压力性溃疡与敷料：有限元模型边界条件的应变敏感度分析

Nolwenn Fougeron [1]、Isabelle Rivals [2,3]、Nathanaël Connesson [1]、Grégory Chagnon [1]、Thierry Alonso [1]、Laurent Pasquinet [4]、Stéphane Auguste [4]、Antoine Perrier [1,5] 和 Yohan Payan [1]

[1] TIMC-IMAG实验室，格勒诺布尔-阿尔卑斯大学，法国国家科学研究中心，UMR 5525，VetAgro Sup，格勒诺布尔国立理工学院，TIMC，38000 格勒诺布尔，法国[2] UMR8256生物适应与衰老研究组，索邦大学，法国国家健康与医学研究院，UMRS1158，实验与临床呼吸神经生理学，75013 巴黎，法国[3] 应用统计团队，巴黎高等工业物理化学学院，巴黎文理研究大学，UMRS1158，75005 巴黎，法国[4] Urgo研究、创新与开发，21300 舍诺夫，法国[5] 青少年医学科，索邦大学医学院，巴黎公立医院集团（APHP），糖尿病科，皮提耶-萨尔佩特里埃医院，75013 巴黎，法国

摘要： 近期，Urgo RID 提出了一种新型双层敷料，以缩短压力性溃疡（PU）的愈合时间。此前发表的研究已对这种敷料进行了数值评估。本研究评估了敷料局部几何形状、伤口内纱布施加的压力、伤口深度及床垫刚度等建模参数对最大剪切应变的影响，并对这四个参数进行了敏感性分析。在所有实验中，格林–拉格朗日最大剪切应变的平均值为 0.29。就应变为 0.3 的组织体积而言，纱布压力解释了 60% 的模型响应，而伤口深度解释了 28%。床垫的影响显著但较小，敷料局部几何形状则没有显著影响。正如预期，伤口深度是影响最大的参数之一。纱布的影响比预期更显著，这可能是因为本研究选取的数值范围较大。研究结果仍需在更多受试者中验证，但已表明纱布可能是一个不可忽视的参数。在临床实践中使用纱布时也应谨慎，因为它可能对软组织应变产生正面或负面影响，且影响可能取决于伤口深度。

关键词： 有限元分析；压力性溃疡；敷料；软组织；内部应变；敏感性分析

引文： Fougeron, N.; Rivals, I.; Connesson, N.; Chagnon, G.; Alonso, T.; Pasquinet, L.; Auguste, S.; Perrier, A.; Payan, Y. 压力性溃疡与敷料：有限元模型边界条件的应变敏感性分析。生物力学 2023, *3*, 1–12. https://doi.org/10.3390/biomechanics3010001

1. 引言

压力性溃疡（PU）是皮肤及其下方组织的损伤，是医疗保健中常见的不良事件。例如，在重症监护病房中，压力性溃疡的患病率接近 27% [1]。在任何医疗保健机构中，老年患者、脊髓损伤患者或患有合并症的患者发生压力性溃疡的风险都会增加 [2]。压力性溃疡会严重影响患者的生活质量，包括延长住院时间、导致社会隔离以及引发疼痛 [3,4]。

压力性溃疡是局部伤口，在有害的外部载荷作用后会在软组织中扩展。其严重程度分为1期（轻度伤口）至4期（最严重的伤口）。短时间（几分钟）但强度较大的载荷作用足以导致压力性溃疡，而较小的载荷持续作用较长时间（2至4小时）也可能导致这类伤口 [5]。压力性溃疡的成因是多方面的，但作用于组织的机械载荷被认为在其发生过程中起着重要作用。施加于皮肤表面的压力或剪切载荷可能导致显著的内部应变 [6]。应变，尤其是格林–拉格朗日最大剪切应变，被认为是压力性溃疡发生的一种机械生物标志物 [7]。当这些应变超过细胞的变形能力时，通常在骨性隆起下方，最终会导致细胞死亡和伤口形成 [7–9]。骶骨是人体最常受影响的部位。在这种情况下，治疗压力性溃疡的推荐方法是减轻受损组织承受的载荷，但持续做到这一点可能十分困难，尤其是在存在多个压力性溃疡时。敷料是用于促进压力性溃疡愈合过程的常见医疗器械，临床医生可选择的产品种类繁多。然而，压力性溃疡的平均愈合时间估计为3周，有时可能超过10周 [10]。近期，Urgo RID 开发了一种新型敷料概念，旨在

通过减少内部应变来促进压力性溃疡的愈合。这种敷料由两层组成，第一层是经典的 Urgo Start Plus Border 敷料，第二层则是卸载材料。该材料被切割成孔穴；当暂时无法完全卸载压力性溃疡时，可移除伤口下方的孔穴，将载荷转移到伤口区域之外。此前已研究过这种敷料缓解软组织受压的能力 [11]；然而，关于敷料的使用仍存在疑问。敷料在不同伤口深度、移除不同数量孔穴或使用不同床垫刚度时的效果仍有待评估。此外，尚未研究敷料与纱布的相互作用；纱布有时会放置在伤口内，以吸收部分渗出液。

有限元建模是计算软组织内部应变的常用方法。Ceelen 等人 [12] 提出并在大鼠模型上验证了这一方法，用于估算 Green–Lagrange 最大剪切应变。然而，文献中提出的骶骨区域模型寥寥无几 [13]。这些模型主要用于计算无压力性溃疡情况下软组织中的内部和外部应力。一些研究还采用有限元建模方法评估心血管领域的穿透性溃疡 [14], ，但针对皮肤或脂肪组织等软组织中的压力性溃疡，相关研究仍然很少。据作者所知，Amit Gefen 所在的研究团队（特拉维夫大学）是唯一提出带有 4期压力性溃疡的受损组织有限元模型的团队。作者表明，添加多层敷料可降低伤口周围的内部和外部应力。该团队还开展了其他几项研究，对采用不同敷料或床垫的骶骨区域有限元模型进行了比较分析。他们比较了采用不同材料参数的硅酮泡沫敷料，并表明敷料各向异性有助于降低内部和外部应力 [15]。在另一项研究中，该团队的作者表明，床垫刚度增加会导致内部应力增大 [16]。他们还研究了不同的软质纤维素绒芯敷料，设定了两种床垫条件和两种敷料湿气状态。不同敷料之间差异不大，但床垫越软，效果越好 [17,18]。这些研究为了解边界条件的变化如何影响软组织的响应，以及可能如何影响压力性溃疡的发生或扩展，提供了有益见解。然而，此前的研究均未报告对所研究参数相对重要性的统计分析 [19]。此外，伤口内的纱布仍未纳入建模。

本研究旨在评估敷料几何形状、床垫刚度、纱布的使用以及压力性溃疡深度对伤口周围软组织最大剪切应变的相对影响。研究采用此前建立的骶骨区域参数化模型，对这四个参数进行了敏感性分析。

2. 材料与方法

2.1. 参考有限元模型

为缩短计算时间，本研究采用了参数化方法。模型由若干层组成：皮肤、脂肪组织、两层敷料以及床垫。皮肤和脂肪组织的厚度分别设为 1.30 mm 和 22.30 mm [19,20]。为模拟骶骨正中嵴上的骨性隆起，以部分球体近似骶骨几何形状的压痕，并在其上方设置椭球体积。因此，骨性隆起下方的脂肪组织厚度减至 13.30 mm。骶骨被设为刚体，控制节点位于该区域中心。模型中加入了从 2 期至 3 期的压力性溃疡，并在后文设定不同深度，半径则设为 15.00 mm。敷料由两层构成，分别称为敷料层1和敷料层 2（图1）。敷料层1是切割成孔穴状、与床垫接触的减压材料；敷料层 2 是与皮肤接触的 UrgoStart Plus Border敷料。两层均建模为半径 125.00 mm 的圆柱层。敷料层 2 的厚度设为 3.50 mm，敷料层1的厚度设为 5.20 mm。模型中加入了一张高度为 50.00 mm 的床垫。模型直径为 250.00 mm，以避免伤口区域出现边界效应。模型还考虑了矢状面的对称性，因此模拟时仅使用模型的一半（图2）。所有部件均采用 SOLID185 线性六面体单元进行网格划分，并通过 ANSYS APDL（ANSYS 2020 R2 软件，ANSYS Inc.，美国宾夕法尼亚州坎农斯堡）对软组织采用混合压力-位移公式。模型最多由 6088 个单元组成。

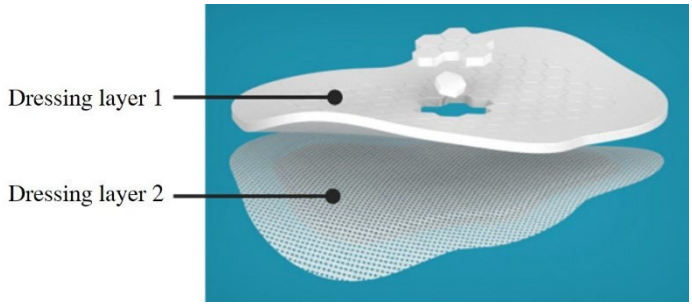


图 1. Urgo RID 开发的新型敷料设计。

敷料层之间采用绑定约束。软组织各层之间以及皮肤与敷料层 2 之间也采用了绑定约束。敷料层 2 与床垫之间的摩擦系数设为 0.62。该数值根据 Urgo RID 开展的摩擦试验计算得出。将敷料粘在校准砝码上，并放置在铺有临床床单的刚性板上。逐渐增大的力施加于连接敷料的缆绳上。摩擦系数为拉动敷料和校准砝码所需的力之比。皮肤与床垫之间的摩擦系数设为 0.43 [20]。如图2a所示，骶骨区域的控制节点受到 217 N 的垂直力。考虑到模型的对称性，这相当于一名体重 94 kg 的受试者体重的 47% [21]。床垫底部节点的位置被固定。使用 ANSYS 进行准静态分析，采用隐式算法。

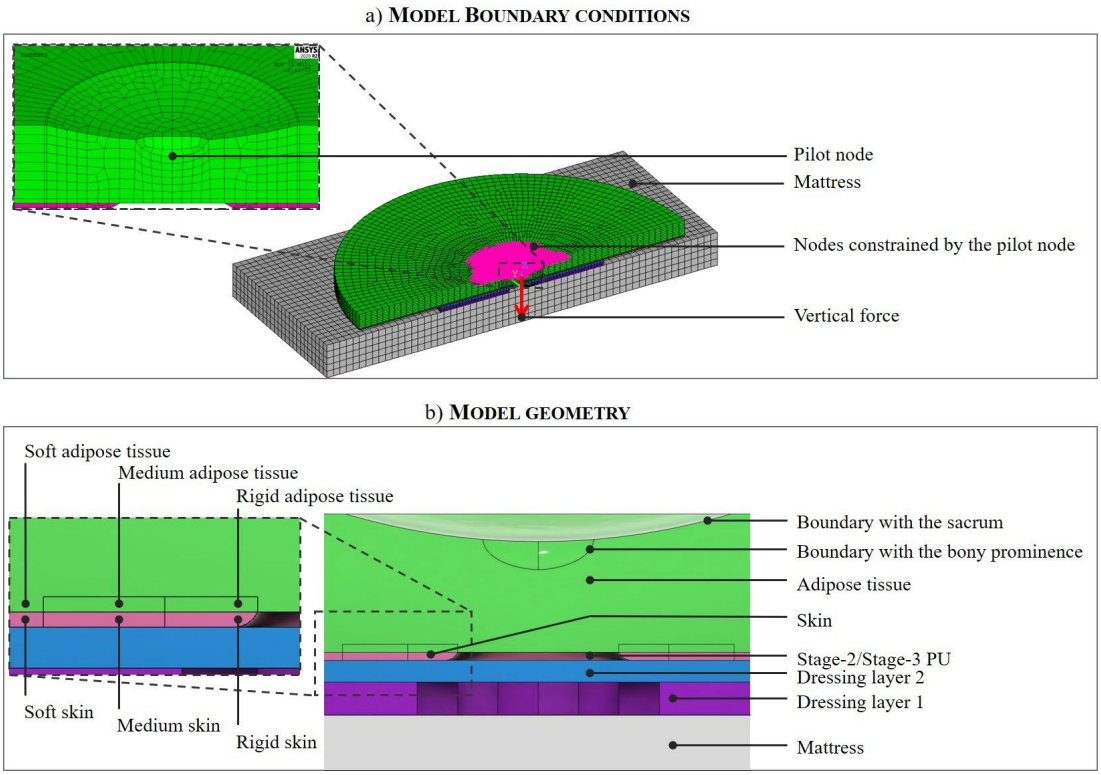


图2. 模型几何与边界条件。

软组织采用非线性超弹性各向同性本构方程进行建模。具体而言，皮肤采用 Isihara 等人提出的定律进行建模 [22]。利用 Ni Annaidh 等人的数据，通过曲线拟合法优化材料参数 [23]。脂肪组织采用 Yeoh 提出的方程进行建模 [24]，参数则根据 Sommer 等人的数据拟合得到 [25]。如 Fougeron 等人所述，在伤口区域附近提高软组织刚度，以反映压力性溃疡周围组织的硬化情况 [11]，。不同组织的本构方程如下：

$$W = \sum_{i=1}^{n} C_{i0}(\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^{n} \frac{1}{d_k}(J-1)^{2k}$$

$$d_1 = d_2 = d_3 = \frac{3(1-2\nu)}{2C_{10}(1+\nu)}$$

其中，W为应变能密度函数，C_{i0} 为材料参数，I_1为右柯西–格林变形张量的第一偏量不变量，J为变形梯度的雅可比行列式，d_k 为用泊松比 ν 表示的近似不可压缩性参数，计算公式由 Mott 等人给出 [26]。对于皮肤，索引i和k的取值范围为 1 至 3；对于脂肪组织，取值范围为 1 至 2。如图2所示，软组织硬化通过将皮肤和脂肪组织的C_{10}参数分别乘以系数 1.0、1.5 和 2.0 来表示，对应软区、中等硬度区和硬区。

泊松比设为 0.4999，以考虑软组织近似不可压缩的特性。敷料层 2采用线弹性正交各向异性材料建模，而层 1定义为可压缩材料，并采用 Blatz–Ko本构方程进行建模 [27]。

$$W = \frac{\mu}{2}\left(\frac{I_2}{I_3} + \sqrt{I_3} - 5\right)$$

其中，I_2 和 I_3 分别为右柯西–格林变形张量的第二和第三不变量，μ为初始剪切模量。

敷料层1的初始剪切模量μ和敷料层 2的杨氏模量根据压缩和拉伸试验计算得出。根据文献数据，敷料层 2的泊松比设为0.2560。床垫被建模为线弹性各向同性材料，泊松比为0.3000，参考杨氏模量E为0.23兆帕。材料参数详见表1。参考模型的更多细节见Fougeron等人[11]。

表 1. 模型各组成部分的材料参数。

组成部分	C_{10} (兆帕)	C_{20} (兆帕)	C_{30} (兆帕)	μ (兆帕)	E_X (兆帕)	E_Y (兆帕)	E_Z (兆帕)	d_1 (兆帕$^{-1}$)	ν
脂肪组织	1.3×10^{-4}	0.0	12.2×10^{-3}	-	-	-	-	1.6	0.4999
Skin	2.7×10^{-1}	1.9	-	-	-	-	-	-	0.4999
敷料层1	-	-	-	1.0×10^{-3}	-	-	-	-	-
敷料层 2	-	-	-	-	4.4	1.8	2.6×10^{-2}	-	0.2560
床垫	-	-	-	-	2.3×10^{-1}	-	-	-	0.3000

2.2. 敏感性分析

提取主伸长 λ_1, λ_2 和 λ_3，以计算 Green–Lagrange 主应变（公式 (4)）。最大剪切应变 E_{shear} 的计算方法详见公式 (5)。

$$E_i = \frac{1}{2}(\lambda_i{}^2 - 1), i \in [1, 2, 3]$$

$$E_{shear} = \frac{1}{2}\max(|E_1 - E_2|, |E_2 - E_3|, |E_3 - E_1|)$$

Green–Lagrange 最大剪切应变被认为是研究压力性溃疡（PU）[7]发生和发展的潜在力学生物标志物。在本研究中，定义了一个感兴趣区域（ROI）来计算应变。该 ROI 包括伤口下方的软组织，以及压力性溃疡半径三倍范围内的病灶周围区域。针对大鼠开展的实验表明，损伤阈值可能需要根据个体进行设定 [7]。由于缺乏人体受试者的数据，该阈值被任意设定为 0.3，因为健康组织的 E_{shear} 低于此阈值。

进行了一项敏感性分析，以评估模型参数对健康组织体积的相对影响。按照 Macron 等人所述的方法 [19], ，采用下文详述的多项式模型对有限元模型进行模拟，以研究以下参数对健康组织体积的影响：伤口深度、泡孔切割尺寸、床垫刚度以及纱布施加的压力。参数在其最小值和最大值之间变化，具体见表 2。对 [−1, 1] 中的数据进行归一化后，依据三水平全因子设计选取实验点，得到 3^4 种组合（即 81 次模拟）。根据临床专家的经验，伤口深度的极值设为 1.30 mm 和 5.00 mm，分别对应 2 期和 3 期压力性溃疡。Urgo 关于使用双层敷料的建议是在伤口周围去除孔穴，因此将此设为该参数的中间水平。随后，在伤口周围增加或去除一层孔穴，分别设定最小水平和最大水平（图 3）。床垫刚度的上下限根据文献值确定 [16,28]。在临床常规中，纱布施加的压力可能因其液体饱和度以及填入伤口的人员不同而有显著变化。因此，选择通过施加于伤口壁上的压力，而非纱布本身的作用，来模拟纱布的影响。为确定纱布压力的取值，开展了一项有限元初步研究。为此，采用深度为 5.0 mm 的压力性溃疡模型，分析了压力在 0.00 MPa 至 0.08 MPa 之间取多个值时的健康组织体积。在 0.02 MPa 处发现了一个局部最优值。因此，最小值和最大值分别设为 0.00 MPa（即伤口内未填入纱布）和 0.04 MPa。

表 2. 用于敏感性分析实验点的参数最小值、中间值和最大值。

参数	最小水平	中间水平	最大水平
伤口深度	1.30 毫米	3.20 毫米	5.00 毫米
ness			
肺泡切除	推荐 +1 层	建议	建议 −1 层
床垫刚度	0.03 兆帕	0.23 兆帕	0.43 兆帕
纱布压力	0.00 兆帕	0.02 兆帕	0.04 兆帕
sure			

鉴于局部有限元模型更偏向定性模型，因此认为二次全多项式模型足以对其进行模拟：

$$y(\theta) = \theta_0 + \sum_{i=1}^{m} \theta_i x_i + \sum_{i=1}^{m} \theta_{ii} x_i^{\,2} + \sum_{i=1}^{m} \sum_{j>i} \theta_{ij} x_i x_j$$

其中，y为健康组织体积，m为参数数量，x_i 为第i个参数的取值，θ 为可调系数向量，该向量通过普通最小二乘法估计。结果部分将进一步说明为何将次数设为二。模型对每个输入项（线性项、平方项、二阶交互项）的敏感度可简单定义为该输入项所导致的方差百分比。为简化起见，假设$m = 4$ 个参数相互独立，且服从 $[-1, 1]$ 上的均匀分布（即二阶矩和四阶矩分别为 1/3 和 4/45），则有：

$$\begin{cases} s_i = \mathrm{var}(\theta_i x_i) = \theta_i^{\,2}\,\mathrm{var}(x_i) = \theta_i^{\,2} \times \dfrac{1}{3} \\ s_{ii} = \mathrm{var}(\theta_{ii} x_i^{\,2}) = \theta_{ii}^{\,2}\,\mathrm{var}(x_i^{\,2}) = \theta_{ii}^{\,2} \times \dfrac{4}{45} \\ s_{ij} = \mathrm{var}(\theta_{ij} x_i x_j) = \theta_{ij}^{\,2}\,\mathrm{var}(x_i)\,\mathrm{var}(x_j) = \theta_{ij}^{\,2} \times \dfrac{1}{9} \\ \mathrm{var}(y) = \sum_{i=1}^{m} s_i + \sum_{i=1}^{m} s_{ii} + \sum_{i=1}^{m} \sum_{j>i} s_{ij} \end{cases}$$

因此，对第i个参数及其与参数j交互作用的敏感度可用以下百分比表示：

$$S_i = \frac{s_i + s_{ii}}{\mathrm{var}(y)}, S_{ij} = \frac{s_{ij}}{\mathrm{var}(y)} \tag{8}$$

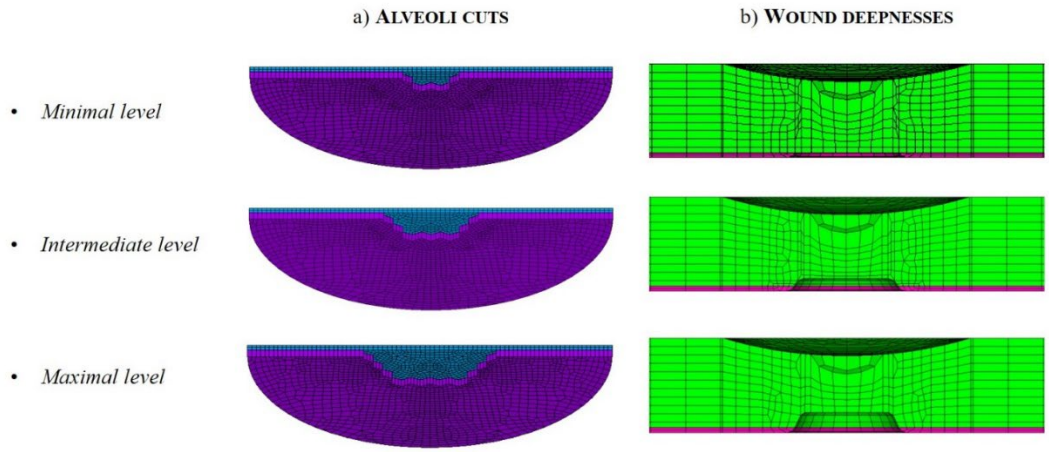


图 3. 孔格切割（**a**）和伤口深度（**b**）参数的最小、中间和最大水平。

3. 结果

本节可分为若干小标题。应简明、准确地描述实验结果、对结果的解读，以及可从表 3 中得出的实验结论。

表 3. 按绝对值降序排列的参数系数和多项式模型敏感度（>1%）

参数	系数 θi 和 θii 或 θij	敏感度 Si 或 Sij (%)
纱布压力	−3.9, −10.7	60
伤口深度	−4.3, −3.3	28
伤口深度*纱布压力	+4.6	10
床垫刚度	+1.1, −0.9	1

可以注意到，纱布压力、伤口深度、伤口深度与纱布压力的交互作用，以及床垫刚度这四个参数解释了约 99 % 的模型响应y。具体而言，纱布压力解释了约 60% 的模型响应，如图4a所示。关于敷料层1，此前一项研究显示，该层能够降低一个 2 期压力性溃疡模型中的最大剪切应变。当其与推荐值（即孔穴层数上下相差一层）足够接近时，健康组织体积的变化并不显著，如图4所示。相反，伤口深度是一个显著参数，解释了 28% 的响应（参见图4）。正如预期，伤口深度与纱布压力的交互作用也很重要，而床垫刚度对健康组织体积有显著但较小的影响（参见图4）。纱布压力的极端值似乎会对健康组织体积产生负面影响（参见图4），这表明可能存在一个最佳值。深部压力性溃疡周围的组织往往承受更大的应变（参见图4）；而且，较软的床垫可能并非适用于所有情况，因为其健康组织体积的四分位距大于较硬床垫。最坏情况情景被定义为峰值最大剪切应变最高的 10% 实验。在这九项实验中，峰值最大剪切应变均大于 0.80，且均采用最软的床垫和最大的纱布压力设计，同时伤口深度和肺泡切除情况各不相同。

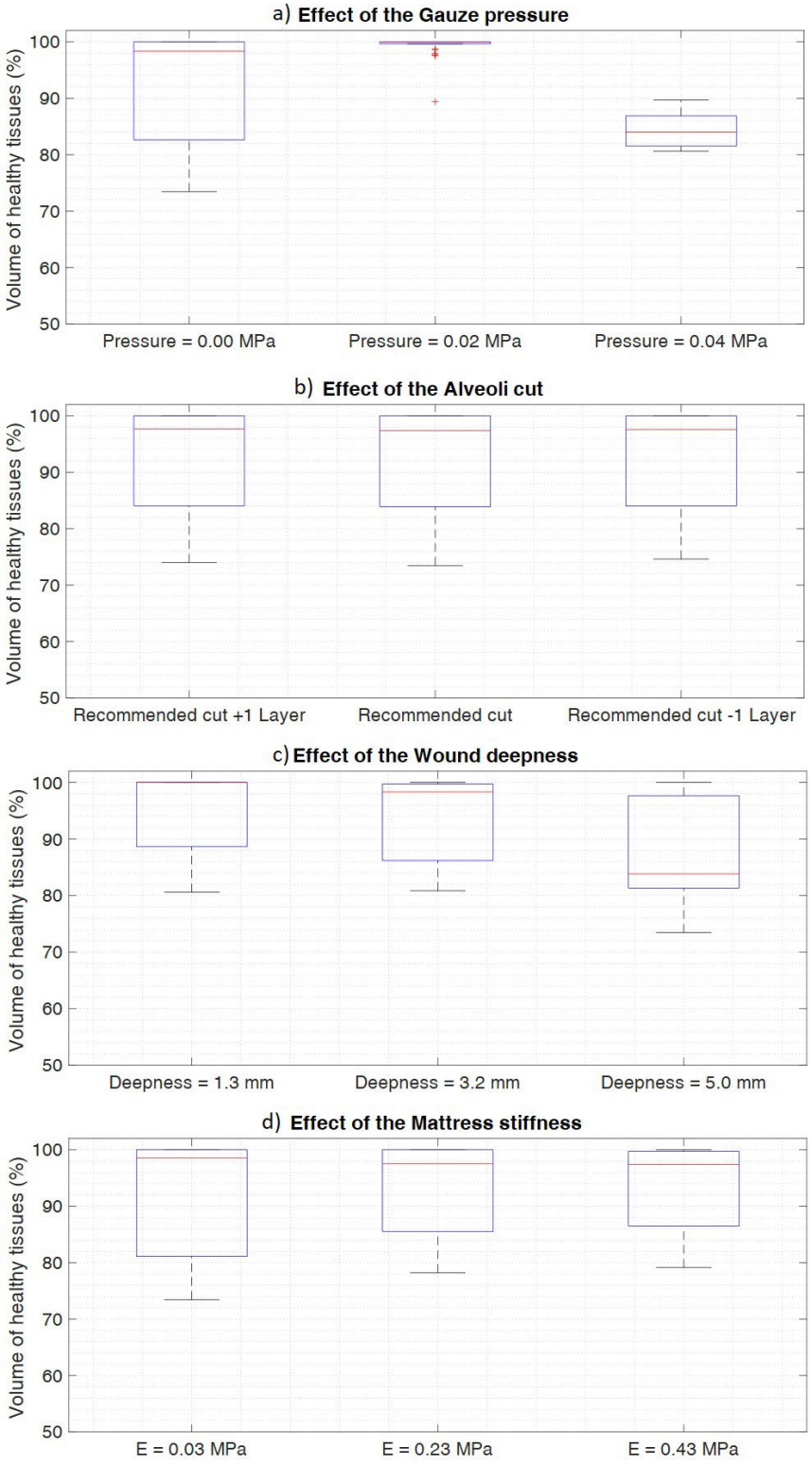


图4。 四个参数对健康组织体积（即应变低于 0.3 的组织）的影响，其余三个参数均设为中间值。

为展示结果，图5绘制了部分实验中感兴趣区域（ROI）的 Green–Lagrange 最大剪切应变。

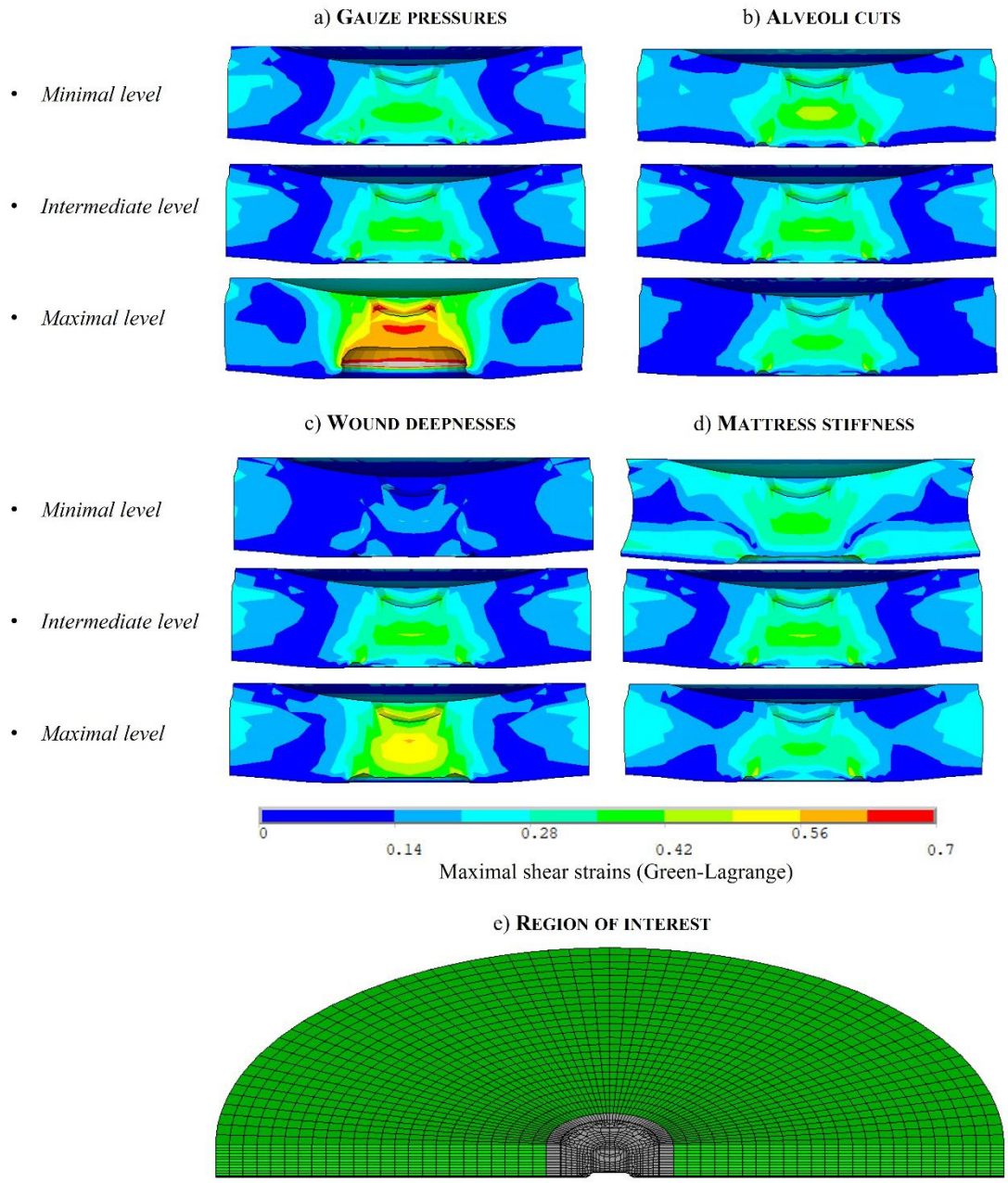


图 5. 部分实验中感兴趣区域（ROI）的格林–拉格朗日最大剪切应变。除一个参数按设定水平变化外，所有参数均设为中间值：**(a)** 纱布压力的变化，**(b)** 肺泡切除的变化，**(c)** 伤口深度的变化，以及 **(d)** 床垫刚度的变化。**(e)** 中的灰色区域为感兴趣区域。

4. 讨论

Urgo RID 提出了一种新型双层敷料，以促进压力性溃疡的愈合。此前，研究人员曾在一种特定情境下研究该敷料对软组织的力学影响。在该情境中，使用敷料可降低伤口周围的内部应变。然而，某些因素可能会影响结论：敷料孔格切割、伤口内纱布施加的压力、伤口深度和/或床垫刚度。因此，本研究旨在评估这些参数对压力性溃疡周围最大剪切应变的相对重要性。研究采用三水平全因子设计进行了敏感性分析。

在所有实验中，最大剪切应变的平均值为 0.29，峰值达到 0.97。最大剪切应变最高的实验均采用了最软的床垫和最大的纱布压力。应变值处于此前发表结果的范围内，但

低于 Macron 等人获得的数值，其峰值介于 1.42 至 4.14 之间。Macron 等人研究了受试者坐姿时坐骨结节下方的应变，这或许可以解释其中的差异 [19]。最大剪切应变峰值的计算也是局部性的，因此对网格质量和模型非线性高度敏感。因此，本研究选择健康组织体积作为敏感性分析的判别指标。单独的纱布压力解释了 60% 的模型响应，而伤口深度以及纱布压力与伤口深度之间的交互作用分别解释了 28% 和 10% 的模型响应。据作者所知，本研究首次尝试评估这两个参数对应变计算的影响，结果表明二者均对结果产生了显著影响。床垫也产生了显著影响，但影响较小。与 Linder-Ganz 和 Gefen 先前的研究 [16]，相反，最软的床垫并不一定会降低感兴趣区域（ROI）内的应变。这可能是因为本研究使用了双层敷料，在软组织与床垫之间增加了一层缓冲层。此外，本研究提出的局部方法可能无法捕捉床垫的大范围影响，因为此处的承重区域范围有限。值得注意的是，结果可能会受到敏感性分析所选取水平的影响。床垫刚度高度依赖品牌，且制造商提供的数据很少。本研究使用线弹性均质各向同性材料属性对床垫进行建模，这可能并不适用于所有床垫技术。本研究将纱布建模为施加于压力性溃疡内部的均匀压力。临床医生使用多种产品，而伤口内纱布的填充方式则高度依赖操作者和伤口渗出液的情况。采用压力可以模拟纱布的作用，而无需对所有类型的商业化产品或操作者的操作方案进行建模。伤口深度是一个影响显著的重要参数，但本研究中设计的压力性溃疡最深为 5.3 毫米。因此，结论可能无法外推至更深的压力性溃疡。敏感性分析还可以纳入其他参数。压力性溃疡的几何描述（例如其直径），或压力性溃疡直径与敷料孔格切割之间的交互作用，都可能改变应变分布。本研究也未考察个体特异性参数。正如 Macron 等人 [19]，所详述，软组织的材料属性和厚度，以及骨骼几何形状，均可能对应变计算产生显著影响 [19]。软组织的材料参数是根据文献中的尸体实验估算得出的。因此，本研究未考虑文献中所述本构行为的变异性 [13,29,30]。泊松比也高于大多数文献研究中的数值，但这符合 Bonet 和 Wood [29] 关于泊松比应接近不可压缩性的建议。本研究将软组织厚度设为固定值，尽管 Clark 等人 [30] 报告的数值范围为 4.0 毫米至 33.5 毫米。然而，若考虑所有参数，将需要进行过多实验。因此，本研究决定聚焦于一个模型此前已通过实验评估的特定案例，并评估与该特定环境下敷料使用相关的参数：孔格切割、纱布压力、伤口深度和床垫刚度。本研究未穷尽所有研究参数。未来需要进一步分析，以纳入在健康受试者及压力性溃疡患者身上获得的个体特异性参数。用于定义健康组织的应变阈值也可能影响结果。因此，研究还采用 Ceelen 等人 [7] 建议的 0.65 阈值进行了相同的敏感性分析。就敏感度而言，观察到的差异较小，仅为几个百分点，但各参数的相对排序保持不变。

最后，这里呈现的结果表明，使用纱布填充伤口时应谨慎。纱布对于维持伤口内的适宜环境至关重要，尤其是在湿气方面。然而，不应将纱布强行塞入伤口，也不应让纱布吸入过多液体，以免伤口内部承受过大压力，进而加剧已经脆弱的软组织变形。此外，正如预期的那样，伤口越深，应变越大。虽然压力性溃疡的治疗通常都要求减轻软组织负荷，但处理2期及以上压力性溃疡时应格外谨慎。为进一步验证这一结论，未来的研究将把所提出的建模方法应用于多名患者骶骨和脚跟的真实个体特异性几何模型。本研究首次尝试以数值方法评估新型敷料设计的效果，并有望为工业界和临床医生使用这些医疗器械提出指导建议。

利益冲突：本研究获得 Urgo RID 的资金支持。

参考文献

1. Labeau, S.O.; Afonso, E.; Benbenishty, J.; Blackwood, B.; Boulanger, C.; Brett, S.J.; Calvino-Gunther, S.; Chaboyer, W.; Coyer, F.; Deschepper, M.; 等。成人重症监护病房患者压力性损伤的患病率、相关因素及结局：DecubICUs 研究。《重症监护医学》 **2020**，*47*，160–169。https://doi.org/10.1007/s00134-020-06234-9。

2. Demarré, L.; Van Lancker, A.; Van Hecke, A.; Verhaeghe, S.; Grypdonck, M.; Lemey, J.; Annemans, L.; Beeckman, D. 压力性溃疡预防与治疗的成本：系统综述。《国际护理研究杂志》2015，52，1754–1774。https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2015.06.006。 3. Graves, N.; Birrell, F.; Whitby, M. 压力性溃疡对住院时间的影响。《感染控制与医院流行病学》 2005，26，293 297 10 1086 502542 – 。https://doi.org/ 。/ 。 4. Theisen, S.; Drabik, A.; Stock, S. 老年住院患者的压力性溃疡及其对住院时间的影响：回顾性观察研究。《临床护理杂志》2011，21，380–387。https://doi.org/10.1111/j.1365-2702.2011.03915.x。 5. Loerakker, S.; Stekelenburg, A.; Strijkers, G.; Rijpkema, J.J.M.; Baaijens, F.P.T.; Bader, D.L.; Nicolay, K.; Oomens, C.W.J. 机械载荷对骨骼肌组织变形诱导损伤的时间效应。《生物医学工程年鉴》2010，38，2577–2587。https://doi.org/10.1007/s10439-010-0002-x。 6. Gefen, A.; Brienza, D.M.; Cuddigan, J.; Haesler, E.; Kottner, J. 我们对压力性溃疡/压力性损伤病因的当代理解。《国际伤口杂志》2021，19，692–704。https://doi.org/10.1111/iwj.13667。 7. Ceelen, K.; Stekelenburg, A.; Loerakker, S.; Strijkers, G.; Bader, D.; Nicolay, K.; Baaijens, F.; Oomens, C. 压缩诱导损伤与内部组织应变相关。《生物力学杂志》2008，41，3399–3404。https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.016。 8. Bouten, C.V.C.; Knight, M.M.; Lee, D.A.; Bader, D.L. 模型系统中肌细胞亚群的压缩变形与损伤。《生物医学工程年鉴》2001，29，153–163。https://doi.org/10.1114/1.1349698。 9. Oomens, C.W.J.; Bressers, O.F.J.T.; Bosboom, E.M.; Bouten, C.; Bader, D.D. 负载界面特征是否会影响骨突邻近肌肉中的应变分布？《生物力学与生物医学工程计算方法》2003，6，171–180。https://doi.org/10.1080/1025584031000121034。 10. Palese, A.; Saiani, L.; Pota, I.; Laq uintana, D.; Stinco, G.; Di Giulio, P. Ⅱ期压疮的愈合时间是多少？二次分析结果。《高级皮肤与伤口护理》2015，28，69–75。https://doi.org/10.1097/01.asw.0000459964.49436.ce。 11. Fougeron, N.; Connesson, N.; Chagnon, G.; Alonso, T.; Pasquinet, L.; Bahuon, M.; Guillin, E.; Perrier, A.; Payan, Y. 用于减轻人体软组织负担的新型压力性溃疡敷料：有限元研究。《组织活力杂志》2022，31，506–513。https://doi.org/10.1016/j.jtv.2022.05.007。 12. Ceelen, K.K.; Stekelenburg, A.; Mulders, J.L.J.; Strijkers, G.J.; Baaijens, F.P.T.; Nicolay, K.; Oomens, C.W.J. 采用磁共振标记验证骨骼肌压缩数值模型：对压力性溃疡研究的贡献。《生物力学工程杂志》2008，130，061015 10 1115 1 2987877。https://doi.org/ 。/ 。 13. Savonnet, L.; Wang, X.; Duprey, S. 用于评估静态坐姿不适与压疮风险的大腿-臀部复合体有限元模型：文献综述。《生物力学与生物医学工程计算方法》2018，21，379–388。https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1466117。 14. Gefen, A.; Krämer, M.; Brehm, M.; Burckardt, S. 具有柔软纤维素绒毛芯的敷料在预防性使用中的生物力学效能。《国际伤口杂志》2020，17，1968–1985。https://doi.org/10.1111/iwj.13489。 15. Linder-Ganz, E.; Gefen, A. 结合损伤定律的应力分析：用于确定坐姿期间深部组织损伤的生物力学风险因素。《生物力学工程杂志》2008，131，011003。https://doi.org/10.1115/1.3005195。 16. Schwartz, D.; Gefen, A. 治疗性敷料对未减压骶部压疮周围软组织的生物力学保护作用。《国际伤口杂志》2019，16，684–695。https://doi.org/10.1111/iwj.13082。 17. Schwartz, D.; Levy, A.; Gefen, A. 评估预防性敷料在湿气作用下耐久性的计算机建模研究：用于生物力学压力性损伤预防。《造口伤口管理》2018，64，18–26。https://doi.org/10.25270/oqm.2018.7.1826。 18. Macron, A.; Pillet, H.; Doridam, J.; Rivals, I.; Sadeghinia, M.J.; Verney, A.; Rohan, P.-Y. 简化的臀肌区域有限元模型能否捕捉压缩状态下内部软组织的力学响应？《组织活力杂志》2019，217，81–90。 19. Call, E.; Pedersen, J.; Bill, B.; Black, J.; Alves, P.; Brindle, C.T.; Dealey, C.; Santamaria, N.; Clark, M. 使用伤口敷料加强压力性溃疡预防：其作用机制是什么？《国际伤口杂志》2013，12，408–413。https://doi.org/10.1111/iwj.12123。 20. Plagenhoef, S.; Evans, F.G.; Abdelnour, T. 用于分析人体运动的解剖学数据。马萨诸塞大学阿默斯特分校。《运动与体育研究季刊》1983，54，169–178。 21. Isihara, A.; Hashitsume, N.; Tatibana, M. 类橡胶弹性的统计理论。IV。（二维拉伸）。《化学物理学杂志》1951，19，1508–1512。https://doi.org/10.1063/1.1748111。 22. Annaidh, A.N.; Bruyère-Garnier, K.; Destrade, M.; Gilchrist, M.D.; Otténio, M. 离体人体皮肤各向异性力学性能的表征。《力学行为与生物医学材料杂志》2012，5，139–148。https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.08.016。 23. Yeoh, O.H. 橡胶应变能函数的若干形式。《橡胶化学与技术》1993，66，754–771。https://doi.org/10.5254/1.3538343。 24. Sommer, G.; Eder, M.; Kovacs, L.; Pathak, H.; Bonitz, L.; Mueller, C.; Regitnig, P.; Holzapfel, G.A. 人体脂肪组织的多轴力学性能与本构建模：整形与重建外科术前模拟的基础。《生物材料学报》2013，9，9036–9048。https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.06.011。 25. Mott, P.; Dorgan, J.; Roland, C. “不可压缩”材料的体积模量与泊松比。《声学与振动杂志》2008，312，572 575 10 1016 2008 01 026 – 。https://doi.org/ 。/j.jsv. 。/ 。 26. Lee, W.; Won, B.H.; Cho, S.W. 用于预测仰卧位下泡沫床垫与人体之间接触压力的有限元建模。《生物力学与生物医学工程计算方法》2016，20，104–117。https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1203421。

27. Dickinson, A.; Steer, J.; Worsley, P. 截肢下肢有限元分析：系统综述与建议。医学工程与物理 **2017**, *43*, 1–18. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.02.008. 28. Keenan, B.E.; Evans, S.L.; Oomens, C.W. 卧床休息期间用于压疮预防的足部有限元建模综述：当前观点与未来建议。组织活力杂志 **2021**, *31*, 73–83. https://doi.org/10.1016/j.jtv.2021.06.004. 29. Bonet, J.; Wood, R.D. 有限元分析中的非线性连续介质力学，第2版；剑桥大学出版社：美国纽约州纽约，2008。 https://doi.org/10.1017/cbo9780511755446. 30. Clark, M.; Rowland, L.; Wood, H.; Crow, R. 使用B型超声测量老年住院患者骶骨上方的软组织厚度。生物医学工程杂志 **1989**, *11*, 200–202. https://doi.org/10.1016/0141-5425(89)90141-6.