

人造伤口中超吸收性聚合物和超吸收性泡沫敷料下的液体处理和微气候条件比较

摘要

前言 通过测量相关参数，本文比较了超吸收性泡沫（SAF）和超吸收性聚合物（SAP）敷料在处理人造伤口渗液和影响敷料下微气候方面的能力，测量参数包括：水分吸收量；通过外层蒸发的水分量；敷料下和敷料外的湿度以及两者之间的差异；敷料下和敷料外的温度以及两者之间的差异。

方法 在实验室环境中使用热力学压头，在压头的重量下，通过标准伤口尺寸向每个敷料输送稳定的水蒸气流。传感器在3小时16分钟内记录了每个敷料内外的湿度和温度，并在第3小时标记处完全移除敷料上的重量，持续45秒，以模拟患者体重的变化。在测试结束时称量敷料的重量，以确定水分吸收量和水分蒸发量。

结果 SAF和SAP敷料组之间的水分吸收量、水分蒸发量、敷料内外的湿度或温度均无显著差异。

结论 因此，可以确定SAF和SAP敷料在保持伤口床的温暖和湿润微气候方面同样有效。还应注意，这些敷料不会像术语“超吸收性”所暗示的那样干燥伤口床。

关键词 渗出液，微气候，伤口，超吸收性，敷料

文献引用 Call E et al. Comparing fluid handling and microclimate conditions under superabsorbent polymer and superabsorbent foam dressings over an artificial wound. WCET® Journal 2019; 39(4):8-18

DOI <https://doi.org/10.33235/wcet.39.4.11-23>

Evan Call

MS, CSM (NRM)

微生物学系，理学院，韦伯州立大学，奥格登，犹他州，美国

Craig Oberg

PhD

微生物学系，理学院，韦伯州立大学，奥格登，犹他州，美国

Iris Streit

高级经理，全球产品营销高级伤口管理

赫曼集团，海登海姆，德国

Laurie M Rappl*

PT, DPT, CWS

Rappl & Associates, 辛普森维尔，南卡罗来纳州，美国

电子邮箱：Lrappl630@gmail.com

* 通信作者

前言

选择伤口敷料在伤口愈合期间进行水分管理的原因有以下三个：吸收渗出液；在伤口床上保持适当的微气候；并保护伤口周围免受过多水分浸软造成的损害。吸收性技术的大类包括泡沫、水胶体、藻酸钙、水纤维，以及与水分结合的聚合物^{1,2}。最近研发出了更复杂的超吸收性泡沫（SAF）和超吸收性聚合物（SAP）敷料，声称在伤口水分管理方面超越了早期的敷料；但是，尚无研究对其进行比较测试。另外，术语“超吸收性”引起了关于过度吸收的可能性、由此导致的伤口床干燥和抑制伤口愈合的问题。

渗出液管理

自从Winters在1963年发表其重要著作以来，湿润伤口愈合已被视为最佳实践^{2,3}。细胞因子和生长因子需要水分来扩散到整个伤口床中，从而通过伤口闭合和再上皮化来刺激愈合⁴。在伤口床上保持适当的水分含量可防止干燥，从而使上皮细胞在伤口表面自由迁移。湿润伤口形成肉芽、上皮化和愈合的速度比干燥伤口快2至3倍⁵。

渗出液作为伤口愈合过程的一部分而自然出现，并保持伤口床湿润，以刺激大多数伤口闭合。某些类型的伤口比其他伤口更易产生自然渗出液，尤其是静脉伤口、大面积压疮和烧伤。由于炎症的持续状态和正常细胞活性的破坏，慢性伤口具有高度渗出性。慢性伤口渗出液与急性伤口渗出液明显不同，其由高水平的蛋白质降解酶、基质金属蛋白酶（MMP）、嗜中性粒细胞和促炎细胞因子组成。因此，渗出性伤口需要吸收性敷料，其吸收能力应与渗出液的流量相匹配，以保持伤口床处的最佳水分含量。随着这些伤口开始形成肉芽，渗出液减少，对敷料的需求从吸收变为以保护为主要特征²。

来自伤口的渗出液或水分量通常记载在患者的记录中，并带有诸如轻度、中度、严重和过度等主观描述语言，而不是客观的测量。目前已有几种用于记录渗出液量的有效量表，包括伤口渗出液评分、Bates-Jensen伤口评估工具和压疮愈合量表（PUSH）。每个量表为该量表中的每个级别提供一个描述符。可用的工具及其描述符的总结和比较可参见《伤口渗出液：有效评估和管理》，这是世界伤口愈合学会联合会于2019年出版的关于渗出液的共识性文件⁵。

伤口微气候

微气候已被确定为伤口预防和愈合的关键因素。与环境或周围区域相比，微气候是局部区域的温度和湿度（有时还包括气流）的结合⁶。温暖湿润的环境有利于伤口愈合。Dini等人⁷的研究表明，温度低于33°C时，由于中性粒细胞、成纤维细胞和上皮细胞的活性降低，伤口愈合受到阻碍。该研究还表明，伤口床的改善与33-35°C的伤口床温度之间存在相关性。此外，Salvo等人⁸报告的两项研究表明，36-38°C的温度似乎可以促进伤口愈合。

但是，敷料会防止水分逸出，从而导致敷料下的热量和湿度增加。因此，先进的吸收性敷料可通过从伤口表面吸收过多的水分并保持温暖和湿润，同时通过透气性外层散发过多的热量和水分，从而影响伤口床的微气候。闭合性敷料不具有这些功能。

伤口周围皮肤

如果完整的伤口周围皮肤上的水分过多，则会干扰角质层（SC）中脂质的排列以及上皮细胞之间的联系，从而削弱真皮和表皮¹。所导致的渗透性增加使得伤口周围更容易受到污染物的侵袭，以及摩擦和剪切力的复合作用。术语“潮湿环境相关性皮肤损伤（MASD）”总体上是指由于皮肤暴露于水分（例如出汗）和刺激物（例如尿液、粪便、造口流出物、伤口渗出液）而引起的表皮损伤¹。MASD的四个临床类别之一是伤口周围皮肤损伤。伤口渗出液中的酶通常会降解伤口中的污染物，这些酶会进一步削弱水分的键合减弱作用，还会破坏完整皮肤中的蛋白质。由此产生的损害会导致疼痛、伤口扩大以及伤口边缘中角质形成细胞的迁移减少，从而阻碍伤口闭合⁹。因此，临床医生应选择能通过锁定吸收的渗出液来防止渗出液与伤口周围皮肤接触的敷料。理想情况下，敷料的吸收垫尺寸也应与开放伤口床的尺寸相同，而不是延伸至伤口周围皮肤。

敷料结构

敷料是一种动态的主要治疗方法，既可以抵抗干燥伤口床的水分流失，也可以吸收湿伤口床的多余水分，同时保持伤口周围皮肤不会存在过多的水分。

基本敷料（例如由棉纱布制成的垫片，或由纤维素纤维或泡沫制成的吸收性敷料）会覆盖伤口床，可以保护伤口免受创伤和环境的伤害，并且可以简单地吸收水分。岛型敷料由吸收区域及其周围的粘附性边缘组成。具有高吸收量和增强功能的敷料可用于治疗高度渗出性伤口，这些伤口可能会使基本敷料不堪重负。

SAP敷料由多层组成，通过吸收和蒸发伤口水分来适应渗出性更高的伤口。超吸收芯通常是纤维素和包裹在纤维素纸和/或无纺材料中的亲水性聚合物的混合物。大多数SAP敷料都具有低摩擦、透气性的聚氨酯外层，允许水分蒸发，从而从伤口吸收更多的渗出液，并且延长使用时间。湿气透过率超过35 g/m²/hr的聚氨酯可加速闭合性敷料下的伤口愈合速度¹⁰。根据欧洲标准化委员会的定义，敷料吸收的液体和通过敷料蒸发的液体之和称为敷料的液体处理能力¹¹。

一些SAP敷料在吸收岛周围的边界上具有丙烯酸粘胶，所以此类敷料不需要额外的胶带或固定装置。其中一些敷料在接触伤口表面处还具有一层有机硅胶，以最大程度地减少对伤口床的伤害 - 有关此类敷料的代表性产品组之间的异同之处，请参见表1。

还应注意，术语“超吸收性”可能意味着敷料会从伤口吸收过多的水分并使其彻底干燥，从而抵消了湿润的伤口愈合环境。SAP敷料的一个子类是SAF敷料，它与SAP敷料的结构类似，并且在硅胶和聚合物之间包括一个额外的泡沫层，据称该泡沫层可防止伤口床干燥并优化伤口床的微环境（表1）。此外，通过手动释放压力来移除伤口压力和敷料或患者重新摆位时，可能会影响水分蒸发和热量散发，并增强敷料的功能，从而延长使用时间。

已发表的研究很少比较不同敷料在患者使用期间对类似伤口类型的影响，也没有研究专门针对制造商关于其产品在影响伤口床或微气候方面的益处的主张。比较敷料的临床研究非常难以进行，因为许多因素会影响伤口的愈合，而且无法对患者进行标准化。但是，精心设计的实验室研究可以对伤口大小和渗出液量进行标准化，以便对测试敷料进行相互比较。这种标准化将结果的适用性限制在高度可变的临床人群中，但是可以针对敷料在控制伤口的物理特性以优化伤口愈合方面的有效性提供一定的证据指导。

学习目标

本项体外研究比较了表1中描述的SAF和SAP敷料类别中的敷料。本研究纳入了基本的非聚合物手术敷料作为对照或参考点。通过测量以下参数来研究敷料处理人造伤口渗出水分的能力：

- 水分吸收量，报告为每种敷料中的总克数和g/cm²。
- 通过外层蒸发的水分量，报告为每种敷料中的总克数和g/cm²。
- 湿度，包括已覆盖伤口床的内部和外层湿度，以及两者之间的差异。
- 温度，包括已覆盖伤口床的内部和外层温度，以及两者之间的差异。

此外，还测量了压力释放或患者重新摆位对上述每种参数的影响。

应注意，以前的研究仅报告每种敷料中的水分¹²。对于本研

表1. 代表性测试敷料的尺寸和结构

	粘接	粘胶覆盖	背衬膜	泡沫层	吸收性材料-泡沫或无纺材料	外界尺寸 (cm)	吸收垫尺寸 (cm) 和 (总面积, 以cm ² 计)
SAF 敷料							
Mepilex® Border (Mölnlycke Healthcare, Gothenburg, Sweden)	硅胶	20%开放性孔, 覆盖整个表面	聚氨酯	是	纤维素和结合性聚合物	15 x 15	11 x 11 (121)
ALLEVYN Life (Smith and Nephew plc, Hertfordshire, UK)	硅胶	20%开放性孔, 覆盖整个表面	聚氨酯	是	高吸收性锁液芯	12.9 x 12.9	7.6 x 7.6 (57.8)
Biatain® Silicone (Coloplast Corporate, Humlebæk, Denmark)	硅胶	20%开放性孔, 覆盖整个表面	聚氨酯	是	锁液层	12.5 x 12.5	8.5 x 8.5 (72.2)
SAP 敷料							
Vliwasorb® Adhesive (L&R International, Rengsdorf, Germany)	聚丙烯酸酯	仅边界	聚丙烯无纺布	无	聚乙烯聚丙烯纤维素聚丙烯酸钠	12 x 12	8.2 x 8.1 (66.4)
Cutimed® Sorbion® Sachet Border (BSN Medical, Hamburg, Germany)	聚丙烯酸酯	仅边界	聚酯透气外罩	无	纤维素纤维和纤维层中形成凝胶的吸收性聚合物	15 x 15	10 x 10 (100)
RespoSorb® Silicone (Hartmann AG, Heidenheim, Germany)	硅胶	硅胶网防止粘连	聚丙烯绒	无	纤维素和超吸收性聚丙烯酸酯	12.5 x 12.5	10.5 x 10.5 (110.25)
RespoSorb® Silicone Border (Hartmann AG, Heidenheim, Germany)	硅胶	硅胶网防止粘连	聚丙烯绒加聚氨酯背衬	无	纤维素和超吸收性聚丙烯酸酯	12.5 x 12.5	7 x 7 (49)
控制/参考点							
Cosmopor® E Sterile (Hartmann AG, Heidenheim, Germany)	丙烯酸酯 (聚乙烯接触层)	仅边界	聚酯无纺布	无	粘胶 (经处理的纤维素)	15 x 8	11 x 3.8 (41.8)

究，由于敷料的质量和表面积存在较大差异，该数值以每 cm^2 的水分克数表示。

方法

本研究由一个独立的实验室进行，该实验室为支撑面、轮椅坐垫、敷料和其他伤口相关医疗设备的标准制定做出了贡献。根据ISO 554-1976 (E) 中的规定，实验室的环境温度为 $23^\circ\text{C}\pm 2^\circ\text{C}$ ，相对湿度为 $50\%\pm 5\%$ ¹³。

人体模型为Ferguson-Pell等人¹⁴首次描述用于测试轮椅坐垫的青铜热力学刚性坐垫负载压头。该模型由来自英国、日本和美国的一组研究人员开发。自2009年以来，它已成为在国际伤口护理市场上研究支撑面、敷料和轮椅坐垫的标准测试设备¹⁵ (图1)。

测试压头符合美国国家支撑面标准¹⁶。压头的形状与第50个百分位男性的臀部和大腿上部相吻合，并且在骶骨和坐骨区域设有预钻孔。压头可以装满预定量的水，加热和冷却后再称重。水通过预钻孔进行扩散，从而模拟皮肤水分的流失。该压头模拟了人体骶骨区域的加热、冷却、出汗和干燥、称重和不称重。测量压头-表面交界处的最终状态，并在产品之间以及稳态和瞬态条件下进行比较。

在本研究中，压头的重量为 $64\text{ lb}\pm 2.25\text{ lb}$ (略高于 $29\text{ kg}\pm$ 略高于 1 kg)，这是仰卧在床的第50个百分位男性的相应部位体重。覆盖所有敷料垫未覆盖到的汗毛孔，形成人工伤口；使用镀铝胶带确保人工伤口区域外无水分蒸发 (图2)。由此留出了一个 $7\times 7\text{ cm}$ 的带孔区域用于水分蒸发；对所有测试的敷料进行此操作。

在所述条件下，为挑战敷料提供了一种与临床相关的情况，因为在测试的实际使用条件下，泡沫和聚合物受到压缩，并且水分蒸发逸散减少^{14,15}。例如，温度和湿度传感器是由Sensirion AG (Staefa ZH, Switzerland) 生产的高精度数字传感器，在 $0\text{-}80\%$ 相对湿度下精度为 $\pm 1.8\%$ ，在 $20\text{-}50^\circ\text{C}$ 下精度为 $\pm 0.3^\circ\text{C}$ 。测试支撑面为 $3\times 18\times 18''$ ($7.6\times 45.7\times 45.7\text{ cm}$) 的开口泡沫垫，表面覆盖由Dartex Coating US (Slaterville, RI) 提供的透气防潮垫套，并置于刚性垫板上。

图1. 热力学刚性负载压头

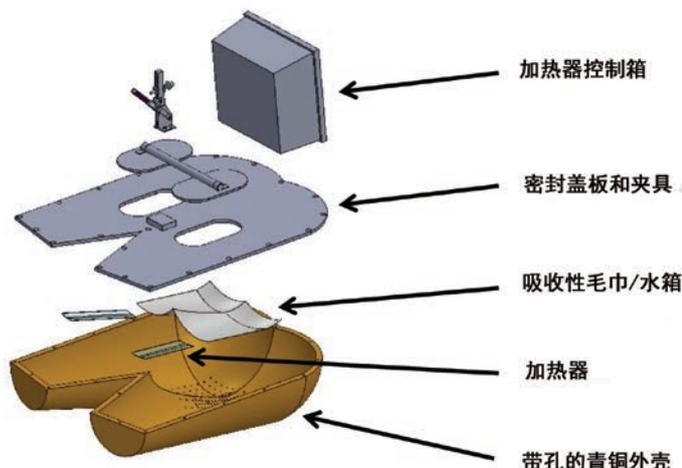


图2. $7\times 7\text{ cm}$ 带孔区域的压头，覆盖有镀铝胶带



通过吸收了一定量蒸馏水的Enduracool™超细纤维冷却毛巾来提供水分和湿度。选择该毛巾是因为微纤维是一种温度调节技术，其水分释放速率与关于LAL支撑面的已发表研究相符^{17,18}。在实验室环境中，伤口渗出液以蒸馏水表示。尽管每种液体的特性明显不同，但该研究旨在证明性能差异，并且可以使用标准液体来完成。已有出版物对使用此方法表征敷料的水分处理能力进行了研究，并提供了比较基线¹²。

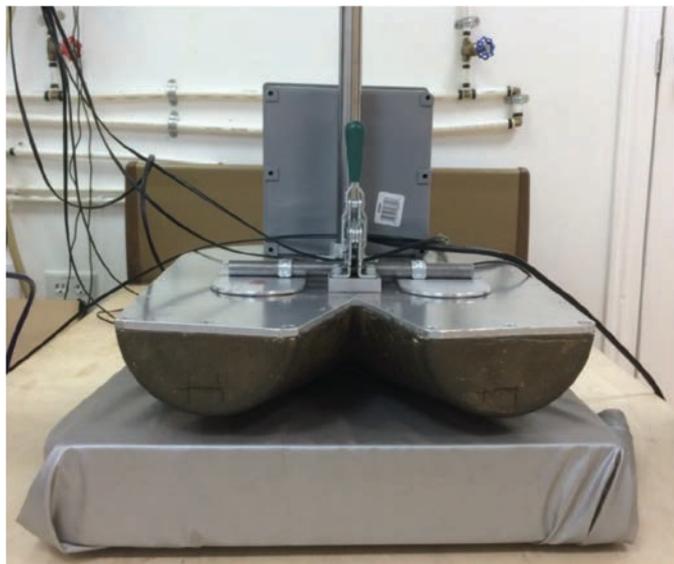
本研究使用的伤口模型不是高度渗出模型；而是水蒸气模型。该模型在一段时间内以受控方式将少量水分输送到敷料表面，以便研究人员可以确定水分是否吸附在敷料上或经由敷料渗出。测试敷料选自在欧盟和美国可方便获取且常用的多层敷料。代表性敷料列于表1中。

压头通过H形框架悬挂在垫子上，该H形框架围绕床架放置，并定位在床架的中点附近。垫子的中心位于压头下方，因此压头的坐骨结节区域位于距垫子后边缘 $10\text{-}15\text{ cm}$ 处 (图3)。压头设定为 37°C 。记录两组干燥Enduracool™毛巾的重量，然后向每个毛巾组中添加 $100\pm 1\text{ g}$ 蒸馏水，以便将 200 g 的水输送到敷料上。将每条毛巾折叠三分之二后放在压头内，使毛巾覆盖所有汗毛孔。将加热的重物放在毛巾上以促进水分的输送。

放置三个传感器，以感应从人造伤口区域逸出的水分 (图4)。修改传感器的位置，以适应每种敷料的大小。敷料居中位于开放汗毛孔的上方，并覆盖了所有三个传感器。敷料外的传感器与敷料下的传感器对齐 (图4)。降低压头，使其位于支撑面上，并将 $64\text{ lb}\pm 2.25\text{ lb}$ (略高于 $29\text{ kg}\pm$ 略高于 1 kg) 的全部负载转移到支撑面。第七个传感器用于测量环境温度和湿度。设置EK-H4 Viewer程序，从而在测试期间以30秒的间隔记录数据。

为了模拟压力释放或患者重新摆位，在 $3\text{小时}\pm 6\text{分钟}$ 时，将压头从支撑面升起45秒。在升起压头前五分钟 (在结果章节中认定为第175分钟) 进行读数，从而在压头和支撑面之间留出一定的气隙。将其从支撑面上完全悬挂起来，总共保持 $45\text{秒}\pm 10\text{秒}$ ，然后再下降到支撑面上实现完全负载，继续保持 $15\text{分钟}\pm 1\text{分钟}$ 。结果章节中的最终读数报告为196分钟。

图3. 置于垫子上的压头



在测试结束时，将压头升起，取出毛巾并称重。从压头和人工伤口上去除敷料，并记录其重量。记录干燥纸巾的重量，用该纸巾擦拭压头中残留的所有水分，并再次称重该纸巾。

在两次测试之间，压头可以在下一次测试之前回到稳定状态。加入蒸馏水，使毛巾和水重恢复为干毛巾加上 200 ± 1 g 蒸馏水的总重量。测试中使用了两个垫子和两个铺盖；在测试之间进行更换，允许其完全恢复至初始状态。每种敷料总共进行了三次测试。此外，还进行了三次测试，在不使用敷料的情况下，将压头在空中悬挂3小时16分钟，以便测量人造伤口的蒸气输出。

用毛巾的初始重量减去毛巾和纸巾的最终重量，以确定输送到系统中的蒸馏水总量。用敷料的最终重量减去敷料的初始重量，计算出敷料垫中吸收的水分。用毛巾的最终重量减去毛巾的起始重量，并加上使用纸巾从压头内部回收的水分，计算出系统产生的水蒸气量。用系统产生的水蒸气量减去敷料吸收的水分量，计算出敷料蒸发的水分量。计算出95% CI。

尽管在整个研究过程中人造伤口的大小恒定，但敷料的吸收垫从 41.8 cm^2 到 121 cm^2 不等（表1）。因此，计算出每个敷料吸收和蒸发的总水分。基于每 cm^2 计算水分的吸收量和蒸发量，以考虑敷料尺寸的差异并更准确地比较敷料性能。在175分钟以及整个测试过程中，通过计算每个数据点中敷料上方和下方数值之间的平均差值，获得敷料外或垫子表面与敷料内或患者侧之间的平均温度和湿度差值。

结果

该研究旨在研究四个方面，即测量：水分吸收量；通过外层蒸发的水分量；敷料下和敷料外的湿度以及两者之间的差异；敷料下和敷料外的温度以及两者之间的差异。

表2显示了每种敷料吸收的水分量。表中显示了每种敷料吸收的总水分和以 g/cm^2 为单位的的水分吸收量，以及平均值。SAF敷料组的范围为 $0.22-0.34 \text{ g}$ 。如果不考虑离群值

图4. 敷料和敷料上方传感器的放置



0.56 g ，则SAF敷料组的范围为 $0.24-0.39 \text{ g}$ 。参考敷料面积最小，吸收最少。七种研究敷料中有六种的范围为 $0.22-0.39 \text{ g}$ 。

表2和图5也显示了通过聚氨酯外层蒸发（散发或蒸发）的水分量。SAF敷料组的范围为 $3.9-5.4 \text{ g}$ ，相差 1.5 g ；而SAP敷料组的范围为 $3.4-4.1 \text{ g}$ ，相差仅为 0.7 g 。事实上，七种测试敷料中有六种互相之间的重量差在 0.7 g 以内（范围为 $3.4-4.1 \text{ g}$ ）。在95% CI时，敷料之间无显著差异。

在表2中，应注意，压头输送的水分总量为 5.9 g 。将吸收和蒸发水分相加后，发现所有敷料均未去除所有水分。

图5绘制了每种敷料吸收和蒸发的水分总量，单位为 gcm^2 。图6a和6b绘制了按吸收垫的尺寸升序排列的每 cm^2 吸收和蒸发的水分。随着敷料尺寸的增加，每 cm^2 吸收和逸出的水分似乎相应减少，因此较大吸收垫的表现更差。但是，较大敷料具有更大的水分吸收和蒸发区域，该图未针对伤口和敷料的尺寸进行标准化。

图7绘制了每个伤口区域中每 cm^2 蒸发的水分。即，通过使用标准伤口尺寸（压头中裸露孔的面积）和整个标准区域中的标准蒸气量对敷料进行比较。使用该方式进行比较时，根据其吸收面积，所有敷料的水分管理量几乎相同。

本研究还记录了敷料下和敷料外的湿度以及两者之间的差异。表3显示了敷料内和敷料外在175分钟（释放压力之前）和196分钟（在测试结束后重新施加压力15分钟之后）时的平均相对湿度百分比，以及敷料内和敷料外湿度之间的差异（按敷料和分组）。在175分钟时，敷料外的所有湿度读数均高于环境温度（50%），表明在整个聚氨酯背衬上都存在有效的散发作用。SAF敷料组的敷料内外平均湿度均高于SAP敷料组，但两组敷料的内外湿度差异相似，分别为11.4%和12.2%。参考敷料的内外湿度均更高，仅相差3.8%（表3和图8）。在196分钟时，SAF敷料组的敷料内外平均湿度高于SAP敷料组，但SAF敷料组的内外湿度差异更大。参考敷料的内外湿度差异很小（表3）。根据图8中的误差线，在95% CI时，敷料之间并无显著差异。

表2. 每种敷料的吸收垫吸收和蒸发的水分总量g和g/cm²，以及SAF和SAP的平均值

	吸收		蒸发		总计 (g)
	整个敷料 (g)	g/cm ²	整个敷料 (g)	g/cm ²	
SAF 敷料					
Mepilex® Border	0.22	0.0018	4.0	0.0332	4.23
ALLEVYN Life	0.29	0.0050	5.4	0.0926	5.64
Biatain® Silicone	0.34	0.0047	3.9	0.0537	4.22
平均 SAF	0.28	0.0038	4.4	0.0598	4.70
SAP敷料					
Vliwasorb® Adhesive	0.39	0.0058	3.7	0.0562	4.12
Cutimed® Sorbion® Sachet Border	0.56	0.0056	4.1	0.0410	4.66
RespoSorb® Silicone	0.31	0.0028	3.4	0.0307	3.70
RespoSorb® Silicone Border	0.24	0.0048	3.4	0.0697	3.64
平均 SAP	0.37	0.0048	3.7	0.0495	4.10
控制/参考点					
Cosmopor® E Sterile	0.04	0.0009	4.3	0.1027	4.30

本研究还记录了敷料下和敷料外的温度以及两者之间的差异。在175分钟时，SAF敷料组、SAP敷料组和参考敷料的平均温度差异都在0.9°C之内。SAF和SAP敷料组的敷料内外温度差异大于参考敷料（表4和图9）。在196分钟时，SAF和SAP敷料组的内外平均温度差异都在0.2°C之内。参考敷料仅略低于两组（表4和图10）。在196分钟时，敷料内外的温度范围为33.1-34.3°C。敷料内外的温差范围为0.4-0.8°C。阴性对照的温差仅为0.2°C。在95% CI时，敷料之间并无显著差异。

讨论

本研究通过比较特定时间点的结果并跨时间取平均值，来测量实验室环境中敷料的相对性能。与患者正常使用敷料的时间相比，3小时以上的测试时间很短，但该测试为敷料在较长时间内的相对表现提供了提示。

该方法测试了敷料如何处理低水平稳定渗出蒸汽中的水分。当在第2、3或4阶段伤口处出现皮层损伤时，水蒸气逸出

图5. 每cm²吸收和蒸发的水分量，显示出95% CI

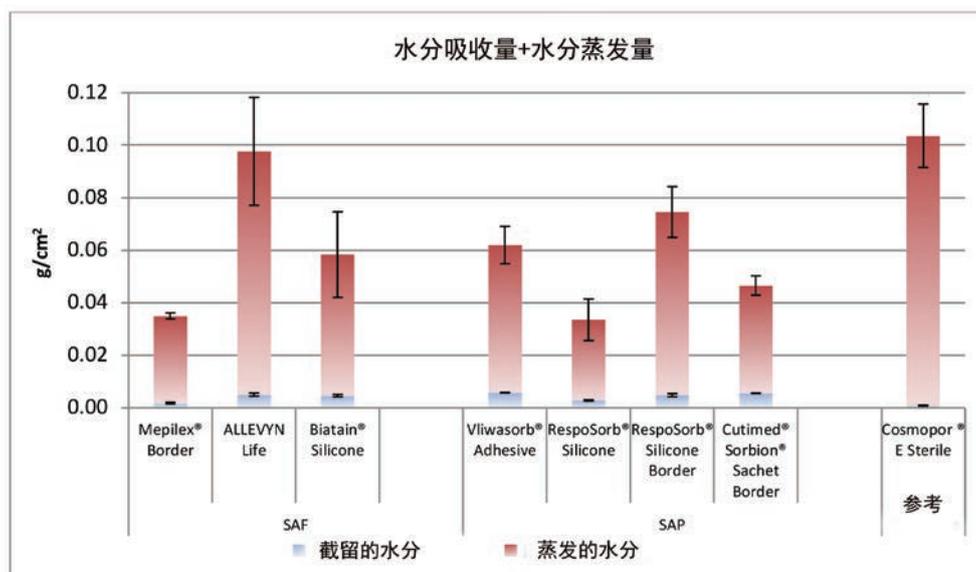
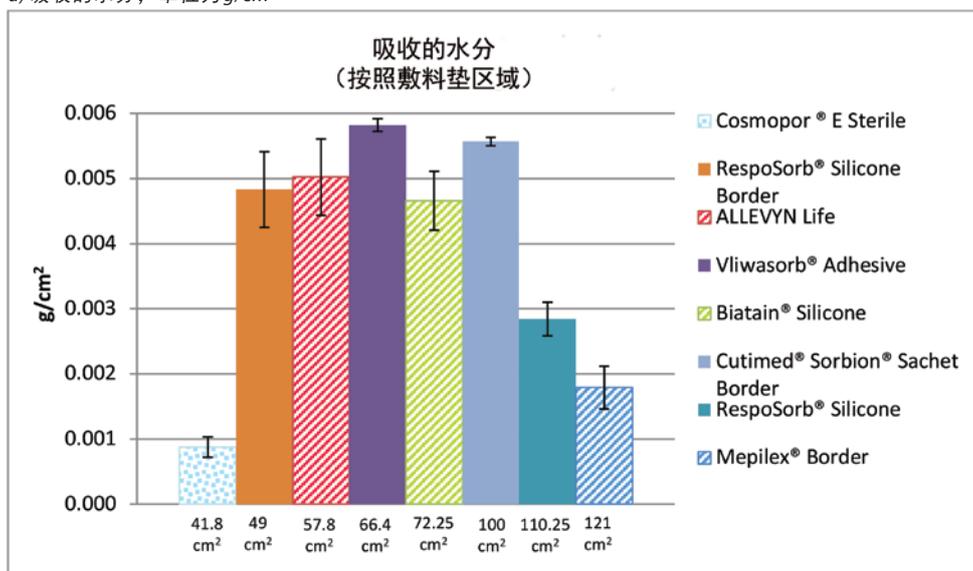


图6. 敷料垫区域a) 吸收的水分和b) 蒸发的水分 (在X轴上以 cm^2 表示)。结果按吸收垫和敷料尺寸的升序排列。
SAF敷料为条纹图;
SAP敷料为实心图;
参考敷料为蓝色斑点图。

a) 吸收的水分, 单位为 g/cm^2



b) Moisture evaporated in g/cm^2 .

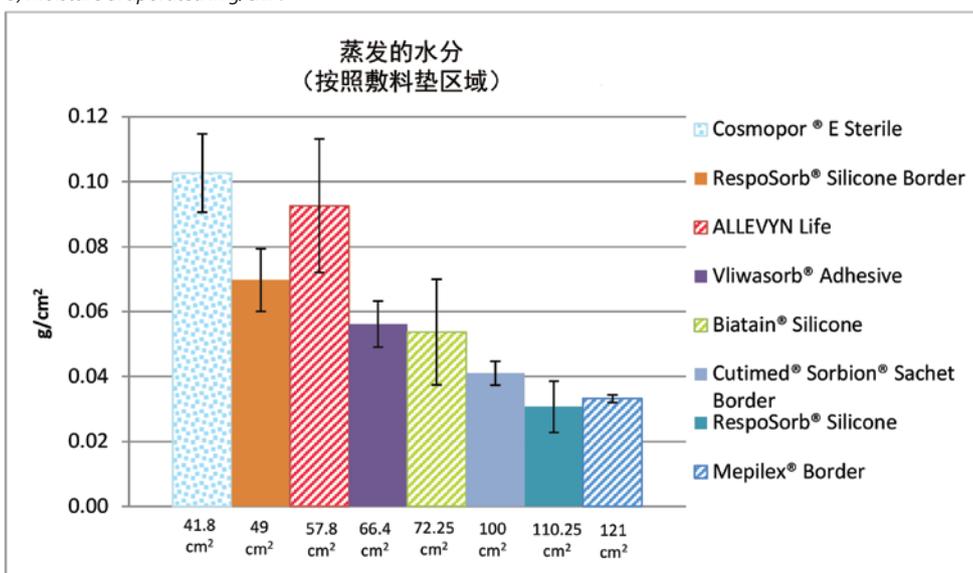


图7. 按吸收垫区域大小排列的每种敷料蒸发的水分。
SAF敷料为条纹图;
SAP敷料为实心图;
参考敷料为蓝色斑点图。

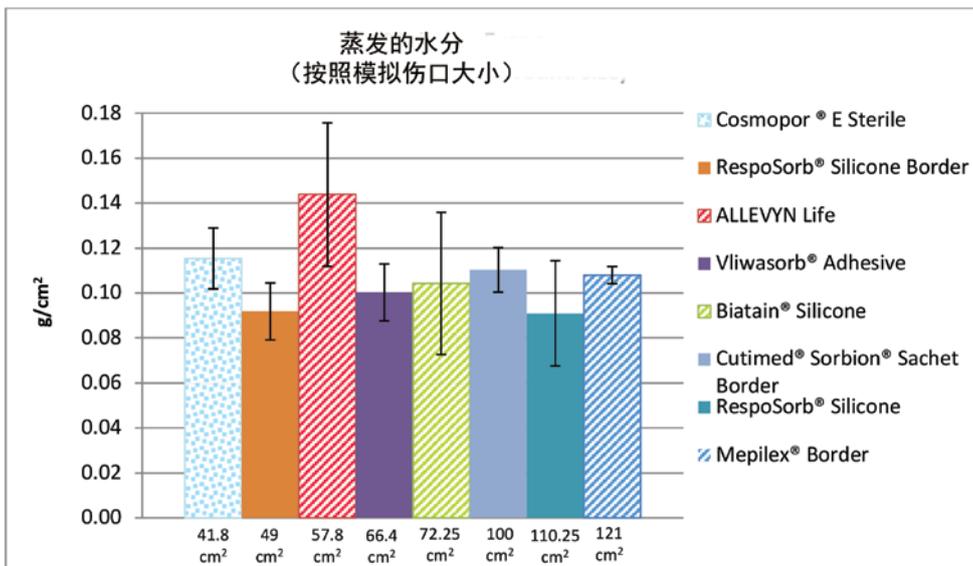


表3. 175分钟和196分钟时的平均相对湿度百分比

	175分钟时的RH			196分钟时的RH		
	敷料下	敷料外	差异	敷料下	敷料外	差异
Mepilex Border	86.6	73.8	12.8	82.9	67.7	15.2
ALLEVYN Life	84.1	75.2	8.9	79.8	68.6	11.2
Biatain Silicone	83.5	71	12.5	79.2	66.2	14
SAF平均值	84.7	73.3	11.4	80.6	67.2	13.5
Vliwasorb Adhesive	80.8	63.1	17.7	76	58.2	17.7
RespoSorb Silicone	81.1	72.8	8.3	77.7	69	8.7
RespoSorb Silicone Border	79.2	70	9.2	76.3	65.5	10.8
Cutimed	76.4	63	13.4	71.9	58.2	13.7
SAP平均值	79.4	67.2	12.2	75.5	62.7	11.7
Cosmopor (参考)	90.5	86.7	3.8	87.6	83.4	4.2

节也会受到损害，从而增加了敷料必须处理的水分量。总蒸气会损害皮层，因此在评价敷料时也必须予以考虑^{6,19}。

不出所料，在大多数类别中，更先进的SAF和SAP敷料均优于控制/参考点的基本岛型敷料。

水分吸收量和水分蒸发量

SAF和SAP敷料组的水分吸收量均明显高于参考敷料，这表明它们的聚合物材料吸收并锁住了水分，并阻止了水分迁移到伤口周围皮肤或伤口床。七种先进敷料中有六种的吸收量在0.24-0.39 g之间，另有一个离群值为0.56 g。敷料应吸收足

够的水分以防止伤口床浸软，但不能使其干燥。为了使伤口干燥，敷料必须吸收并散发提供给它的所有水分。测试敷料均未出现该情况，因此表2中每种敷料的总水分不等于压头输送的5.9 g总水分。根据上述结果可知，SAF和SAP敷料擅长吸收水分，同时不会使中等渗出量的测试装置中的伤口干燥。ALLEVYN Life吸收和蒸发的水分最接近所提供的液体量。

对所有敷料输送的水分量相同。最小的敷料吸收的水分最少，蒸发的水分最多；这是预料之中的情况，因为伤口的大小在整个过程中保持恒定，对于较大的敷料而言，输送水分

图8. 按95% CI条形图绘制的175分钟时的相对湿度百分比

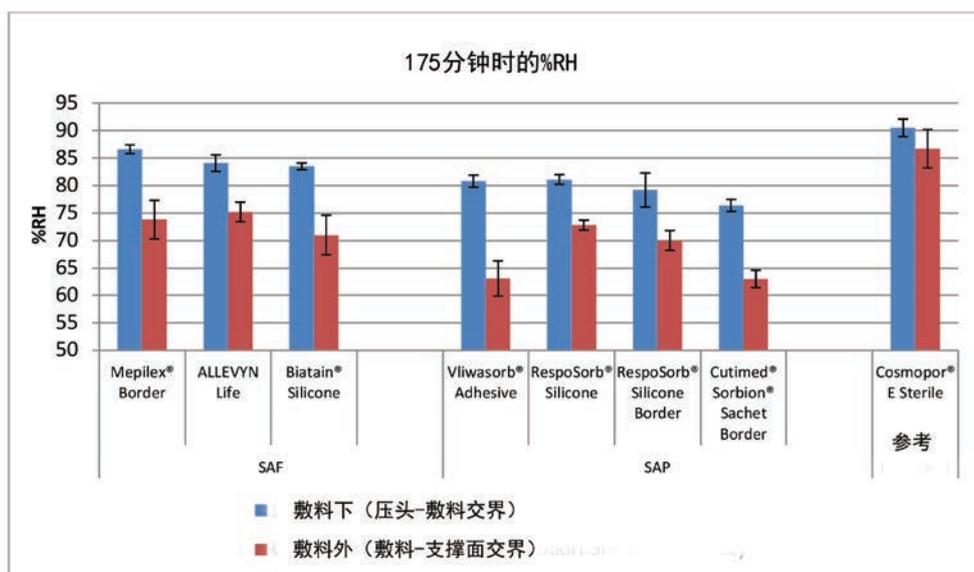


表4. 175分钟和196分钟时的平均温度

	175分钟时的温度			196分钟时的温度		
	敷料下	敷料外	差异	敷料下	敷料外	差异
Mepilex Border	38.9	33.7	0.2	33.5	33.1	0.4
ALLEVYN Life	34.2	33.8	0.4	33.9	33.2	0.6
Biatain Silicone	34.1	33.8	0.4	33.9	33.4	0.6
SAF平均值	34.1	33.8	0.3	33.8	33.2	0.5
Vliwasorb Adhesive	34.6	34.4	0.2	34.3	33.9	0.4
RespoSorb Silicone	34.3	33.9	0.3	33.7	33.1	0.6
RespoSorb Silicone Border	34.3	33.7	0.6	33.9	33.1	0.8
Cutimed	34.6	33.2	0.4	34.1	33.6	0.5
SAP平均值	34.5	34.1	0.4	34	33.4	0.6
Cosmopor (参考)	33.6	33.4	0.1	33	32.8	0.2

图9. 按95% CI条形图绘制的175分钟时的平均温度

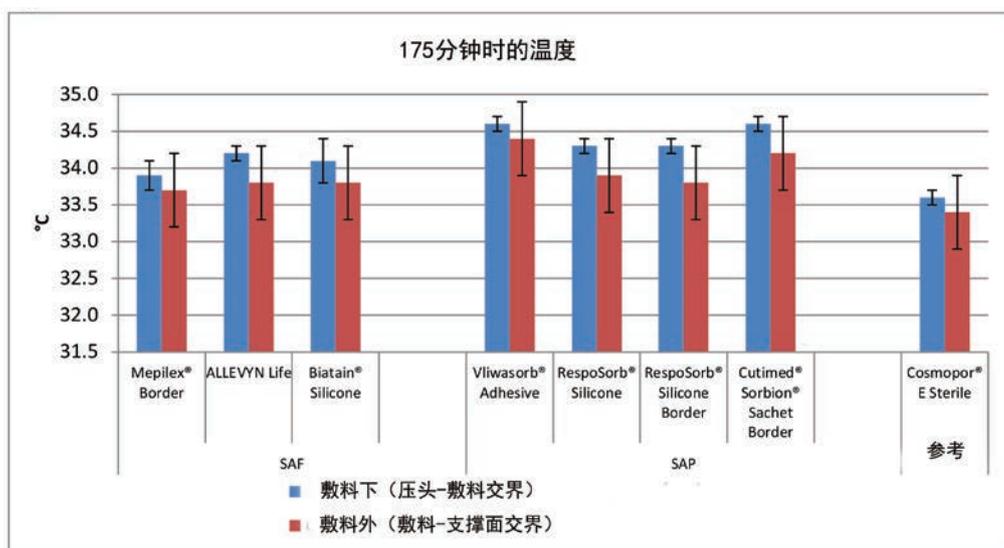


图10. 按95% CI条形图绘制的196分钟时的平均温度

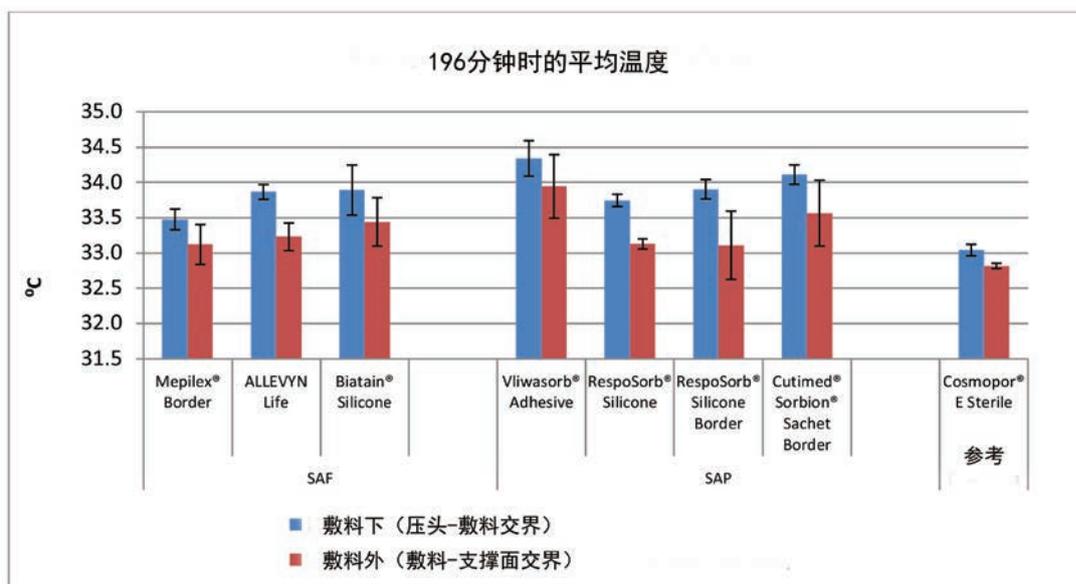
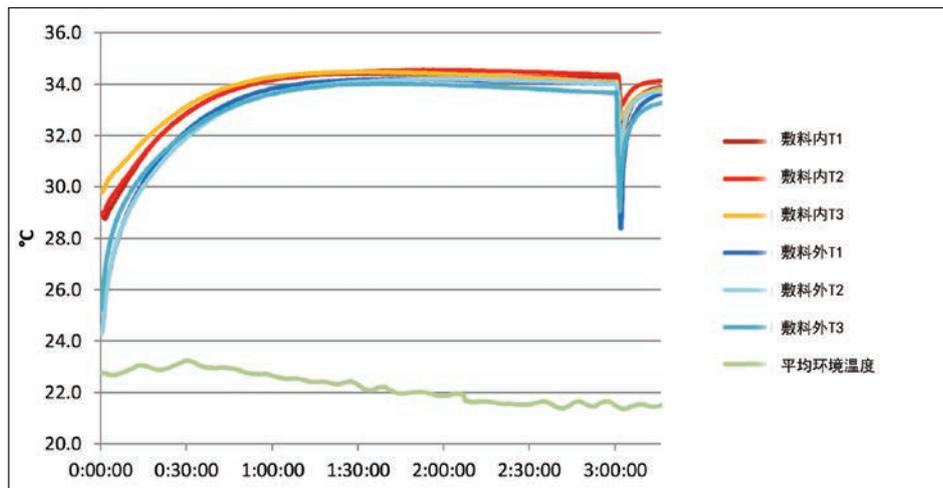
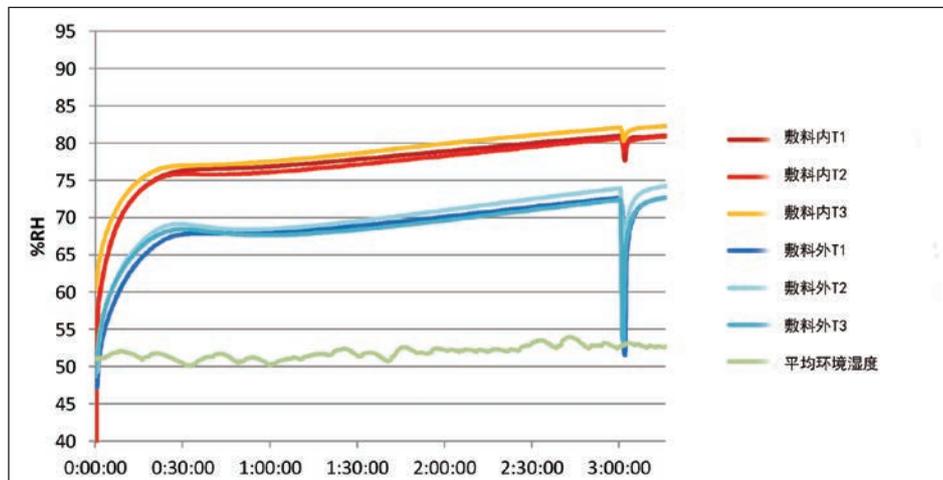


图11. RespoSorb® Silicone的测试轨迹，作为测试期间a) 温度和b) 湿度示例

a) 温度轨迹



b) 湿度轨迹



的人造伤口面积与蒸发水分的可用敷料面积之比明显更大。较大的敷料能够吸收和保留更多的水分，并且聚合物能够锁住该水分，使其无法（也并未）逸出。较大的敷料还会使水分散布并扩散到更大的区域。

在95% CI时，SAF敷料组、SAP敷料组和参考敷料中，从伤口区域蒸发或散发的液体量无显著差异（图7）。当基于输送的水分和吸收垫面积，以g/cm²为单位绘制蒸发的水分时，先进敷料的情况非常相似（图7）。敷料的不同尺寸会影响效果。但是，当以g/cm²表示结果来比较各种尺寸的敷料时，差异很小。这使得数据解释更加困难。

本测试的执行与其他测试（某些已发表和某些未发表）一致，在这些测试中，先进敷料之间的水分处理差异显著^{6,12}。这激励了制造商改进其产品以及敷料中使用的聚合物和透气性背衬，这可能会使敷料结构更加均匀，并且所测试敷料之间的处理能力明显相似。

湿度和温度

临床和实验室研究尚未确定最佳微气候条件的特定温度和湿度值。相对于患者个体的正常皮下或真皮身体状况以及外界

环境，期望敷料使伤口床保持适度的温暖和湿润，而不是太湿或太干、太热或太冷。较高的湿度和水分含量可能会对伤口环境造成不利影响，因为它们会削弱完整的皮肤¹。SC在环境湿度为40-60%时处于平衡水合作用状态，但在湿度超过60%时，吸水率会大幅增加²⁰⁻²²。Wildnauer的结果表明，60%以上的相对湿度对降低SC内部的内聚力影响最大²³。

在175分钟时，所有敷料的相对湿度均高于敷料下的75%相对湿度，SAF敷料的相对湿度为83.5-86.6%，SAP敷料的相对湿度为76.4-81.1%。将上述值视为潮湿是合理的。内部湿度较高的敷料（SAF敷料组和参考敷料为90.5%）可能是导致伤口床或伤口周围水分过多的原因。在175分钟时，预计所有敷料的敷料外湿度读数也低于敷料内。敷料外的所有湿度均高于环境湿度，表明聚氨酯背衬确实蒸发或散发了液体。敷料下的相对湿度和敷料垫吸收的水分之间也存在相关性。敷料垫吸收的较低水分与敷料下的较高湿度相关（Pearson相关系数=-0.83）。

在176分钟时完全释放压力，使压头和测试敷料悬于空中，并允许与环境进行热量和水分交换。图11显示了RespoSorb® Silicone在整个196分钟测试期间的结果图。这说明了观察到

所有敷料的路径相似。在数据收集初期，温度和湿度上升，然后温度最终稳定，而湿度继续上升。当升起压头进行45秒的压力释放后，两个值均急剧下降，然后升高或接近提升前的水平。令人印象深刻的是，压力释放可以迅速对热量和水分产生可测量且显著的影响，这证明了频繁进行位置变换的好处不仅是解决压力和剪切力问题。压力释放提升后的15分钟（即196分钟），所有湿度水平均高于70%，其中参考敷料的湿度最高，达到87.6%。相比于截留在敷料中，湿气似乎更容易逸出，因为在提升压头的15分钟内，所有值都返回到175分钟的水平。

由于敷料外温度低于敷料内温度，这说明两个敷料组都能使伤口床保持相对温暖。这有助于伤口愈合，因为所有伤口温度均在建议的33-35°C范围内⁷。Yusuf等人²⁴报告称，皮肤温差仅需达到0.3°C即可预测压疮。尽管此测量不在伤口床上进行，但确实表明皮肤温度的微小差异可能导致损伤。上述敷料的内部温差范围为175分钟的1°C至196分钟的0.8°C，因此这些范围可能会引发问题。尽管Yusuf的研究没有证明因果关系，但我们需要意识到温度可能会对组织完整性产生影响。

温差具有累积性。压力释放后温度下降的速率可能会影响这种累积。随着时间的推移，累积的细微差异会产生很大的差异。在175分钟和196分钟时，敷料温度降幅最大的两种敷料均为RespoSorb®敷料。

局限性

为了更准确地检查敷料在常规使用情况下的性能，有必要对重度渗出的伤口模型进行研究，而不仅是对蒸气渗出的完整皮肤模型进行研究。

结论

本项体外研究得出的结论是，SAF敷料和SAP敷料在保持伤口床层的温暖和湿润微气候以促进伤口愈合方面同等有效。与其他基本敷料相比，每cm²的该敷料可吸收更多的水分，并且蒸发或散发更多的水分。与不含泡沫层的SAP敷料相比，SAF敷料中的泡沫层并未改善伤口床的微气候条件。SAF和SAP敷料都不会像术语“超吸收性”所暗示的那样使伤口床干燥。研究还表明，周期性的压力释放显著降低了伤口床处的温度和湿度，这不仅增强了敷料的功能，还可以促进伤口愈合。

利益冲突

作者声明没有利益冲突。

资助

本研究由RespoSorb® Silicone和RespoSorb® Silicone Border的制造商Paul Hartmann AG, Heidenheim, Germany提供资金。

参考文献

1. Woo KY, Beeckman D, Chakravarthy D. Management of moisture-associated skin damage: a scoping review. *Adv Skin Wound Care* 2017;30(11):494-501.
2. Seaman S. Dressing selection in chronic wound management. *J Am Podiatr Med Assoc* 2002;92(1):24-33.
3. Winter GD, Scales JT. Effect of air drying and dressings on the surface of a wound. *Nature* 1963;197:91-2.
4. Rippon MG, Ousey K, Cutting KF. Wound healing and hyper-hydration: a counterintuitive model. *J Wound Care* 2016;25(2):68, 70-5.

5. World Union of Wound Healing Societies. Wound exudate: effective assessment and management: WUWHS consensus document. London (UK): Wounds International; 2019.
6. Kottner J, Black J, Call E, Gefen A, Santamaria N. Microclimate: a critical review in the context of pressure ulcer prevention. *Clin Biomech*;2018;59:62-70.
7. Dini V, Salvo P, Janowska A, Di Francesco F, Barbini A, Romanelli M. Correlation between wound temperature obtained with an infrared camera and clinical wound bed score in venous leg ulcers. *Wounds* 2015;27(10):274-8.
8. Salvo P, Dini V, Kirchhain A, Janowska A, Oranges T, Chiricozzi A, et al. Sensors and biosensors for C-reactive protein, temperature and pH, and their applications for monitoring wound healing: a review. *Sensors*;2017;17(12).
9. Woo KY, Sibbald RG. The ABCs of skin care for wound care clinicians: dermatitis and eczema. *Adv Skin Wound Care* 2009;22(5):230-6; quiz 7-8.
10. Bolton LL, Johnson CL, van Rijswijk L. Occlusive dressings: therapeutic agents and effects on drug delivery. *Clin Dermatol* 1992;9.
11. European Standards. Test methods for primary wound dressings. Part 1: aspects of absorbency. Brussels (Belgium): European Committee for Standardization; 2002.
12. Call E, Pedersen J, Bill B, Oberg C, Ferguson-Pell M. Microclimate impact of prophylactic dressings using in vitro body analog method. *Wounds* 2013;25(4):94-103.
13. ISO. ISO 554:1976E Standard atmospheres for conditioning and/or testing: specifications. Geneva (Switzerland): International Organization for Standardization; 1976.
14. Ferguson-Pell M, Hirose H, Nicholson G, Call E. Thermodynamic rigid cushion loading indenter: a buttock-shaped temperature and humidity measurement system for cushioning surfaces under anatomical compression conditions. *J Rehabil Res Dev* 2009;46(7):945-56.
15. Call E, Pedersen J, Bill B, Black J, Alves P, Brindle CT, et al. Enhancing pressure ulcer prevention using wound dressings: what are the modes of action? *Int Wound J* 2015;12(4):408-13.
16. ANSI/RESNA. ANSI/RESNA SS-1-2019 for support surfaces volume 1: requirements and test methods for full body support surfaces. Arlington (USA): Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America; 2019.
17. Figliola RS. A proposed method for quantifying low-air-loss mattress performance by moisture transport. *Ostomy Wound Manage* 2003;49(1):32-42.
18. Reger SI, Adams TC, Maklebust JA, Sahgal V. Validation test for climate control on air-loss supports. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(5):597-603.
19. Phipps L, Gray M, Call E. Time of onset to changes in skin condition during exposure to synthetic urine: a prospective study. *J Wound Ostomy Continence Nurs* 2019;46(4):315-20.
20. Imhof RE, De Jesus ME, Xiao P, Ciorte LI, Berg EP. Closed-chamber transepidermal water loss measurement: microclimate, calibration and performance. *Int J Cosmet Sci* 2009;31(2):97-118.
21. Li X, Johnson R, Kasting GB. On the variation of water diffusion coefficient in stratum corneum with water content. *J Pharm Sci* 2016;105(3):1141-7.
22. Petrofsky JS, Berk L, Alshammari F, Lee H, Hamdan A, Yim JE, et al. The interrelationship between air temperature and humidity as applied locally to the skin: the resultant response on skin temperature and blood flow with age differences. *Med Sci Monit* 2012;18(4):CR201-8.
23. Wildnauer RH, Bothwell JW, Douglass AB. Stratum corneum biomechanical properties: I. Influence of relative humidity on normal and extracted human stratum corneum. *J Investig Dermatol* 1971;56(1):72-8.
24. Yusuf S, Okuwa M, Shigeta Y, Dai M, Iuchi T, Rahman S, et al. Microclimate and development of pressure ulcers and superficial skin changes. *Int Wound J* 2015;12(1):40-6.