丝进展》现向老师和同学们公开征集稿件，希望有志的老师同学踊跃投稿，为我们的《静电纺丝进展》注入新鲜的血液，稿件一经采用，我们将给予您相应的稿酬，期待各位的来稿。

投稿须知：

- 1.资料可靠，数据准确，具有理论性、科学性、实用性
- 2.文稿内容格式包括论文题目、作者姓名、作者单位、摘要、关键词、正文、参考文献、作者简介等。文章篇幅不限。
- 3.投递方式来稿请将文章发送至 journal@ucalery.com，以附件形式发送并注明文章投稿。稿件中请注明所属单位、姓名、联系电话，以便本刊编辑联系相关事宜。同时也可扫描下方二维码，关注公众号“电纺进展”进行投稿。
- 4.本刊网址 <http://www.ucalery.com>



关注“电纺进展”公众号



扫码进入公司官网