

# 猪小肠黏膜下层作为组织工程肌腱支架的强度\*\*

孙文才, 李玉成, 李 博, 姜 鑫, 李晓龙, 陈永春, 白玉江

## Mechanical strength of porcine small intestinal submucosa used as a tissue-engineered tendon scaffold

Sun Wen-cai, Li Yu-cheng, Li Bo, Jiang Xin, Li Xiao-long, Chen Yong-chun, Bai Yu-jiang

### 文章亮点:

比较肌腱细胞-小肠黏膜下层材料复合构建的组织工程肌腱与单纯用小肠黏膜下层替代缺损肌腱之间生物力学是否存在差别, 发现肌腱细胞-小肠黏膜下层材料复合物构建的组织工程肌腱在力学强度上均强于单纯小肠黏膜下层材料修复的肌腱。

### Abstract

**BACKGROUND:** Small intestinal submucosa is a good scaffold material for cell migration, growth and proliferation, which has been applied in tissue engineering research.

**OBJECTIVE:** To analyze the feasibility of porcine small intestinal submucosa used as the tendon scaffold for tissue engineering

**METHODS:** Totally 24 Roman chicken with flexor tendon defects of the left leg were randomly divided into experimental group and control group. The composite of porcine small intestinal submucosa and flexor digitorum profundus tendon in chicken embryos were implanted into the defect area of chicken in the experimental group. The chicken in the control group were implanted with isolated porcine small intestinal submucosa to their defects. Maximum tensile strength of tendon materials in the two groups were detected at weeks 3, 6 and 9 after implantation.

**RESULTS AND CONCLUSION:** At week 3 after implantation, in terms of the maximum tensile strength of tendon materials, there was no significant difference between the experimental group and control group. At weeks 6 and 9 after implantation, the maximum tensile strength of tendon materials in the experimental group was higher than that in the control group ( $P < 0.05$ ). These findings suggest that the mechanical strength of tissue-engineered tendon scaffolds composited by tendon cells and small intestinal submucosa is stronger than that of tendon repaired by the pure small intestinal submucosa. Small intestinal submucosa can be used as a tendon scaffold material for tissue engineering.

Sun WC, Li YC, Li B, Jiang X, Li XL, Chen YC, Bai YJ. Mechanical strength of porcine small intestinal submucosa used as a tissue-engineered tendon scaffold. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(29): 5361-5365. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

### 摘要

**背景:** 小肠黏膜下层是一种能够适合于细胞迁移、生长和增殖的良好的支架材料, 已被应用于组织工程研究。

**目的:** 分析猪小肠黏膜下层作为组织工程肌腱支架的可行性。

**方法:** 将 24 只左腿屈趾肌腱缺损罗曼鸡随机分组, 实验组于缺损处植入猪小肠黏膜下层与鸡胚趾深屈肌肌腱细胞复合物, 对照组于缺损处植入单纯猪小肠黏膜下层, 植入后 3, 6, 9 周检测两组植入材料肌腱最大拉伸强度。

**结果与结论:** 植入后第 3 周时, 实验组和对照组植入材料肌腱最大拉伸强度差异无显著性意义。植入后第 6, 9 周时, 实验组植入材料肌腱最大拉伸强度高于对照组( $P < 0.05$ )。表明肌腱细胞-小肠黏膜下层材料复合构建的组织工程肌腱力学强度强于单纯小肠黏膜下层材料修复肌腱, 可作为组织工程肌腱支架材料。

**关键词:** 小肠黏膜下层; 组织工程; 肌腱; 支架; 肌腱缺损; 生物材料

孙文才, 李玉成, 李博, 姜鑫, 李晓龙, 陈永春, 白玉江. 猪小肠黏膜下层作为组织工程肌腱支架的强度[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(29):5361-5365. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

## 0 引言

肌腱损伤或缺失后, 如果未能给予及时修

复, 常会导致肢体残疾。小肠黏膜下层是天然细胞外基质类生物衍生材料, 近几年常被作为修复组织缺损的一种材料。近年来人们试图将各种细胞接种在小肠黏膜下层上, 将形成的细

Third Affiliated Hospital of Qiqihar Medical College, Qiqihar 161000, Heilongjiang, Province, China

Sun Wen-cai★, Master, Associate chief physician, Third Affiliated Hospital of Qiqihar Medical College, Qiqihar 161000, Heilongjiang Province, China qishisunwencai@126.com

Supported by: Program of Education Department of Heilongjiang Province, No. 12511620\*

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2012.29.009

Received: 2011-12-04 Accepted: 2012-01-21

齐齐哈尔医学院附属第三医院, 黑龙江省齐齐哈尔市 161000

孙文才★, 男, 1972 年生, 黑龙江省大庆市人, 汉族, 2009 年天津医科大学毕业, 硕士, 副主任医师, 主要从事四肢创伤组织学修复研究。qishisunwencai@126.com

中图分类号:R318 文献标识码:B 文章编号:2095-4344 (2012)29-05361-05

收稿日期: 2011-12-04 修回日期: 2012-01-21 (20110913006/GW·T)

胞材料复合物用于修复组织缺损, 并且一些研究结果表明, 小肠黏膜下层是一种能够适合于细胞迁移、生长和增殖的良好支架材料<sup>[1]</sup>, 已经被广泛应用在组织工程研究中。在肌肉组织工程研究方面, Lu等<sup>[2]</sup>将来源于小鼠后肢的肌细胞转染编码b-半乳糖苷酶的质粒后种植于单层小肠黏膜下层上, 37 °C分别孵育10, 20 d后: 力学-拉伸实验发现其抗拉伸强度明显高于未种植细胞的小肠黏膜下层; 机械应力检测发现, 其较未种植细胞的小肠黏膜下层提高23.5%~50%<sup>[3]</sup>。目前很少见到有关肌腱细胞被种植在小肠黏膜下层上构建组织工程肌腱机械应力检测的报道。

本实验从鸡胚趾屈肌腱提取原代腱细胞, 经传代扩增后种植在经过物理和化学方法处理后的小肠黏膜下层材料上, 以小肠黏膜下层作为组织工程肌腱的支架材料构建组织工程肌腱, 用于修复鸡屈趾肌腱缺损, 比较组织工程肌腱与单纯用小肠黏膜下层替代缺损肌腱之间生物力学是否存在差别, 初步探讨猪小肠黏膜下层作为组织工程肌腱支架的可行性。

## 1 材料和方法

**设计:** 随机对照动物实验。

**时间及地点:** 于2010-03/2011-10在齐齐哈尔医学院完成。

**材料:**

**实验动物:** 雌性成年罗曼鸡24只, 购自齐齐哈尔罗曼鸡孵化场, 体质量(1.5±0.5) kg, 随机分为实验组与对照组, 每组12只, 实验组肌腱缺损处植入猪小肠黏膜下层与鸡胚趾深屈肌肌腱细胞复合物, 对照组肌腱缺损处植入小肠黏膜下层材料。2 只经过检疫的健康成年猪, 购自齐齐哈尔铁锋屠宰厂, 体质量(100±2.5) kg, 用于小肠黏膜下层的制备。孵化19 d的罗曼鸡胚15只, 购自齐齐哈尔罗曼鸡孵化场, 用酶消化方法体外分离培养肌腱细胞, 并进行传代扩增。

**主要试剂及仪器:**

试剂及仪器	来源
胎牛血清、瑞氏-姬姆萨染液、II型胶原酶、I型胶原	Sigma公司, 美国
无水乙醇	齐齐哈尔市化学试剂二厂
倒置相差显微镜	Olympus公司, 日本
荧光显微镜、体式显微镜	Nikon公司, 日本

**方法:**

**原代肌腱细胞的培养:** 在组织工程肌腱的构建中, 种

子细胞采用胚胎鸡趾屈肌腱来源的肌腱细胞, 其较成年鸡肌腱来源的肌腱细胞具有更强的增殖、合成等功能。采用Handerson分步酶消化法分离肌腱细胞<sup>[4-5]</sup>。

**传代细胞培养:** 原代细胞贴壁、融合成单层后进行传代培养。吸出培养瓶中旧培养液, 加入PBS液10 mL清洗2遍, 吸尽PBS后加入0.02%EDTA 1.0 mL, 打开细胞间连接。半分钟后倒掉, 每瓶中分别加入0.05%胰蛋白酶10 mL。通过在倒置显微镜下直接观察, 判断消化程度, 当细胞突起缩回, 细胞间隙增大, 细胞近乎缩成圆形时, 立即加入体积分数10%胎牛血清1 mL终止消化。以头部套有细橡皮管的弯头玻璃吸管反复吹打瓶底, 使细胞脱离瓶底。吹打完毕后进行细胞计数。再将细胞吹打获得的细胞悬液以1 500 r/min离心5 min, 确定上清液中无细胞后, 弃去上清液, 并将细胞沉淀用培养液重新悬浮, 再次计数细胞并调整细胞浓度。将细胞悬液仍以 $4 \times 10^8 L^{-1}$ 的浓度接种于两个新的培养瓶中, 置于37 °C的CO<sub>2</sub>饱和湿度细胞培养箱中继续培养。

**小肠黏膜下层的制备:** 取成年猪新鲜近段空肠, 修整黏膜下层, 用生理盐水反复清洗, 再仔细清除小肠黏膜下层的残余组织, 洗净小肠黏膜下层。按照Abraham等<sup>[6]</sup>方法进行脱细胞、消毒和灭菌处理物理方法处理。将小肠黏膜下层沿横轴卷曲, 卷成8~10层的圆柱状, 长度2 cm、直径为1.5~2.0 mm。为防止其松散, 可在其边缘用11-0显微缝合线间断缝合固定。共制成40个。每10个放在一个培养皿中, 摆放整齐, 避免彼此接触。然后程序性降温到-80 °C, 冻干后进行真空包装, 然后进行γ射线辐照, 剂量为25 kGy。放置于4 °C冰箱内保存待用。

**小肠黏膜下层植入前准备:**

**对照组材料的预湿处理:** 植入前将小肠黏膜下层用PBS浸泡30 min, 取出后吸去液体。

**实验组材料的制备:** 腱细胞传至第2代, 经0.25%胰蛋白酶消化后收集细胞, 用上述约 $5 \times 10^6$ 个细胞与1 mL的I型胶原制成 $5 \times 10^9 L^{-1}$ 的细胞悬液, 然后将实验组小肠黏膜下层材料浸渍于I型胶原内, 制成细胞-小肠黏膜下层材料复合物, 30 min后取出并在体式显微镜下观察, 此时可见材料上的细胞分布均匀, 且与材料黏附牢固, 表面布满胶原。

**手术方法:** 所有动物均以左腿作为研究对象。测量两组罗曼鸡体质量, 使用氯胺酮按20~25 mg/kg的剂量进行肌肉注射麻醉, 注射部位在鸡下肢上部。麻醉满意后使用安尔碘进行消毒, 固定鸡爪, 铺无菌孔巾。用手术刀在鸡左腿中趾(最长趾)中、末节趾骨的屈侧正中做切口, 长约4 cm, 逐层切开皮肤、皮下组织、肌腱附属组

织, 暴露趾深屈肌腱。尽量牵拉趾深屈肌腱, 在其近端用细针头固定, 在距离固定处5 mm处切断该肌腱。将准备好的小肠黏膜下层材料的一个末端与肌腱的近断端以八字缝合、并在周边加固2针。再测量2 cm的长度, 离断趾深屈肌腱, 将小肠黏膜下层材料的另一端与肌腱的远断端用同样方法进行缝合。缝合切口, 纱布包扎。以跖趾关节背伸、趾间关节屈曲位用石膏托固定。两组动物隔离离养, 2周后拆除石膏托, 允许自由活动。

**取材及检测:** 术后每隔3 d拆下石膏, 打开伤口, 观察鸡左侧手术趾有无肿胀及程度, 有无溃疡, 行走有无跛行, 以及石膏固定是否牢靠等。术后3, 6, 9周, 两组分别取4只动物, 采用自制的简易力学测量仪器检测最大拉伸强度<sup>[6]</sup>, 最大拉伸强度检测后行组织学检查。

**主要观察指标:** 两组肌腱最大拉伸强度。

**统计学分析:** 所有数据都以 $\bar{x} \pm s$ 表示, 采用SPSS 11.0 for Windows统计软件进行数据处理。同时不同组别的样本均数比较采用两组独立样本均数的t检验(Independent-Samples T Test), 同组不同时间点的样本均数比较采用单因素方差分析(One-Way ANOVA),  $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

## 2 结果

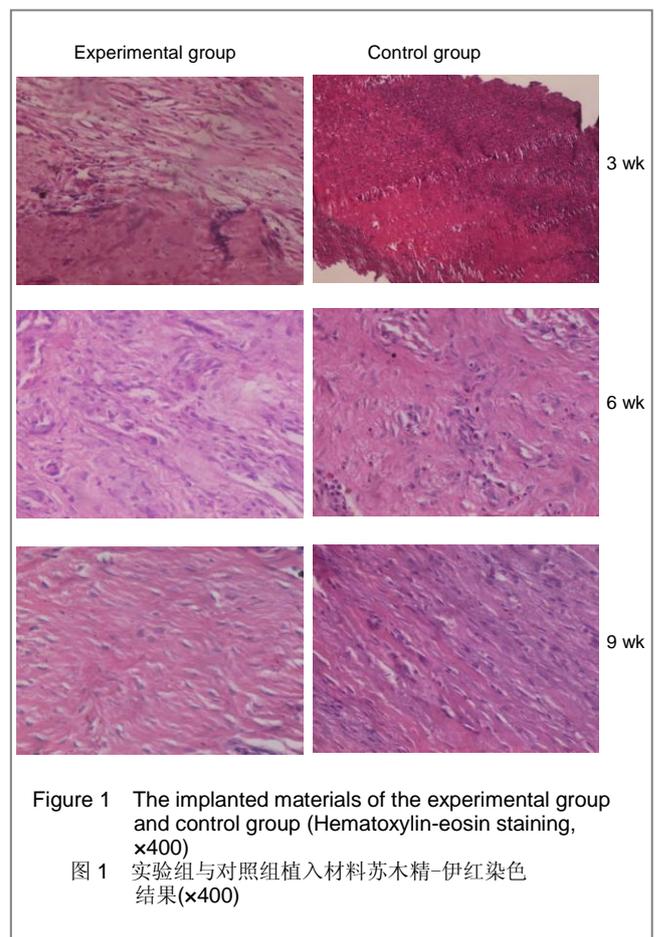
**2.1 实验动物数量分析** 24只罗曼鸡全部进入结果分析。

**2.2 左侧肌腱大体观察结果** 术后3 d时, 所有鸡左侧中趾均明显肿胀, 这可能因为鸡体内对手术的应激反应所致, 两组肉眼上并无明显区别。其中9只鸡趾有溃疡, 实验组5只, 对照组4只, 给予伤口换药, 更换敷料。2周后, 两组鸡趾肿胀逐渐减轻, 溃疡也逐渐愈合。拆除石膏后, 两组鸡趾屈伸可, 活动自如。3周时肉眼下, 两组切口缝线大多自行脱落。平均7.2周后, 两组鸡趾无明显肿胀和溃疡。

**2.3 左侧肌腱组织学检测结果** 术后3周, 对照组材料与周围组织稍有粘连, 可分离, 材料外观与术前原材料相似, 色白, 质地软, 有韧性, 其中1只在植入材料与原肌腱近端桥接部位缝线已断裂, 其余标本桥接处连接良好, 其周围有少量结缔组织包裹, 与周围组织有粘连, 但容易剥离; 术后6周时, 材料大部分已降解, 周围纤维结缔组织包裹粘连较3周时重, 材料呈淡黄色, 两端桥接处缝线已经被新组织所包裹, 并且连接牢固, 材料韧性增加, 其粘连程度较3周时明显加重。术后9周时, 材料几乎完全降解, 多数标本肉眼已看不到, 致密结缔

组织渐成条索状, 粘连程度重于第3, 6周, 标本韧性强于第3, 6周。实验组和对照组具有相同的表现。

**苏木精-伊红染色:** 3周时, 对照组有较多呈浅红色透明的支架材料纤维束, 其间有较多的炎性细胞浸润, 实验组在材料纤维与周围结缔组织间能见到较多的成纤维细胞, 未见到肌腱细胞。6周时, 两组支架材料明显较3周时少, 仅看到部分支架材料残留, 可以看到较多的血管, 成纤维细胞较3周多, 实验组形成的胶原纤维为卷曲状规则, 对照组胶原纤维杂乱无章, 但形成的胶原数量无差别, 胶原束间除活跃的成纤维细胞外尚有形态改变的成纤维细胞, 炎性细胞已明显减少。9周时, 两组材料均已降解完全, 被成纤维细胞成分所取代, 实验组胶原纤维成束排列较对照组规则, 见图1。



组织学检查结果显示, 实验组在第3周时有较多的成纤维组织, 而对照组则很少, 材料内主要为大量的炎性细胞。对照组在6, 9周时成纤维组织的数量和排列特征均不如实验组。

**2.4 左侧肌腱拉伸强度检测结果** 实验组和对照组的样本均数比较采用两组独立样本均数t检验。第3周时, 实验组和对照组植入材料的最大拉伸强度差异无显著

性意义( $t=-0.116$ ,  $P > 0.05$ )。而第6, 9周时, 实验组最大拉伸强度强于对照组( $t=2.974$ ,  $8.336$ ,  $P < 0.05$ ), 见表1。

表 1 两组不同时间点左侧肌腱最大拉伸强度比较结果  
Table 1 Comparison of the maximum stretch of left tendon in the two groups at different time points ( $\bar{x} \pm s$ ,  $n=4$ , N)

Group	3 wk	6 wk	9 wk
Experimental	169.1±8.5	197.3±9.1	243.5±7.8
Control	169.8±9.1	172.7±13.7	192.7±9.3
<i>t</i>	-0.116	2.974	8.336
<i>P</i>	> 0.05	< 0.05	< 0.05

采用单因素方差分析法分别对实验组和对照组在不同时间点的样本均数进行比较。实验组中各周之间比较差异均有显著性意义( $P < 0.05$ )。对照组中第3周与第6周, 第9周与第6周之间差异均无显著性意义( $P > 0.05$ ), 第3周与第9周之间差异有显著性意义( $P < 0.05$ )。

### 3 讨论

组织工程技术的基本原理是将体外培养扩增的、具有特定生物学功能的种子细胞与可降解生物材料相结合形成细胞-材料复合物, 在体外培养一定时间后植入体内, 用以修复或替代病损组织、器官<sup>[7]</sup>, 随着种子细胞在体内或体外不断增殖并分泌细胞外基质, 生物材料被逐渐降解吸收, 最终形成与相应组织、器官形态和功能相一致的组织或器官, 达到修复病损和重建功能的目的<sup>[8]</sup>。近十几年来, 组织工程发展很快, 在皮肤、角膜、肌腱、软骨、骨、血管、尿道、神经系统等领域均取得了巨大的进展<sup>[9]</sup>, 甚至有一些已经应用于临床。

肌腱组织工程最早始于1967年Greenlee用鼠屈趾肌腱成功培养出肌腱细胞。Herrmann则最早报道了鸡胚肌腱细胞的原代培养, 并研究了其胶原合成与分泌, 通过免疫荧光证实并非同源, 主要区别在于细胞合成与分泌的胶原类型不同<sup>[10]</sup>。Riederer-Henderson等<sup>[11]</sup>将肌腱外膜完全除去, 保留深层胶原束完好无损, 经酶消化后则可得纯净肌腱细胞, 为肌腱组织工程奠定了重要的理论基础<sup>[12]</sup>。

人们更关心的是肌腱组织的抗拉强度<sup>[13]</sup>。本实验中自行设计了一种测量肌腱拉伸强度的简易仪器。测量结果显示, 在第3周时, 实验组和对照组的抗拉伸强度差异无显著性意义。此时由于长入的组织数量少, 承重主

要依靠材料与肌腱结合部位缝线的拉力, 当超过最大负荷拉力时, 小肠黏膜下层将被撕脱, 而肌腱则不易撕脱。第6, 9周时实验组和对照组的标本在抗拉伸强度上具有显著性意义。在6, 9周时, 小肠黏膜下层已经大部分被成纤维组织所替代, 新组织的抗负荷拉力也增加, 但实验组成纤维组织生成数量和排列分布上都强于对照组, 所以两组在力学上存在差异。但即使在第9周时, 其抗负荷拉力仍然无法达到正常肌腱的力学强度<sup>[14]</sup>。

本实验另一个值得关注的问题是植入材料的粘连问题<sup>[15]</sup>, 第3周时材料与周围组织粘连, 但程度较轻容易分离, 其周围有少量结缔组织包裹, 第6, 9周时, 替代组织与周围组织粘连程度明显加重, 这种情况将严重限制组织工程肌腱的应用<sup>[16]</sup>。在材料植入动物体内后, 构建肌腱的过程中, 新组织的长入与粘连构成了一对矛盾, 实际上二者是对立统一的两个方面<sup>[17]</sup>。构建的过程中, 增生的纤维组织必然会使肌腱与周围组织粘连。另一方面, 动物实验替代手术过程中, 由于手术部位在鸡趾浅屈肌的远段部分的趾深屈肌腱, 腱鞘细小, 手术切开后, 无法再修补腱鞘, 使植入材料直接与周围的软组织接触, 这可能也是此次肌腱粘连的一个重要原因<sup>[18]</sup>。在今后研究中必须采取有效措施预防植入材料与周围组织的粘连问题<sup>[19]</sup>。

小肠黏膜下层既可以作为理想的细胞支架材料用于组织工程研究, 又可以单纯用于组织缺损的修复<sup>[20]</sup>。通过本实验发现, 肌腱细胞与小肠黏膜下层构建的组织工程肌腱强度明显优于单纯小肠黏膜下层, 为今后进一步探讨小肠黏膜下层是否能够成为肌腱组织工程肌腱理想的支架材料打下了基础。

### 4 参考文献

- [1] Qiu YW,Zhu LW.Yixue Zongshu. 2011;17(16):2013-2015. 邱轶伟,朱理玮.生长因子对肌腱细胞表型及分化的影响[J].医学综述,2011,17(16):2013-2015.
- [2] Lu SH,Sacks MS,Chung SY,et al.Biaxial mechanical properties of muscle - derived cell seeded small intestinal submucosa for bladder wall reconstitution.Biomaterials. 2005; 26(4):443-449.
- [3] Xu VY.Chongqing Daxue.2011. 徐百耀.机械拉伸诱导人骨髓间充质干细胞向肌腱细胞定向分化及其力信号转导的实验研究[D].重庆大学,2011.
- [4] Lindberg K,Badylak SF.Porcine small intestinal submucosa (SIS):a bioscaffold supporting in vitro primary human epidermal cell differentiation and synthesis of basement membrane proteins.Burns.2001;27(3):254-266.
- [5] Strange PS.Small in testinal submucosa for laparoscopic repair of large paraes-ophageal hiatal hernias: a preliminary report.Surg Technol Int. 2003;11:141-143.

- [6] Abraham GA, Murray J, Billiar K, et al. Evaluation of the porcine intestinal collagen layer as a biomaterial. *J Biomed Mater Res*. 2000;51(3):442-452.
- [7] Cima LG, Vacanti JP, Vacanti C, et al. Tissue engineering by cell transplantation using degradable polymer substrates. *J Biomech Eng*. 1991;113(2):143-151.
- [8] Vacanti CA, Upton J. Tissue engineered morphogenesis of cartilage and bone by means of cell transplantation using synthetic biodegradable polymer matrices. *Clin Plast Surg*. 1994;21(3):445-462.
- [9] Liu C, Zhang JE. *Chongqing Yixue*. 2011;40(22):688-690. 刘诚, 张记恩. 肌腱修复愈合影响因素的研究[J]. *重庆医学*, 2011, 40(22):688-690.
- [10] Herrmann H, Dessau W, Fessler LI, et al. Synthesis of type I, III and AB2 collagen by chick tendon fibroblasts in vitro. *Eur J Biochem*. 1980;105(1):63-74.
- [11] Riederer-Henderson MA, Gauger A, Olsou L, et al. Attachment and extracellular matrix differences between tendon and synovial fibroblastic cell. *In Vitro*. 1983;19(2):127-138.
- [12] Han B, Song YP, Wang HH, et al. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu*. 2011;15(29):5401-5404. 韩冰, 宋一平, 王和洪, 等. 无水甘油保存同种异体肌腱的移植[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2011, 15(29):5401-5404.
- [13] Ni M, Nie YF, Chen QM, et al. *Zhongguo Xiufu Chongjian Waikē Zazhi*. 2011;25(9):4066-4068. 倪明, 芮云峰, 陈启明, 等. 生长分化因子7体外促进BMSCs向肌腱细胞分化的研究[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2011, 25(9): 4066-4068.
- [14] Fang Y, Yang ZM. *Zhongguo Xiufu Chongjian Waikē Zazhi*. 2004;18(4):323-326. 方跃, 杨志明. 外源性胶原对人工活性肌腱影响的体外形态学观察[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2004, 18(4):323-326.
- [15] Wu YB, Zhao HR. *Xiandai Shengwu Yixue Jinzhan*. 2010; 10(4): 2913-2915. 吴迎波, 赵胡瑞. 防止肌腱粘连及促进其愈合的研究进展[J]. *现代生物医学进展*, 2010, 10(4):2913-2915.
- [16] Li G. *Nongken Yixue*. 2011;33(1):56-59. 李刚. II区指屈肌腱修复后防止粘连的相关研究进展[J]. *农垦医学*, 2011, 33(1):56-59.
- [17] Xu HL, Wang AM. *Zhongguo Jiaoxing Waikē Zazhi*. 2004; 12(11): 3610-3612. 徐红立, 王爱民. 肌腱愈合早期血管内皮生长因子及其受体的表达[J]. *中国矫形外科杂志*, 2004, 12(11) :3610-3612.
- [18] Geng Z, Wang C. *Zhongguo Xiufu Chongjian Waikē Zazhi*. 2010;24(2):4321-4324. 耿震, 王宸. 细胞生长因子对肌腱愈合的影响[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2010, 24(2):4321-4324.
- [19] Luo C, Liu BB, Ouyang LS, et al. *Zhongshan Daxue Xuebao*. 2011;32(1):3623-3626. 罗程, 刘冰冰, 欧阳丽斯, 等. 在肌腱损伤动物模型修复过程中BFGF和I型胶原蛋白表达的特征[J]. *中山大学学报:医学科学版*, 2011, 32(1):3623-3626.
- [20] Cao DJ, Zhai HL, Liu W, et al. *Zhonghua Waikē Zazhi*. 2004; 42(2): 110-113. 曹德君, 翟华玲, 刘伟, 等. 体外构建组织工程化肌腱的初步研究[J]. *中华外科杂志*, 2004, 42(2):110-113.

## 来自本文课题的更多信息--

**基金声明:** 黑龙江省教育厅资助项目(12511620)。

**作者贡献:** 孙文才进行实验设计, 实验整体规划, 实验实施为李玉成、李博, 资料收集为姜鑫, 李晓龙、陈永春完成全文书写, 由孙文才和白玉江审校并对文章负责。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家和其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**伦理要求:** 实验中对动物处置符合科学技术部颁布的《关于善待动物的指导性意见》的相关要求。

**文章概要:**

**文章要点:** 分析猪小肠黏膜下层作为组织工程肌腱支架的可行性。

**关键信息:** 小肠黏膜下层是一种能够适合于细胞迁移、生长和增殖的良好的支架材料。

**研究的创新之处与不足:** 证实肌腱细胞-小肠黏膜下层材料复合物构建的组织工程肌腱力学强度强于单纯小肠黏膜下层材料修复的肌腱。在今后的研究中必须采取有效措施预防植入材料与周围组织粘连的问题。