

说明书

发明名称: 全创面持续均匀负压传导的引流结构

技术领域

[0001] 本发明属于负压封闭引流技术领域，具体是指一种全创面持续均匀负压传导的引流结构。

背景技术

[0002] 现有的VSD技术，其基本配置包括医用亲水性泡沫材料或医用疏水性泡沫材料（以下对上述医用材料统称多孔泡沫材料）、密封薄膜、引流管路、收集容器和负压源（包括医用吸引机、医院中心负压装置或负压引流瓶等）。通过对创面创腔施加持续或间断的负压吸引，可将人体创面创腔内的渗液、坏死组织、毒素和脓液等有害物质引流至收集容器内，进而将渗液、坏死组织、毒素和脓液等直接排出体外，避免了肝肾对有害物质的重吸收，减少了创面的细菌数量，减轻了水肿，阻止了多器官衰竭（MOF）和呼吸窘迫综合征（ARDS）的发生；同时，负压吸引能够增加创面血流量，刺激细胞分泌生长因子，从而有效促进新生血管和肉芽生长，促进组织修复，缩短创面创腔愈合时间。使用该技术，有效避免交叉感染，降低了医护人员的工作量，提升了患者创面创腔的治愈率，降低了创伤的致死率、致残率。

[0003] VSD技术目前主要是由“封闭创面（Sealing）”+“给予负压（Vacuum）”+“接通引流（Drainage）”三个连续动作完成达到了协调共生的一套完整的治疗体系；其协调共生的相互作用相互帮助的过程是这样达到的——

[0004] 封闭创面（Sealing）是由泡沫材料完成的，封闭创面是临床外科学上将开放创面变成闭合创面的最基础必要医疗过程；同时，创面被封闭后就将平面样的感染创面人为地变成了一个腔囊状，而腔囊就为下一步负压起作用提供了一个做功的空间。

[0005] 给予负压（Vacuum）是由外连的引流管路、负压源来执行达成的；此时此地的负压是指负压源做功使得相对于在创面上的腔囊空间中的压力与创面组织内的毛细血管内的血压相对比得出的；创面腔囊中的压力远远比血管中的压力小

得多，因此叫负压；也因为毛细血管内的压力远大于毛细血管外的压力，于是创面上的负压作用将会直接影响创面内毛细血管壁的扩张、凸起；而毛细血管壁的扩张、凸起就造成了毛细血管腔的空间容积增大；空间和容积的增大主要有两大作用：一、血流量和血流速度的5-12倍以上的增加就为创面修复带来了其所必需的大量的组织母细胞、富含氧气的红细胞和富含修复生长因子的血小板群（PRP）以及各种生成组织蛋白的氨基酸成分……二、局部创面的空间和容积的持续增大，会造成网络状的毛细血管向血管侧壁膨胀、扭曲、成团，于是形成了新鲜整齐密布的如红宝石般的颗粒状肉芽组织床。

[0006] 接通引流（Drainage）就是由引流管路连接负压源和创面上的腔囊；接通引流：一、为创面上的腔囊提供了负压源，使创面组织内的毛细血管内的血压远远大于腔囊内的压力，于是毛细血管内的血流量和血流速度比创面外的其他组织增加了5-12倍；二、将创面上的污染物、坏死组织和坏死组织碎屑、脓液、组织渗出液等进行了持续快速清理清洁。

[0007] 于是，负压（Vacuum）、封闭（Sealing）、引流（Drainage）就形成了一个相辅相成的高效治疗体系，负压（Vacuum）、封闭（Sealing）、引流（Drainage），就是VSD！

[0008] 但是目前在临床应用中也存在比较大的缺陷，至少存在以下问题：

[0009] （1）多孔泡沫材料在临床应用2-4天后容易因失水而变干变硬，导致材料回弹性下降，有效引流腔隙大幅减少，通透性下降，逐渐出现堵塞，并且在脓液、组织液、渗出液、血液等有机胶体的作用下常常出现泡沫材料孔隙粘连，泡沫弹性下降，整体创面所覆盖的泡沫材料实际上是不能反弹了；

[0010] （2）双层结构的引流装置应用在不平整的创腔创面表面时，在负压作用条件下，在弯曲状态下，上、下层结构变形所产生的曲率不同，就会在凸凹不平的创面上产生对体表内皮细胞的剪切力，进而伤害刺破内皮细胞肉芽组织，使创面组织床失去修复活力；

[0011] （3）双层引流装置底部与PVA相贴合处由于曲率的变化差异进而引起PVA脱落，出现上下多层的移位现象，使创面上整体的负压引流系统松松垮垮，甚至漏气崩塌。

发明内容

- [0012] 针对现有技术的不足之处，本发明提出了一种全创面持续均匀负压传导的引流结构；采用单层结构，增强了负压传导效果和创面引流量；大大降低了负压传导的阻力；在整体创面上极大地持续均匀平分了负压作用；而亲水性PVA材料在收放自如的弹性空间中起到了持续的创面保湿作用；单层简洁的支撑引流结构还避免了其他多层设计的变形移位。
- [0013] 为实现上述目的，本发明所设计的一种全创面持续均匀负压传导与引流的结构，与多孔泡沫层配合使用，用于负压引流操作，其特殊之处在于，包括结构本体；所述结构本体与多孔泡沫层相对一侧设置有分隔体，所述分隔体使结构本体与多孔泡沫层之间形成空腔，所述结构本体与空腔相对处设有通孔，所述通孔使结构本体的上层空间与下层空间连通。
- [0014] 更进一步地，所述分隔体的一端为固定端固定在结构本体上，另一端为顶端，所述分隔体的体积由固定端向顶端渐缩，从而所述空腔随分隔体表面由固定端向顶端形成渐扩面。负压条件下，渐扩面使得多孔泡沫层与分隔体的接触面积逐步增大，如此使得分隔体受到的压强渐次减小，于是分隔体对创面的压强渐次均匀减小，使肉芽组织表面所承受的压强压力降到最低生理水平。
- [0015] 更进一步地，所述固定端为圆形或正多边形，所述顶端为顶点或端面。圆形或正多边形的固定端与结构本体底面连接，顶端与多孔泡沫层连接。
- [0016] 更进一步地，所述结构本体上相邻分隔体的间距d2与分隔体底面宽度d1的比值为0.2~3。相邻分隔体的间距过大造成分隔体没有发挥产生回弹力的作用，多孔泡沫层与结构本体可能因为引流液中残留的胶状物质导致粘连而无法分离；间距过小，容易引起各种胶体样引流物质的淤积，使被引流物无法及时排出至创面外。
- [0017] 更进一步地，所述分隔体为回转体，回转体的母线为直母线或曲母线。于是回转体的这种结构分布就使得分隔体外表面平滑，受力均匀。
- [0018] 更进一步地，所述分隔体的轴向切面为三角形、梯形、圆形、半圆形、椭圆形、矩形、平行四边形中的一种或两种组合。
- [0019] 更进一步地，所述分隔体为柱状结构，轴向外侧延伸出若干个凸缘结构。

- [0020] 更进一步地，所述凸缘结构的前端为弧面或锥面。
- [0021] 更进一步地，所述分隔体的外表面设置有均匀或非均匀分布的凸起，用于在植绒工艺中与PVA原料更好地结合。
- [0022] 更进一步地，所述结构本体靠近创面一侧的表面与多孔泡沫层连接，远离创面一侧的表面与一个或多个吸盘连通。
- [0023] 更进一步地，所述多孔泡沫层采用聚乙烯醇树脂PVA、改性聚乙烯醇树脂PVA、聚氨酯弹性体PU或改性聚氨酯弹性体PU材质中的一种或多种制成。
- [0024] 更进一步地，所述结构本体远离创面一侧的表面设置有密封膜，所述密封膜上设有引流孔，吸盘的裙边与半透膜贴合，吸盘中部空腔与引流孔位置相对。
- [0025] 更进一步地，所述结构本体远离创面一侧的表面为粗糙平面，用于对密封膜产生阻尼，防止移位。
- [0026] 更进一步地，所述结构本体与多孔泡沫层之间通过缝合或胶连方式固定连接，结构本体与多孔泡沫层可根据创面大小按需裁剪拼接使用。
- [0027] 更进一步地，所述结构本体与多孔泡沫层之间的固定点均匀分布，以保证在裁剪使用时在裁剪面积内的有效固定。
- [0028] 更进一步地，所述结构本体通过涂布工艺热烘后植绒于多孔泡沫层表面。
- [0029] 更进一步地，所述分隔体为若干个，均匀布置于结构本体靠近创面一侧的表面。
- [0030] 更进一步地，所述分隔体的底面直径不大于10mm，高度不大于6mm。
- [0031] 更进一步地，所述结构本体的孔隙率为15%~70%。
- [0032] 更进一步地，所述结构本体和分隔体为热固性弹性体、橡胶或热塑性弹性体材质。
- [0033] 更进一步地，所述结构本体通过复模工艺、注塑工艺或模压工艺成型。
- [0034] 更进一步地，所述结构本体的硬度范围为：5~35度，所述分隔体的硬度范围为：5~40度。分隔体的硬度可以略大于结构本体，以给予结构本体适当的回弹力。
- [0035] 本发明提出的全创面持续均匀负压传导与引流的结构，在负压引流治疗中与多孔泡沫层配合使用，设置于结构本体下表面的分隔体使得结构本体与下方的多

孔泡沫层之间形成空腔，从而在多孔泡沫层表面形成有效的传导通道，同时减少多孔泡沫层与创面的压强，对肉芽组织床上的毛细血管内皮细胞的压迫大大减小；引流完成后，分隔体帮助结构本体向上回弹，使得空腔体积逐步恢复，进而保持了结构本体与多孔泡沫层的相对稳定空间，有效引流间隙得到了恢复。

- [0036] 与现有技术相比，本发明具有以下有益的技术效果：
- [0037] 1、分隔体的设计，不会在负压抽吸的时候发生支柱体倾倒歪斜错位；适应在任意创面地形如扭曲、梯级、卷旋甚至反折等具体形态方面的使用要求；
- [0038] 2、在实际使用时，临床创面治疗所需要的负压最大值和最小值之间的区间变化比较大，分隔体的弧面曲率的渐次温和变形为创面负压引流治疗提供了一个可以适应压力剧烈变化的，同时还能保证持续有效引流和持续反弹的空间；
- [0039] 3、分隔体的间距设计在合理范围内，防止间距过大造成多孔泡沫层与结构本体被胶状物质导致粘连而无法分离，以及间距过小，容易引起各种胶体样引流物质的淤积，使被引流物无法及时排出至创面外；
- [0040] 4、负压引流操作中，在压力持续增大的情况下，创面受到的压强会持续增大；而对于分隔体与创面接触时，在压力持续增大时，接触面积会渐次增加，从而使创面所受压强相对于直柱支撑来讲就明显减小了，对创面组织内的血流阻断和对组织细胞压迫性坏死的可能性也就大大减弱了；
- [0041] 5、本发明设计的引流结构在临床应用于不平整创口表面、腔体间隙时，在负压条件下，不会产生上下层移位和剪切；
- [0042] 6、与PVA多孔泡沫材料结合使用时，为其提供了不会干硬塌陷的通路，且有一定的保湿作用，进而解决了PVA多孔泡沫材料因为失水容易逐渐干硬、泡沫材料回弹性和通透率逐渐下降、以及因此而逐渐出现的引流通道的堵塞问题；
- [0043] 7、可减少创面创腔材料在临床上的更换次数，减少了创面被空气污染的可能性，延长了负压引流材料在创面创腔持续使用的时间，减轻了医护人员的工作量，减少了患者拆换药的痛苦，大大降低了医疗成本，大大提高了诊疗效率。

附图说明

- [0044] 图1为本发明实施例1的主视结构示意图；

- [0045] 图2为本发明实施例1的仰视结构示意图；
- [0046] 图3为本发明实施例1的俯视结构示意图；
- [0047] 图4为本发明实施例2中轴向切面为梯形的单个分隔体的主视结构示意图；
- [0048] 图5为本发明实施例2中轴向切面为三角形的单个分隔体的立体结构示意图；
- [0049] 图6为本发明实施例2中轴向切面为圆台形的单个分隔体的主视结构示意图；
- [0050] 图7为本发明实施例2中轴向切面为圆台形的单个分隔体的立体结构示意图；
- [0051] 图8为本发明实施例2中轴向切面为椭圆形的单个分隔体的主视结构示意图；
- [0052] 图9为本发明实施例2中轴向切面为椭圆形的单个分隔体的立体结构示意图；
- [0053] 图10为本发明实施例3中具有外凸缘结构的单个分隔体的主视结构示意图；
- [0054] 图11为本发明实施例3中具有外凸缘结构的单个分隔体的立体结构示意图；
- [0055] 图12为实施例4中本发明全创面持续均匀负压传导的引流结构的主视结构示意图；
- [0056] 图13为实施例5中本发明全创面持续均匀负压传导的引流结构的主视结构示意图；
- [0057] 图14为实施例6中本发明全创面持续均匀负压传导的引流结构的主视结构示意图；
- [0058] 图15为实施例6中本发明全创面持续均匀负压传导的引流结构的3结构示意图；
- [0059] 图16为实施例7中本发明全创面持续均匀负压传导的引流结构的主视结构示意图。
- [0060] 图中：结构本体1，多孔泡沫层2，分隔体3，固定端3-1，顶端3-2，空腔4，通孔5，密封膜6，吸盘7，引流孔8。

实施方式

- [0061] 以下结合附图和具体实施例对本发明作进一步的详细描述。
- [0062] 实施例1
- [0063] 如图1~3所示，本实施例提出的一种全创面持续均匀负压传导的引流结构，包括结构本体1，结构本体1的下表面设置有均匀分布的分隔体3，分隔体3使结构本体1与下方的多孔泡沫层2之间形成空腔4；结构本体1与空腔4相对处设有通孔5，通孔5使结构本体1的上层空间与下层空间连通。

- [0064] 结构本体1与多孔泡沫层2为均柔性结构。结构本体1可以是片层结构，或者是一个大致为片层结构，在该结构的基础上具有凹陷、突出、扭曲、折叠等变形的不规则体。
- [0065] 采用本发明实施负压引流术时，首先通过医用密封薄膜进行密封，完成封闭创面（Sealing），创面被封闭后将平面样的感染创面人为地变成了一个腔囊状，腔囊为负压起作用提供了一个做功的空间；然后，外置负压装置对腔囊给予负压（Vacuum）。在腔囊内的强大负压作用下，实际造成了毛细血管内的压力远大于毛细血管外的压力，于是创面上的负压作用将会直接影响创面内毛细血管壁的扩张、凸起；结构本体1在负压作用下向负压源方向挤压变形，下方多孔泡沫层2对分隔体3施加向上挤压力，减少多孔泡沫层2与接触面的压强，对肉芽组织床上的毛细血管内皮细胞的压迫大大减小，而且分隔体3同时从底面和侧面受力，防止分隔体3扭曲变形；接下来，由引流管连接负压源和创面上的腔囊，接通引流（Drainage）。引流液从由多孔泡沫层2传导至空腔4并通过通孔5引流导出，随着负压增大，空腔4体积被不断压缩，多孔泡沫层2与分隔体3的接触面积逐步增大，使得分隔体3受到的压强减小，从而对伤口压迫力减小。引流完成后，创面腔囊内的压力下降，多孔泡沫层2不再受到负压，开始回弹，同时逐步远离分隔体3下表面，于是空腔4的体积得到逐步恢复，分隔体3保持结构本体1与多孔泡沫层2的相对空间，至此有效引流间隙得到恢复。
- [0066] 实施例2
- [0067] 分隔体3的形状、结构、布置方式有多种设计形式，可根据实际需求做适应性调整。
- [0068] 作为本发明的一种实施方式，分隔体3为回转体，回转体的母线为直母线。分隔体3的轴向切面为三角形、梯形、圆形、半圆形、圆台形、椭圆形、矩形、平行四边形中的一种或两种组合。分隔体3轴向切面为梯形的结构如图4所示，轴向切面为三角形的结构如图5所示，轴向切面为圆台形的结构如图6、7所示，轴向切面为椭圆的结构如图8、9所示。

- [0069] 分隔体3的一端为固定端3-1固定在结构本体1底部，另一端为顶端3-2；分隔体3的体积由固定端3-1向顶端3-2渐缩，从而空腔4沿分隔体3表面由固定端3-1向顶端3-2形成渐扩面。
- [0070] 结构本体1和分隔体3为热固性弹性体、橡胶或热塑性弹性体材质。本结构可通过复模工艺、注塑工艺或模压工艺成型。结构本体1的有效孔隙率优选为15%—70%；分隔体3的底面直径不大于10mm，高度不大于6mm。结构本体1的硬度范围为：5~35度，所述分隔体3的硬度范围为：5~40度。
- [0071] 使用时，结构本体1放置于多孔泡沫层2上，或者两者之间通过缝合或胶连方式固定连接，结构本体1为片式结构，其形状可根据创面或创腔的形状与大小进行裁剪拼接。结构本体1与多孔泡沫层2之间的固定点均匀分布，保证在裁剪使用时在裁剪面积内有效固定。分隔体3的顶端3-2与多孔泡沫层2接触，从而分隔体3下表面的向下凸出的弧面在多孔泡沫层2上表面形成向上渐缩的空腔4。
- [0072] 在负压作用下，引流液从多孔泡沫层2传导至空腔4并通过通孔5引流导出，由于分隔体3的顶端3-2的面积小于固定端3-1的底面面积，在高负压作用下，下方多孔泡沫层2在挤压变形后会与分隔体3的侧面接触，圆弧形侧面增大了多孔泡沫层2和分隔体3的接触面积，使得分隔体3受到的压强减小，从而对创面压迫力减小。
- [0073] 实施例3
- [0074] 本实施例与实施例1的不同之处在于，分隔体3为柱状结构的回转体，且回转体的母线为曲母线，分隔体3的轴向外侧延伸出若干个凸缘结构，如图10、11所示。凸缘结构的前端为弧面或锥面。
- [0075] 采用本实施例中分隔体3时，凸缘结构增大了分隔体3的外表面积，在负压引流操作中，分隔体3受到的压强会因为较大的外表面积进一步减小，使得引流结构对创面的压迫力小，减轻病患的痛苦。
- [0076] 进一步地，具有齿形排列的凸缘结构的分隔体3较好地保持了结构本体1与多孔泡沫层2之间的空腔4，以便负压引流结束后结构本体1与多孔泡沫层2立即回弹，同时弹性材质的分隔体3能够提供较高的弹性系数，在回弹时如弹簧结构般持续提供回弹力，维持负压传导的效果。

[0077] 实施例4

[0078] 本实施例与实施例1的不同之处在于，如图12所示，结构本体1上相邻分隔体3的间距d2与分隔体3底面宽度d1的比值为0.2~3。

[0079] 本实施例中选取d2 /d1的比值偏大、d2 /d1=0.2~3和d2 /d1的比值偏小的样品各30片进行性能测试，在负压85mmHg下，持续抽吸7天，期间不冲洗，测试结果如表1所示：

[0080] 表1 d2 /d1比值变化实验效果对比

[0081]

d2 /d1 的比值	保湿性能	引流效果	防堵性能
4	持续抽吸 2 天出现 局部干硬	引流时间在 30~120 秒（未 干硬或局部干硬时），大 部分区域干硬后可出现 无法引流的情况	第 3 天 70%已堵塞，第 7 天全部堵塞
1	持续抽吸 3-5 天仍 然湿润柔软	引流时间在 3~20 秒	第 3 天几乎无堵塞，第 7 天 90%无堵塞
0.15	持续抽吸 2 天出现 大部分干硬	引流时间在 3~120 秒（未 干硬或局部干硬时），大 部分区域干硬后可出现 无法引流的情况	第 3 天 80%已堵塞，第 7 天全部堵塞

[0082] 实验结果证实，当d2 /d1的比值偏大时，相邻分隔体3的渐扩面形成的空腔4过大，在负压增大的情况下，多孔泡沫层2与结构本体1之间缺少分隔体3支撑的空腔4逐步消失，多孔泡沫层2与结构本体1直接接触，负压对伤口压迫力未经过分隔体3削减会作用于伤口；引流完成后，由于缺少分隔体3产生的回弹力，多孔泡沫层2与结构本体1可能因为引流液中残留的胶状物质导致粘连而无法分离，造成空腔4体积缩小，从而结构本体1由上表面开始局部变干变硬，逐步造成大面积干硬和全面堵塞。

[0083] 当d2 /d1的比值在0.2~3的合理范围内时，持续抽吸3~5天结构本体1仍然能够保持湿润柔软，引流效率未受到阻碍，无堵塞现象，引流效果好。

- [0084] 当 d_2/d_1 的比值偏小时，相邻分隔体3的渐扩面形成的空腔4较小，容易引起引流液淤积，无法通过通孔5及时排出，且引流液中的胶状物质容易造成通孔堵塞发生。
- [0085] 实施例5
- [0086] 本实施例与实施例1的区别在于，结构本体1的上表面为不光滑的粗糙平面，如图13所示。
- [0087] 结构本体1上表面通过密封膜6密封，具有粗糙表面的结构本体1与密封膜6之间形成阻尼，防止结构本体1相对于密封膜6产生位移，从而带来松动、脱落的风险。
- [0088] 实施例6
- [0089] 在本实施例中，结构本体1靠近创面一侧的表面与多孔泡沫层2连接，远离创面一侧的表面与一个或多个吸盘7连通，便于用医用密封膜6进行密封，如图14所示。密封膜6上设有引流孔8，吸盘7的裙边与半透膜贴合，吸盘7中部空腔与引流孔8位置相对，如图15所示。
- [0090] 密封后，本结构可通过吸盘7与外置负压装置和引流袋进行可拆卸连接，连接好后，启动外置负压装置，即整个系统开始进行负压抽吸。
- [0091] 实施例7
- [0092] 如图16所示，本实施例提出另一种优选结构，与实施例1的区别在于，分隔体3的外表面设置有呈密集规则或不规则分布的凸起，凸起前段可设计为尖刺或锥形，亦或倒角凸起。
- [0093] 结构本体1采用涂布工艺通过热烘后将PVA植绒于结构本体1下表面时，泡沫材料原液在加热过程中，混合在其中的气体受热体积膨胀，形成气泡蒸发上升，气泡在上升过程中形成孔道和空洞，最上层的小气泡逐步破裂，裂开口的小气泡与分隔体3外表面的凸起时，凸起与填充小气泡的缺口处，小气泡凝固于凸起表面，牢固地粘接在分隔体3的外表面。
- [0094] 本发明提出的上述七种结构，在进行负压抽吸时，在负压的作用下，结构本体在分隔体周围会形成传导空腔，临床实际使用时，在近心组织如腹、背和血供丰富的脸部，给予120mmHg的负压大小，分隔体3稳定牢固不会倾倒，故而形

成稳定的多个传导空腔；对于血供较差的四肢远端，当抽吸负压高达400mmHg时，上述传导空腔依然稳定牢固。当下层小孔被血凝块或脓液胶状物质堵塞时，多个传导空腔仍能持续传导负压并将血凝块或脓液胶状物质吸走，从而解决了堵塞问题。

- [0095] 本发明大大降低了创面上对肉芽的压迫面积，且优于PVA材料、PU材料和纱布，其原因在于：1、分隔体结构，形成LCP(limited contact plane 限制性点接触面)，在创面与肉芽组织床上形成桥状连接网，为肉芽生长提供了足够的空间；2、本发明分隔体结构形成的LCP远远少于PVA材料、PU材料和纱布，所以更加有效的减少了创面材料对肉芽的压迫；3、本发明分隔体结构的LCP单位面积上的压强远低于PVA材料、PU材料和纱布的LCP的压强。
- [0096] 本发明既可用于体表创面也可用于体内创腔，当用于体表创面时，由于体表容易失水干燥，将本发明的下表面设计为PVA植绒结构或本发明嵌合PVA创面材料使用，会使材料与创面组织更具亲和性，还为肉芽组织内皮细胞的健康生长提供了最佳的湿性愈合环境；当用于体内创腔时，由于深腔内壁永远是湿润的，且本发明柔软易弯曲，分隔体结构最大限度地避开了压迫肉芽组织，所以直接用本发明相比较于单纯使用PVA材料、PU材料、纱布材料等，都将显著提升创面治疗效果。
- [0097] 本发明对于创面地形复杂的体表创面具有极佳的治疗效果，适用于会阴部、肛门、腋窝部、颌下的烧伤、爆炸伤、撕裂伤，以及四肢碾压爆炸伤。因为分隔体弧形曲率的渐次平缓缩小，从而使得绝对支撑高度达到了创面愈合生理所需求的相对最佳值。分隔体的数量、高度、曲率三个因素决定了传导空腔的数量和大小，进而决定了防堵的效果；为了确保分隔体的稳固，将分隔体的底面直径设置为不大于10mm，将高度设置为不大于6mm，将硬度设置为5~40度。
- [0098] 本发明提出的全创面持续均匀负压传导的引流结构，由于其多孔多支撑的设计，从而使其引流通畅、不会出现堵塞情况；与PVA材料结合使用时，为其提供了不会干硬塌陷的通路，且有一定的保湿作用，使PVA材料几乎不会变干变硬，同时回弹性和通透性也有大幅提升；易密封，易冲洗，引流轻松，因此显著提升了治疗效果和效率。

[0099] 以上对本发明的具体实施例进行了详细描述，但其只是作为范例，本发明并不限制于以上描述的具体实施例。对于本领域技术人员而言，任何对本发明进行的等同修改和替代也都在本发明的范畴之中。因此，在不脱离本发明的精神和范围下所作的均等变换和修改，都应涵盖在本发明的范围内。

权利要求书

- [权利要求 1] 一种全创面持续均匀负压传导的引流结构，与多孔泡沫层（2）配合使用，用于负压引流操作，其特征在于：包括结构本体（1）；所述结构本体（1）与多孔泡沫层（2）相对一侧设置有分隔体（3），所述分隔体（3）使结构本体（1）与多孔泡沫层（2）之间形成空腔（4），所述结构本体（1）与空腔（4）相对处设有通孔（5），所述通孔（5）使结构本体（1）的上层空间与下层空间连通。
- [权利要求 2] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）的一端为固定端（3-1）固定在结构本体（1）上，另一端为顶端（3-2），所述分隔体（3）的体积由固定端（3-1）向顶端（3-2）渐缩，从而所述空腔（4）沿分隔体（3）表面由固定端（3-1）向顶端（3-2）形成渐扩面。
- [权利要求 3] 根据权利要求2所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述固定端（3-1）为圆形或正多边形，所述顶端（3-2）为顶点或端面。
- [权利要求 4] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）上相邻分隔体（3）的间距d2与分隔体（3）底面宽度d1的比值为0.2~3。
- [权利要求 5] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）为回转体，回转体的母线为直母线或曲线。
- [权利要求 6] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）的轴向切面为三角形、梯形、圆形、半圆形、椭圆形、矩形、平行四边形中的一种或两种组合。
- [权利要求 7] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）为柱状结构，轴向外侧延伸出若干个凸缘结构。

- [权利要求 8] 根据权利要求7所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述凸缘结构的前端为弧面或锥面。
- [权利要求 9] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）的外表面设置有均匀或非均匀分布的凸起。
- [权利要求 10] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）靠近创面一侧的表面与多孔泡沫层（2）连接，远离创面一侧的表面与一个或多个吸盘（7）连通。
- [权利要求 11] 根据权利要求10所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述多孔泡沫层（2）采用聚乙烯醇树脂PVA、改性聚乙烯醇树脂PVA、聚氨酯弹性体PU或改性聚氨酯弹性体PU材质中的一种或多种制成。
- [权利要求 12] 根据权利要求10所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）远离创面一侧的表面设置有密封膜（6），所述密封膜（6）上设有引流孔（8），吸盘（7）的裙边与半透膜贴合，吸盘（7）中部空腔与引流孔（8）位置相对。
- [权利要求 13] 根据权利要求12所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）远离创面一侧的表面为粗糙平面。
- [权利要求 14] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）与多孔泡沫层（2）之间通过缝合或胶连方式固定连接。
- [权利要求 15] 根据权利要求14所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）与多孔泡沫层（2）之间的固定点均匀分布。
- [权利要求 16] 根据权利要求1所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）通过涂布工艺热烘后植绒于多孔泡沫层（2）表面。

- [权利要求 17] 根据权利要求1~16任一项所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）为若干个，均匀布置于结构本体（1）靠近创面一侧的表面。
- [权利要求 18] 根据权利要求1~16任一项所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述分隔体（3）的底面直径不大于10mm，高度不大于6mm。
- [权利要求 19] 根据权利要求1~16任一项所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）的孔隙率为15%~70%。
- [权利要求 20] 根据权利要求1~16任一项所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）和分隔体（3）为热固性弹性体、橡胶或热塑性弹性体材质。
- [权利要求 21] 根据权利要求1~16任一项所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）通过复模工艺、注塑工艺或模压工艺成型。
- [权利要求 22] 根据权利要求1~16任一项所述的全创面持续均匀负压传导的引流结构，其特征在于：所述结构本体（1）的硬度范围为：5~35度，所述分隔体（3）的硬度范围为：5~40度。