



(10) 授权公告号 CN 112869948 B

(45) 授权公告日 2022. 10. 04

(21) 申请号 202110040649.6

A61L 15/28 (2006.01)

(22) 申请日 2021.01.12

A61L 15/26 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61L 15/18 (2006.01)

申请公布号 CN 112869948 A

A61L 15/42 (2006.01)

(43) 申请公布日 2021.06.01

(56) 对比文件

(73) 专利权人 香港理工大学

JP 2008036880 A, 2008.02.21

地址 中国香港九龙红磡

CN 210843811 U, 2020.06.26

(72) 发明人 费宾 华嘉川 刘唱

CN 103736140 A, 2014.04.23

(74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217

CN 106945362 A, 2017.07.14

JP 2008057100 A, 2008.03.13

CN 102552966 A, 2012.07.11

专利代理师 郭伟刚

审查员 陈宏

(51) Int. Cl.

A61F 13/00 (2006.01)

A61B 17/132 (2006.01)

A61L 15/46 (2006.01)

权利要求书1页 说明书6页

(54) 发明名称

智能湿响应紧缩织物及其制备方法、智能湿响应紧缩绷带

(57) 摘要

一种智能湿响应紧缩织物及其制备方法、智能湿响应紧缩绷带。该紧缩织物包含接触液体或湿气后产生收缩趋势的紧缩纤维。该紧缩织物在接触水基液体(血液、脓液)后将会在经向或纬向中至少一个方向上产生明显的收缩趋势,从而使紧缩织物更紧密地与受伤部位结合,并产生对受伤部位的压力;同时紧缩纤维将会吸收大量液体并在径向溶胀而填充消除纤维间的空隙,隔绝内外环境防止泄漏及感染。该紧缩织物在干态下保持舒适的透气性和柔韧性,在湿态下能紧缩并严密覆盖目标位置,同时保持其湿度及清洁卫生,可以促进伤口愈合,既安全又舒适。紧缩织物可智能地改变形态,既提供良好的透气性又保证安全舒适,兼具良好的强度与柔顺性。

1. 一种紧缩织物的制备方法,其特征在于,包括如下步骤:

制备含有碳化钛纳米片的水凝胶纤维;

使用含有抗菌成分的溶液浸润所述水凝胶纤维后干燥得到外围包覆有抗菌成分的抗菌水凝胶纤维;

所述抗菌水凝胶纤维经吸水后拉伸0.5~50倍,然后再次干燥得到紧缩纤维;所述紧缩织物包含接触液体或湿气后产生收缩趋势的紧缩纤维;

将所述紧缩纤维和其他纤维通过机织、针织或编织以形成所述紧缩织物;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝。

2. 一种紧缩织物的制备方法,其特征在于,包括如下步骤:

制备含有碳化钛纳米片的水凝胶取向纤维;

水凝胶取向纤维直接沉积复合在由其他纤维形成的无纺布上得到复合织物;所述其他纤维包括紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝;所述紧缩织物包含接触液体或湿气后产生收缩趋势的紧缩纤维;

使用含有抗菌成分的溶液浸润所述复合织物后干燥得到外围包覆有抗菌成分的抗菌水凝胶纤维复合织物;

所述抗菌水凝胶纤维复合织物经吸水后沿其取向方向拉伸0.5~50倍,然后再次干燥得到所述紧缩织物。

3. 一种根据权利要求1或2所述的制备方法制备的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述紧缩织物包含接触液体或湿气后产生收缩趋势的紧缩纤维,所述紧缩纤维是由水凝胶纤维经过湿态拉伸0.5~50倍而后再经干燥形成的。

4. 根据权利要求3所述的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述紧缩纤维的直径为100纳米至1000微米。

5. 根据权利要求3所述的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述紧缩织物上载有抗菌成分。

6. 根据权利要求5所述的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述抗菌成分包括壳聚糖、 ϵ -聚赖氨酸和碳化钛纳米片中的一种或多种。

7. 根据权利要求3所述的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述液体包括血液、脓液、汗液或尿液。

8. 根据权利要求3所述的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述湿气为相对湿度高于70%的气体。

9. 根据权利要求3所述的智能湿响应紧缩织物,其特征在于,所述紧缩织物由所述紧缩纤维和其他纤维通过机织、针织、编织或电喷复合形成;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝。

10. 一种智能湿响应紧缩绷带,其特征在于,所述紧缩绷带用于接触伤口的内层由如权利要求3-9中任意一项所述的紧缩织物制成。

智能湿响应紧缩织物及其制备方法、智能湿响应紧缩绷带

技术领域

[0001] 本发明涉及医用材料技术领域,更具体地说,涉及一种智能湿响应紧缩织物及其制备方法、湿响应紧缩绷带。

背景技术

[0002] 皮肤具有屏障及免疫功能,是人体的重要器官。皮肤上的伤口一般分为开放伤(如擦伤、撕脱伤、切伤、撕裂伤或贯穿伤等)及闭合伤(如挫伤、瘀癍等)。其中开放伤一般会引起不同程度出血,且易造成伤口感染并引发并发症。健康成人的血液约占体重的百分之七左右,当创伤导致失血量达总血量的百分之二十以上时,伤者便会出现休克症状;当失血达到总血量的百分之四十以上时,体内组织器官将会发生供血不足和缺氧,若未能及时补充血量,人体组织器官便会不可逆地受损,进而造成伤者死亡。因此,当出现内脏破裂、动脉出血、严重骨折等出血量大的创伤时,为避免出血性休克等导致外伤后早期死亡因素的出现,一般需要即时处理使伤口止血并闭合。为了满足伤口处理的需求,功能性伤口绷带及敷料的开发一直是生物材料学界不懈探索的课题。

[0003] 过去,干燥环境被认为是减少伤口感染几率,且促进伤口愈合的理想环境。但 Varghess M C 等人发现湿润无菌的环境更利于伤口组织的修复与愈合 (Varghess M C, Balin A K, Carter D M, et al. Local Environment of Chronic Wounds under Synthetic Dressing[J]. Arch Dermatol, 1986, 122 (1): 52-57)。在此理论下,水凝胶敷料的应用逐渐被人开发。然而,目前市场上的水凝胶敷料均为无定形水凝胶和片状水凝胶敷料,更适用于慢性伤口。无定形水凝胶是一种类似流体的粘稠胶体材料,适用于深度损伤或坑状的不平整伤口,但往往需要配合传统敷料进行治疗。片状水凝胶可阻隔外部感染源并保持伤口表面潮湿,不黏连新生组织且方便观察创面愈合情况,适用于平整皮肤伤口,但无法用于急救。因此,一款可用于多种场合特别是流血伤口急救的水凝胶绷带或敷料将会救助许多伤者,并产生大量市场需求。

[0004] 一般在体表出现大量出血等迅速流失体液的伤口急救时,伤口加压止血是最有效常用的手段。操作时常用比伤口略大的消毒纱布或洁净纺织品覆盖于伤口上,并用绷带或布条等替代物进行包扎。但这一系列操作繁琐复杂,特别在野外、战场等特殊环境下难以满足止血要求(王蕾,李武平,孙惠英,等.战伤急救止血技术新进展[J].解放军护理杂志, 2007, 24 (12): 45-46.)。

[0005] 在世界范围的已授权专利中,有部分紧缩绷带专利,但仍无完全使用水凝胶纤维制作的紧缩绷带专利公开。新西兰专利NZ33297797A公开了一种以聚酯纤维、丙纶纤维或粘胶长丝纱为主体,混有海藻酸盐凝胶纤维的针织敷料,该敷料具有纺织品特征,但主体仍为化学纤维。欧盟专利EP2368532A1公开了一种以表层涂覆有壳聚糖的纤维素纤维或弹性纤维为功能性组分,混以棉、羊毛、蚕丝或其他化学纤维等组分制成的紧缩织物,该织物可用于医用绷带或体育用品,但基底均非水凝胶材料。中国专利CN201580000491.2公开了一种以外层包覆海藻酸盐水凝胶、内部含有聚N-异丙基丙烯酰胺水凝胶的棉纤维制作的复合织

物敷料,但因其采用自由基聚合交联聚N-异丙基丙烯酰胺凝胶,残留单体对人体具有毒害作用,会严重影响敷料的促愈效果。英国专利GB0116438A公开了一种具有海藻酸盐水凝胶纤维织物止血层与聚丙烯酸酯纤维织物吸液层的双层敷料,该敷料适用于流血伤口的急救,但不带有紧缩等对止血有利的效果。

[0006] 概言之,以专利技术中,大部分仍以化学纤维或改性天然纤维为基底,不具有智能调节外形以适应伤口护理需求的功能。

发明内容

[0007] 本发明要解决的技术问题在于,针对现有技术中的上述问题,提供一种智能湿响应紧缩织物,所述智能湿响应紧缩织物可在开放型伤口护理各阶段智能改变外观及形状,兼具止血、隔绝感染、促愈等效果。

[0008] 本发明要解决的另一技术问题在于,提供一种如上所述的紧缩织物的制备方法。

[0009] 本发明要解决的又一技术问题在于,提供一种兼具止血、隔绝感染、促愈等效果智能湿响应紧缩绷带。

[0010] 为解决上述技术问题,本发明解决其问题所采用的技术方案是,提供一种智能湿响应紧缩织物,所述紧缩织物包含接触液体或湿气后产生收缩趋势的紧缩纤维,所述紧缩纤维是由水凝胶纤维经过湿态拉伸0.5~50倍而后再经干燥形成的。

[0011] 在本发明提供的智能湿响应紧缩织物中,所述紧缩纤维的直径为100纳米至1000微米。

[0012] 在本发明提供的智能湿响应紧缩织物中,所述紧缩织物上载有抗菌成分。

[0013] 在本发明提供的智能湿响应紧缩织物中,所述抗菌成分包括壳聚糖、 ϵ -聚赖氨酸和碳化钛纳米片中的一种或多种。

[0014] 在本发明提供的智能湿响应紧缩织物中,所述液体包括血液、脓液、汗液或尿液;

[0015] 在本发明提供的智能湿响应紧缩织物中,所述湿气为相对湿度高于70%的气体。

[0016] 在本发明提供的智能湿响应紧缩织物中,所述紧缩织物由所述紧缩纤维和其他纤维通过机织、针织、编织、或电喷复合形成;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,蚕丝等。

[0017] 为解决上述的另一技术问题,本发明解决其问题所采用的技术方案是,

[0018] 提供一种如上所述的紧缩织物的制备方法,包括如下步骤:

[0019] 制备水凝胶纤维;

[0020] 使用含有抗菌成分的溶液浸润所述水凝胶纤维后干燥得到外围包覆有抗菌成分的抗菌水凝胶纤维;

[0021] 所述抗菌水凝胶纤维经吸水后拉伸0.5~50倍,然后再次干燥得到所述紧缩纤维;

[0022] 将所述紧缩纤维和其他纤维通过机织、针织、编织或电喷复合以形成所述紧缩织物;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝。

[0023] 为解决上述的另一技术问题,本发明解决其问题所采用的技术方案是,

[0024] 提供一种如上所述的紧缩织物的制备方法,包括如下步骤:

[0025] 制备水凝胶取向纤维;

[0026] 水凝胶取向纤维直接沉积复合在由其他纤维形成的无纺布上得到复合织物;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝;

[0027] 使用含有抗菌成分的溶液浸润所述复合织物后干燥得到外围包覆有抗菌成分的抗菌水凝胶纤维复合织物;

[0028] 所述抗菌水凝胶纤维复合织物经吸水后沿其取向方向拉伸0.5~50倍,然后再次干燥得到所述紧缩织物。

[0029] 为解决上述的又一技术问题,本发明解决其问题所采用的技术方案是,提供一种智能湿响应紧缩绷带,所述紧缩绷带用于接触伤口的内层由如上所述的紧缩织物制成。

[0030] 与现有技术相比,本发明具有至少以下有益效果:

[0031] 1、智能湿响应紧缩织物绑扎于伤口处时,可在伤口不同阶段智能地改变其形态以满足不同的伤口护理需求,且兼具良好的机械强度与柔性,其使用范围更广,在创伤敷料、卫生保健及化妆品等相关领域有良好的应用前景。

[0032] 2、所述紧缩纤维织成的紧缩织物在高含水率时同样具有较好的透视性。如此,医护人员可方便地透过紧缩织物观察到伤口的愈合情况,而无需揭开紧缩织物破坏新生肉芽组织。

[0033] 3、所述紧缩纤维具备水凝胶材料所具有的高吸水性及良好的生物可相容性,如此,残留的紧缩织物可轻易通过生理盐水或磷酸盐缓冲液等液体洗脱,方便医护人员进行操作,并减少伤者痛苦。

具体实施方式

[0034] 本发明提供了一种智能湿响应紧缩织物,所述紧缩织物由紧缩纤维和其它纤维通过机织、针织、编织、或电喷复合形成。在这里,所述紧缩纤维是由水凝胶纤维经过湿态拉伸0.5~50倍而后再经干燥形成的,其直径为100纳米至1000微米。所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝等。所述液体包括血液、脓液、汗液或尿液,所述湿气为相对湿度高于70%的气体。将所述智能湿响应紧缩织物绑扎于伤口处时,紧缩织物接触到伤口处的液体或湿气后,将会选择性地、在经向或纬向中至少一个方向上产生明显的收缩趋势,从而使紧缩织物更紧密地与绑扎部位贴合,并产生对目标位置(如伤口)的压力;同时紧缩纤维会在径向溶胀而使多孔织物闭合成连续薄膜,隔绝内外环境防止泄漏及感染。优选的,所述紧缩织物上载有抗菌成分,在湿润条件下紧缩织物会持续释放抗菌成分以防止伤口感染,并加快伤口愈合。具体的,所述抗菌成分包括壳聚糖、 ϵ -聚赖氨酸和碳化钛纳米片等等广谱抗菌剂中的一种或多种。

[0035] 将所述智能湿响应紧缩织物绑扎于伤口处时,可在伤口不同阶段智能地改变其形态以满足不同的伤口护理需求。首先,在包扎于伤口上后,智能湿响应紧缩织物中的形状记忆紧缩纤维便会在血液等体液的作用下收缩,同时对伤口产生压迫效果以达到止血的目的。在初期的收缩后,伤口在血液中血小板的作用下停止流血,紧缩纤维将会继续吸收体液进行溶胀,溶胀后的紧缩纤维将紧缩织物的空隙填满,达到隔绝外部感染源并保持伤口湿润的目的。在伤口进行愈合时,包覆于紧缩纤维表面的抗菌成分将保证伤口表层的清洁无菌状态,只需要保持紧缩绷带含有一定水分,伤口将在湿润无菌的环境下加速愈合。在伤口最终愈合后,由于所述紧缩纤维是由水凝胶纤维经过湿态拉伸0.5~50倍而后再经干燥形

成的,因此所述紧缩纤维具备水凝胶材料所具有的高吸水性及良好的生物可相容性,如此,残留的紧缩织物可轻易通过生理盐水或磷酸盐缓冲液等液体洗脱,方便医护人员进行操作,并减少伤者痛苦。

[0036] 另外,所述紧缩纤维是由水凝胶纤维经过湿态拉伸0.5~50倍而后再经干燥形成的,而水凝胶材料在高含水率时透视性能优异,因此,由所述紧缩纤维织成的紧缩织物在高含水率时同样具有较好的透视性。如此,医护人员可方便地透过紧缩织物观察到伤口的愈合情况,而无需揭开紧缩织物破坏新生肉芽组织。

[0037] 本发明提供了一种如上所述的紧缩织物的制备方法,所述制备方法包括如下步骤:

[0038] 采用常规的方法制备水凝胶纤维;

[0039] 使用含有抗菌成分的溶液浸润所述水凝胶纤维后干燥得到外围包覆有抗菌成分的抗菌水凝胶纤维;

[0040] 通过电子束或射线辐照所述抗菌水凝胶纤维以使其形成双网络结构;

[0041] 所述抗菌水凝胶纤维经吸水后拉伸0.5~50倍,然后再次干燥得到所述紧缩纤维;

[0042] 将所述紧缩纤维和其他纤维通过机织、针织、或编织以形成所述紧缩织物;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝。

[0043] 本发明提供了另外一种如上所述的紧缩织物的制备方法,所述制备方法包括如下步骤:

[0044] 在电喷纺丝设备中使用热空气固化纺丝液流得到水凝胶取向纤维;

[0045] 水凝胶取向纤维直接沉积复合在由其他纤维形成的无纺布上得到复合织物;所述其他纤维包括所述紧缩纤维,水凝胶纤维,粘胶纤维,棉线,尼龙,聚酯,聚氨酯,或蚕丝;

[0046] 使用含有抗菌成分的溶液浸润所述复合织物后干燥得到外围包覆有抗菌成分的抗菌水凝胶纤维复合织物;

[0047] 辐照所述抗菌水凝胶纤维复合织物以使其形成双网络结构;

[0048] 将所述抗菌水凝胶纤维复合织物经吸水后沿其取向方向拉伸0.5~50倍,然后再次干燥得到所述紧缩织物。

[0049] 本发明提供了一种智能湿响应紧缩绷带,所述紧缩绷带用于接触伤口的内层由如上所述的紧缩织物制成。从外观及使用方式来看,所述智能湿响应紧缩绷带均类似于传统绷带。由于其用于接触伤口的内层是由所述紧缩织物制成的,使得其绑扎于伤口处时,可在伤口不同阶段智能地变换形态以满足伤口愈合的更优条件。

[0050] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现详细说明本发明的具体实施方式。显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0051] 实施例1

[0052] 本实施例提供了一种智能湿响应紧缩织物。所述紧缩织物由所述经纱和纬纱通过机织形成,所述经纱为接触液体或湿气后产生收缩趋势的紧缩纤维,所述纬纱为抗菌粘胶纤维。在这里,所述紧缩纤维是由直径为1000微米的水凝胶纤维经过湿态拉伸50倍而后再经干燥形成的。而且,所述紧缩织物上载有抗菌成分,具体来说,所述紧缩纤维和所述抗菌

粘胶纤维的外围均包覆有作为抗菌成分的碳化钛纳米片。

[0053] 需要说明的是,所述液体包括血液、脓液、汗液或尿液,所述湿气为相对湿度高于70%的气体。

[0054] 本实施例提供的紧缩织物的制备过程如下:

[0055] 室温下将1.9355g iota-卡拉胶与2.0000g聚丙烯酰胺(粘均分子量=600万)分别溶于96g的80℃热水中形成均质溶液。在湿法纺丝设备中使用10wt%氯化钙溶液固化纺丝液流得到直径为1000微米的水凝胶纤维,再使用1wt%碳化钛纳米片分散液浸润此水凝胶纤维后干燥得到外围包覆有碳化钛纳米片的抗菌水凝胶纤维。通过电子束辐照所述抗菌水凝胶纤维以使其形成双网络结构,然后所述抗菌水凝胶纤维经吸水后拉伸50倍,再经干燥得到所述紧缩纤维。将所述紧缩纤维作为经纱、未进行拉伸的所述抗菌粘胶纤维作为纬纱在织机上交织得到的平纹物即为本实施例的紧缩织物。

[0056] 本实施例提供的紧缩织物遇血液后收缩:

[0057] 将此紧缩织物绑扎在大量流血的切伤伤口上后,紧缩织物的经纱开始迅速收缩并包紧伤口。三分钟后,被包紧的伤口停止流血,此时经纱与纬纱均吸收血液发生溶胀,紧缩织物膨胀且变得致密,并不断释放碳化钛纳米片抗菌剂,避免了外界的感染。

[0058] 实施例2

[0059] 一种智能湿响应紧缩织物。所述紧缩织物由所述紧缩纤维和聚氨酯纤维基布通过电喷复合形成。在这里,所述紧缩纤维所采用的是由电喷产生的直径为100纳米的水凝胶纤维经过湿态拉伸0.5倍而后再经干燥形成的,所述聚氨酯纤维基布所采用的是由直径为10微米的聚氨酯纤维构成的无纺布。而且,所述紧缩织物上载有抗菌成分,具体来说,所述紧缩纤维的外围均包覆有作为抗菌成分的聚赖氨酸。

[0060] 需要说明的是,所述液体包括血液、脓液、汗液或尿液,所述湿气为相对湿度高于70%的气体。

[0061] 本实施例提供的紧缩织物的制备过程如下:

[0062] 室温下将2.0000g琼脂与2.0000g聚乙烯醇(粘均分子量=300万)分别溶于90g的水中形成均质溶液。在电喷纺丝设备中使用热空气固化纺丝液流得到直径为100纳米的水凝胶取向纤维,直接沉积复合在聚氨酯纤维无纺布上得到复合织物,再使用20wt%聚赖氨酸溶液浸润此复合织物后干燥得到外围包覆有聚赖氨酸的抗菌水凝胶纤维复合织物。通过X射线辐照所述抗菌水凝胶纤维复合织物以使其形成双网络结构,然后所述抗菌水凝胶纤维复合织物经吸水后沿其取向方向拉伸0.5倍后再次干燥即得到本实施例的紧缩织物。

[0063] 本实施例提供的紧缩织物遇血液后收缩:

[0064] 将此紧缩织物绑扎在大量流脓的烫伤伤口上后,紧缩织物的经纱与纬纱均开始迅速收缩并包紧伤口。五分钟后,经纱与纬纱均吸收脓液发生溶胀,紧缩织物膨胀且变得致密,并不断释放聚赖氨酸抗菌剂,避免了伤口的感染。

[0065] 实施例3

[0066] 本实施例提供了一种智能湿响应紧缩织物。所述紧缩织物由紧缩纤维通过针织横机制备形成。在这里,所述紧缩纤维是由直径为20微米的水凝胶纤维经过湿态拉伸5倍而后再经干燥形成的。而且,所述紧缩织物上载有抗菌成分,具体来说,所述紧缩纤维的外围均包覆有作为抗菌成分的壳聚糖。

[0067] 需要说明的是,所述液体包括血液、脓液、汗液或尿液,所述湿气为相对湿度高于70%的气体。

[0068] 本实施例提供的紧缩织物的制备过程如下:

[0069] 室温下将1.9355g iota-卡拉胶与2.0000g聚丙烯酰胺(粘均分子量=600万)分别溶于96g的80℃热水中形成均质溶液。在湿法纺丝设备中使用10wt%氯化钙溶液固化纺丝液流得到直径为20微米的水凝胶纤维,再使用1wt%壳聚糖溶液浸润此水凝胶纤维后干燥得到外围包覆有壳聚糖的抗菌水凝胶纤维。通过紫外光辐照所述抗菌水凝胶纤维以使其形成双网络结构,然后所述抗菌水凝胶纤维经吸水并后拉伸5倍后再次干燥得到所述紧缩纤维。将所述紧缩纤维与超细聚酯纤维一起在针织横机上制得的织物即为本实施例的紧缩织物。

[0070] 本实施例提供的紧缩织物遇血液后收缩:

[0071] 将此紧缩织物绑扎在混有大量汗液且流血的开放运动伤口上后,紧缩织物的经向开始迅速收缩并包紧伤口。三分钟后,被包紧的伤口停止流血,此时紧缩纤维吸收血液与汗液发生溶胀,织物层膨胀且变得致密,并不断释放壳聚糖抗菌剂,阻挡了外界的感染。

[0072] 为了进一步体现实例1、2、3提供的紧缩织物相比现有技术的区别和有益效果。下文中提供了一个对比例。

[0073] 对比例1

[0074] 本对比例提供的织物由所述经纱和纬纱通过机织形成,所述经纱和纬纱均为直径为20微米的水凝胶纤维。

[0075] 本对比例提供的织物的制备过程如下:

[0076] 室温下将1.9355g iota-卡拉胶与2.0000g聚丙烯酰胺(粘均分子量=600万)分别溶于96g的八十度热水中形成均质溶液。在湿法纺丝设备中使用10wt%氯化钙溶液固化纺丝液流得到直径为20微米的水凝胶纤维。没有后续的抗菌剂包覆、辐照与后拉伸处理,而直接使用该水凝胶纤维作为经纱和纬纱制备织物。

[0077] 机织过程中频繁发生断纱现象,且最终得到的织物的强度弱。

[0078] 将此织物绑扎在流血伤口上后,织物的经纱与纬纱均无收缩。十分钟后,伤口仍在流血,此时经纱与纬纱均吸收血液发生溶胀,织物膨胀。但无抗菌剂辅助下,24小时后伤口便发生感染。

[0079] 除非特别说明,本发明中所用的技术手段均为本领域技术人员所公知的方法。另外,上面对本发明的实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,而不是限制性的,本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可做出很多形式,这些均属于本发明的保护范围之内。