

腹壁疝补片的应用现状及展望

陈柳莹 张 杰 贾 忠 陈友雷

摘 要 腹壁疝是普外科常见病、多发病,疝修补术是唯一的治愈手段。目前主要的治疗术式是使用疝补片的“无张力疝修补术”。而术后出现的感染、异物排斥、慢性疼痛、肠粘连、肠梗阻、肠痿和复发等并发症越来越受到重视,上述问题使得选择合适的疝补片成为疝和腹壁外科的重点。本文旨在分析总结当前的疝补片应用现状及研发的新进展,以期于指导术中疝补片的合理选择,减少术后并发症。

关键词 腹壁疝修补术 疝补片 并发症

中图分类号 R656

文献标识码 A

DOI 10.11969/j.issn.1673-548X.2018.05.005

2008年美国疝年会上明确分成生物材料补片和生物补片两大类,前者以聚合物为主。因此,目前实际使用的疝补片主要分为两类:合成聚物补片(synthetic polymertextiles)和生物补片(biological materials)^[1]。

一、合成聚物补片

1. 不可吸收补片:该种补片在临床上使用最广泛,主要有聚丙烯(PP)、聚酯(PET)、膨化聚四氟乙烯(ePTFE)和聚偏二氟乙烯(PVDF)。不可吸收补片的优点是具有足够的强力,能够降低术后因补片破裂而造成的疝复发的概率。缺点是由于不可降解,长期存在于体内易产生异物反应和炎性反应。不同补片的特性主要由其合成材料的性质决定。

(1)聚丙烯补片(PP):PP补片在疝外科应用最为广泛,其作为异物置入人体后会引起周围组织发生强烈的急慢性炎性反应,纤维细胞大量增生,进而发生纤维化,形成瘢痕组织围绕补片防止疝复发。但有文献表明,PP补片置入体内10个月后,在伤口愈合过程中补片及周围的瘢痕组织会收缩20%~40%,其稳定性降低,补片破裂的风险增加,仍旧存在复发的可能。聚丙烯补片因其重量不同,分为轻量型补片、中量型补片和重量型补片,轻量型补片28g/m²,中量型45g/m²,重量型95g/m²。轻量型疝补片因其柔软、弹性强、网孔大等特点引起的炎性反应较轻,相对于重量型疝补片有更好的组织相容性。但在比较

慢性疼痛、术后异物感、腹壁僵硬及复发率等方面,大量临床研究的结论不同^[2]。与其他材料类型相比,聚丙烯网格在机体反应方面表现良好,同时研究发现发现轻质,大孔网格是最合适的聚丙烯补片结构^[3]。因聚丙烯单丝网片的易引起粘连等不足,研究者开始研究能够弥补单丝网片不足的表面覆膜或固载细胞、药物的聚丙烯疝补片,起到促进切口修复、抗感染等作用。比如脂肪干细胞覆膜聚丙烯疝补片,通过脂肪干细胞的多向分化,减少术后炎性反应和提高腹壁顺应性^[4]。固载去甲万古霉素缓释微球的聚丙烯疝补片能降低葡萄球菌感染的发生率,起到预防术后感染的作用^[5]。

(2)聚酯补片(PET):PET补片也是通过炎性反应使周围组织纤维化进而与周围组织融合。与聚丙烯相比,聚酯补片更为柔软,其材料记忆性更强。Poghosyan等^[6]的研究表明即使在大切口疝中,使用聚酯补片有中度并发症发生率和低复发率和感染率,聚酯补片可作为经典的疝补片材料。Ramshaw等^[7]的研究表明,聚酯补片腹腔镜腹股沟疝修补术中使用聚酯补片可能有技术和长期的优势,但仍需要后续的研究去评估这些优势。

值得注意的是,在使用过程中,聚酯补片和聚丙烯补片一样,一般只用于腹膜外的疝修补术,而应绝对避免与腹腔内脏器直接接触,尤其是肠管等空腔脏器。此类补片与肠管接触后,可引起明显的炎性渗出反应而导致肠粘连,产生肠梗阻症状,更不幸的是,此类补片甚至可侵入腹腔内的其他脏器而造成更严重的后果^[8]。聚丙烯或聚酯补片侵入小肠、结肠、膀胱、输尿管等病例均见报道,可使患者发生肠痿、膀胱痿等严重的并发症。

基金项目:浙江省杭州市科技局重点项目(20150733004)

作者单位:310006 杭州市第一人民医院、南京医科大学附属杭州医院、浙江中医药大学第四临床教学医院

通讯作者:贾忠,硕士生导师,电子信箱:jjazhong20058@hotmail.

com

(3) 膨化聚四氟乙烯 (ePTFE): ePTFE 是最具化学稳定性的惰性微孔材料之一。它的碳骨架和氟侧链也是一种高度疏水的材料。其物质惰性使其难以化学改性其表面, 因此它非常耐受异物反应的酶促侵袭^[9]。因其结构中的氟具有很高的电负性, 能减弱范德华力, 使其具有疏水性, 相对于聚丙烯和聚酯材料, 微孔型 ePTFE 不易引起腹腔内的脏器粘连, 引起的炎性反应也较轻^[10]。Koehle 等^[11] 的回顾性分析发现双表面 ePTFE 补片能有效减少并经常消除这种修复后的内脏粘连形成。然而, 当用作疝补片时, ePTFE 仍然具有不太理想的反应。文献显示 ePTFE 具有明显的收缩和变形, 收缩面积最高可达原始尺寸的约 50%, 导致复发^[12,13]。同时, 微孔型 ePTFE 因巨噬细胞和中性粒细胞无法通过, 使细菌在补片内无法被免疫清除, 术后感染率提高。

(4) 聚偏二氟乙烯 (PVDF): PVDF 是由偏二氟乙烯经聚合而成的高分子化合物, 是长期以来被用作缝合材料的惰性材料。作为疝补片置入人体内引起的炎性反应与传统 PP 补片相似, 但是其长期稳定性优于聚丙烯网^[14,15]。与 e-PTFE 和覆膜聚丙烯网比较, PVDF 在细胞水平上诱导较少的炎症过程和较少量的纤维组织, 它的抗黏附性与覆膜聚丙烯相当^[15]。在感染的情况下, 材料被证明具有抗性, 没有持续细菌污染的临床症状^[14]。因此抗感染是 PVDF 网格的另一个重要特性。更重要的是, 相对于 ePTFE 的较高收缩率, PVDF 仅损失了其原始尺寸的 19%^[13]。

PVDF 的不足之处与上述 3 种补片类似, 均可因引发机体异物反应和局部过度炎性反应而引起感染、术后异物感、慢性疼痛、疝复发等术后并发症。

2. 可吸收补片: 永久性合成聚物材料疝补片为疝缺损提供长期的机械支持, 与没有网状物的缝合修复相比, 研究显示已经显示出前者明显减少复发率^[16]。然而, 这些永久性材料也与慢性炎症相关, 并且可能容易引起筛网的侵入或侵蚀进入肠道以及随后的慢性细菌定植, 可吸收补片能部分解决这些问题^[17,18]。可吸收补片在体内逐渐降解被机体吸收, 能减少炎症和异物反应, 降低腹内压力, 提高血液循环, 它能减少与肠道之间的粘连, 降低瘘管的发生, 特别适用于污染及感染的区域。但是影响可吸收补片修复疝缺损效果的最大影响因素是补片的吸收时间。最初的可吸收补片的吸收时间较短, 如聚乙醇酸类 (polyglycolic acid) 补片, 随着时间的推移, 它的强度逐渐下降, 使得疝复发的可能性增加。现如今, 可吸收补片的吸

收时间大大延长, 能够为缺损部位提供较长时间的力学支持, 如聚乙二醇酸: 三亚甲基碳酸酯纤 (polyglycolic acid: trimethylene carbonate)。针对可吸收补片的远期修复效果, 近年来一些学者展开了一系列的研究。

Ruiz - Jasbon 等^[19] 在使用 TIGR® Matrix Surgical Mesh 合成长期可吸收疝补片的 35 例患者术后 3 年随访结果表明, 孤立性腹壁疝患者未出现复发, 内侧疝患者出现 4 例复发, 复合性腹壁疝患者出现 4 例复发。总体而言, 复发率较低。与此同时, 其在减轻术后在疼痛和不适方面可能是有益的。Rosen 等^[20] 的研究发现 GORE BIO - A Tissue Reinforcement 这种由聚乙交酯 - 三亚甲基碳酸酯共聚物组成的生物合成网, 其开放的三维 (3D) 矩阵结构, 具有高度相互关联的孔, 有助于组织生成和愈合。降解通过水解和酶途径的组合发生。该共聚物的体内研究表明, 生物吸收过程应在 6 ~ 7 个月内完成。在受污染腹壁疝单阶段修复的中线筋膜闭合治疗中表现良好, 基于 Kaplan - Meier 分析, 使用此补片随访 24 个月的总体疝复发率为 17%, 比 RICH 试验减少了近 11%。而在使用可吸收补片的感染率和其他并发症发生率方面的研究中, 结果不同。

3. 复合补片: 复合补片是通过交织或涂层的方式将两种或两种以上的材料复合在一起, 目的是改善单一材料补片的缺陷, 提高补片的力学性能或生物性能。

(1) 涂层复合补片: 涂层复合补片外表面通常由不可降解的合成材料组成, 而内脏表面可以是可降解或不可降解的合成或生物材料的任何组合, 例如聚乳糖、胶原、聚吡咯酮、纤维素、钛、 ω -3、单体、聚偏二氟乙烯和透明质酸^[21]。目前主要有以下种类: ① Sepramesh 补片: 是一种双组分网, 由涂层有生物可再吸收的非免疫性钠盐和羟丙甲纤维素膜的大孔聚丙烯组成。该膜在 48h 内变成凝胶, 保留在聚丙烯上约 7 天, 并在 28 天内从体内清除。动物实验表明, 与单组分疝补片相比, Sepramesh 补片的术后粘附形成减少^[22]; ② Proceed 补片: 共 4 层结构, 每侧由可吸收的聚对二氧环己酮嵌入内部不可吸收的 PP 层组成。补片的其中一面涂层生物可再吸收的氧化再生纤维素层, 该种补片有助于肠粘连的发生率最小化。Bhano 等^[23] 的对采用 Proceed 补片腹腔镜手术的 100 例患者进行术后 50 个月随访, 结果显示复发率为 0%, 没有补片相关的并发症出现; ③ Parietex Composite 补

片:由涂层有纯化 I 型胶原蛋白的复丝聚酯制成,与传统聚丙烯网相比,该种补片提供更大的孔隙和更高的柔软度,补片的可操作性与腹腔镜手术操作相适应。基于聚酯的化学成分和快速吸收的生物涂层增加了补片的亲水性,对组织有更好亲和性和生物相容性,有助于减少术后的慢性疼痛^[24]。

(2)新型纳米纤维复合补片:该种补片主要通过静电纺丝技术制备的可降解聚 ϵ -己内酯纳米纤维涂层在 PP 网上 (poly- ϵ -caprolactonenanofibers)。有研究证实聚 ϵ -己内酯 (PCL) 具有支持成纤维细胞,软骨细胞和间充质干细胞的附着和生长的作用,以及纳米纤维 PCL 材料具有适合于疝修补的拉伸强度。该种补片具有很好的生物相容性,同时能促进术后切口的愈合^[25]。Plencner 等又将血小板富集在 PCL 涂层的 PP 补片上,体外实验证明该种补片能更进一步地促进补片周围成纤维细胞的黏附、生长、代谢活性、增殖和存活力,对促进腹壁缺损和术后切口的再生具有很大的潜力。

二、生物补片

生物补片是指取自同种、异种的组织用于腹壁缺损修补的材料。当前得到美国药品和食品监督管理局 (FDA) 批准已经使用于临床的材料有人体真皮、猪的小肠黏膜下层、猪的真皮、胚胎牛的真皮等。根据来源可分为:(1)自体组织:包括腹壁真皮片(皮肤、阔筋膜张肌和背阔肌皮瓣等),腹直肌、腹外斜肌、股薄肌的腱膜等。自体组织的优点在能够消除自身免疫反应引起的组织坏死等,组织相容性很好,且较易取得,但其不足在于自体取组织手术形成的创面大,术后恢复面临的挑战更多。(2)脱细胞真皮基质 (acellular dermal matrix, ADM):指经脱细胞方法去除真皮组织中的各种细胞而完整保留细胞外基质 (extracellular matrix, ECM) 的组织结构,常见的有人脱细胞真皮基质 (HADM)、猪的真皮等。

Garvey 等的研究表明使用 ADM 对复杂腹壁疝进行修补,不同污染程度的伤口之间的并发症发生率相似。这与使用合成补片进行腹壁疝修补,污染程度越重,并发生发生率越高的结果相反,这对于污染的复杂腹壁疝的修补材料的选择有意义。Richmond 等对随机选择的 40 例接受猪脱细胞真皮基质 (PADM) 分离组分 (CS) 进行疝修补的重大中线腹壁疝患者进行 33.1 个月的随访,与常规使用合成疝补片的相同数量的患者进行比较,结果显示 CS/PADM 组复发率为 13.2%,相比于常规组 37.5% 的复发率明显降低;

CS/PADM 组补片相关感染率为 0,而常规组为 23%;CS/PADM 组再次手术适应证(复发或并发症需要再手术)的发生率为 17.5%,常规组为 52.5%。CS/PADM 的优势明显体现在补片相关感染率和再次手术适应证的发生率上,因此应强烈考虑 CS/PADM 加强修复重大中线腹壁疝缺损。Roth 等对 78 例使用低剂量 γ 照射处理的终末灭菌的人脱细胞真皮基质 (TS-HADM) 的切口疝患者进行平均 20.5 个月的随访,结果显示有 21.8% 发生复发,主要伤口并发症发生在 31% 的患者。根据 CDC 手术伤口分类,1、2、3、4 类伤口中分别有 26%、40%、56% 和 50% 的患者发生主要伤口并发症,但是没有移植物需要移除。相对于合成补片在术后感染的情况下存在补片移除的发生率,使用 TS-HADM 则有明显改善的效果。生物补片理论上讲由于其术后自身免疫反应小、可应用于感染伤口、术后感染不需移除补片等优点应该成为腹壁疝修复的优先选择。但是仍存在 ADM 价格昂贵、制备技术复杂而使应用受限等问题。

三、疝补片的临床应用原则

①确保补片和腹壁组织间有超过缺损边缘的足够重叠(腹股沟疝为 2~4cm,切口疝为 8cm)。缝合完成后,重叠结构使腹内压均匀分布在更宽的表面上;②用至少 1 层肌腱膜覆盖补片层来固定腹腔内压力;③精确固定补片,防止宿主组织内出现皱纹;④在固定部位允许补片的适当松弛(尤其是腹股沟疝的修补)用以代偿术后的腹内压增加以及腹壁紧张;⑤避免补片外置(只能皮下置入);⑥在腹股沟疝及切口疝腹膜前修补后应用闭式引流术;⑦避免非吸收性补片直接接触肠壁;⑧术中使用大型补片时预防性使用广谱抗生素;⑨避免非吸收性补片被污染。

四、疝补片应用的进展

腹壁疝形成后,疝环周围的腹肌和腱膜,将逐渐萎缩,疝环和疝囊不断扩大,因此单纯直接缝合修补张力过大,复发率较高。选用人工材料如聚酯、聚丙烯和膨体聚丙氟乙烯补片具有强度大、组织兼容性好、取材方便且易裁剪、低张力或无张力缝合等优点。不同类型的疝补片,其目标都是提升修补的完整性和减少复发率。Peter 等曾报道,使用生物补片后小肠梗阻的发生率为 31%,而使用不可吸收性补片后小肠梗阻的发生率为 9%。肠梗阻通常是由粘连带的形成或肠与贴片材料直接粘连造成的,而在腹腔内放置生物合成补片可能导致粘连后果。而 Menon 等研究表明,在动物模型中使用聚酯补片 (PET) 和膨化聚

四氟乙烯(ePTFE)并发肠梗阻的概率较小,但仍无法确定这是腹壁疝修补术后减少粘连的原因。使用补片修补后复发是目前最受关注的一个问题。Gretzel 等研究表明,使用可吸收生物补片的复发率为 44%,而使用聚丙烯复合网的复发率为 38%。尽管目前疝外科的修补材料多种多样,但与“理想补片”的要求如足够的机械强度、可吸收、抗感染等尚有一定距离,还需要进一步研究。

五、疝补片发展前景展望

Hamer - Hodges 和 Scott 在 1985 年提出了 8 条评定理想修补材料的标准:①在组织液中不发生物理性质紊乱;②有化学惰性;③不引起炎症或异物反应;④无致癌性;⑤不引起变态反应和过敏;⑥能够对抗机械变形;⑦能够随意裁剪,制成所需要的形状;⑧可以灭菌消毒。基于临床实际需要,Debor 又提出了理想的修复材料必须满足的另外 3 个标准:①能够对抗感染;②置于腹腔内的补片材料必须能在脏层提供一个防粘连的屏障;③必须像自身组织一样载体反应,允许与组织结合,既可提供持续的修补强度,又可不过分刺激生成瘢痕和形成包裹。腹壁疝修补术中补片材质的选择越来越倾向于轻量型补片或生物补片,在保持足够的抗张力强度的前提下,越轻的补片具有更舒适的患者感觉和更好的顺应性。

目前疝补片材料的研究和发展正在朝着理想型进步,新型补片需要同时具有轻量型补片的大孔径结构,又具有化学与生物学成分表面、多聚体修饰,可以影响疝的发生与复发,或者根据不同体质或者不同生物特征的患者设计出更新型的补片。另外,具有抗感染、促进切口愈合、防止疝复发等功能的综合型新型疝补片的研发成为疝和腹壁外科的研究热点。目前还没有最理想的人工补片,将来疝补片发展的几个方向可能是:抗粘连网片、抗微生物网片与生物活性网片等。作为置入体内的异物,完全可吸收材料从理论上来说是疝修补材料的最佳选择,但必须解决是否能够持续维持修补腹壁的性能的关键性问题;纳米纤维材料与疝补片的结合,给腹壁修复材料的研究提供了一个新的方向,或许能更进一步解决传统疝补片存在的问题。随着材料学的进步,将会有更多新型疝补片被研发,未来的补片材料和结构必将更符合生理,使用后并发症发生率大幅减少,更贴近医生的使用需求,使患者感到舒适且费用低廉,这对医学的发展意义非凡。腹壁修复材料的进一步更新换代能够大大提高腹壁疝的治疗效果。

参考文献

- 马颂章. 腹壁修复材料的进展[J]. 临床外科杂志, 2010, 18 (3): 148 - 150
- 周先锋, 马聪, 王琦, 等. 轻量型和标准型聚丙烯补片修补腹股沟无张力疝的效果比较[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20 (21): 3156 - 3162
- Michelle Kelly, Katherine Macdougall, Oluwafisayo Olabisi, *et al.* In vivo response to polypropylene following implantation in animal models: a review of biocompatibility[J]. Int Urogynecol, 2017, 28 (2): 171 - 180
- 高国栋, 黄永刚, 吴浩, 等. 脂肪干细胞覆膜聚丙烯补片在大鼠体内的生物相容性[J]. 中华疝和腹壁外科杂志: 电子版, 2016, 10 (6): 401 - 404
- 刘飞德, 高丽丽, 刘天军, 等. 固载去甲万古霉素缓释微球补片对切口疝金黄色葡萄球菌感染的预防作用[J]. 中国修复重建外科杂志, 2011, 25 (5): 582 - 586
- Poghosyan T, Veyrie N, Corigliano N, *et al.* Retromuscular mesh repair of midline incisional hernia with polyester standard mesh: monocentric experience of 261 consecutive patients with a 5 - year follow - up[J]. World J Surg, 2012, 36 (4): 782 - 790
- Ramshaw B, Abiad F, Voeller G, *et al.* Polyester (Parietex) mesh for total extraperitoneal laparoscopic inguinal hernia repair[J]. Surg Endosc Other Int Tech, 2003, 17 (3): 498 - 501
- Marchal F, Brunaud L, Sebbag H, *et al.* Treatment of incisional hernias by placement of an intraperitoneal prosthesis: a series of 128 patients[J]. Hernia, 1999, 3 (3): 141 - 147
- Wood AJ, Cozad MJ, Grant DA, *et al.* Materials characterization and histological analysis of explanted polypropylene, PTFE, and PET hernia meshes from an individual patient[J]. J Mater Sci Mater Med, 2013, 24 (4): 1113 - 1122
- Serin G, Baylancicek S, Aksoy E, *et al.* Evaluation of tissue response to Gore - Tex (expanded polytetrafluoroethylene) implantation[J]. J Craniofac Surg, 2013, 24 (4): 1428 - 1430
- Richard HK, Dennis B, Dieter B, *et al.* Minimal adhesions to ePTFE mesh after laparoscopic ventral incisional hernia repair: reoperative findings in 65 cases[J]. JSLS, 2003, 7 (4): 335 - 340
- ABurger JW, Halm JA, Wijsmuller AR, *et al.* Evaluation of new prosthetic meshes for ventral hernia repair[J]. Surg Endosc Other Interv Tech, 2006, 20 (8): 1320 - 1325
- Conze J, Junge K, Weiss C, *et al.* New polymer for intra - abdominal meshes - PVDF copolymer[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2008, 87 (2): 321 - 328
- Berger D, Bientzle M. Polyvinylidene fluoride: a suitable mesh material for laparoscopic incisional and parastomal hernia repair. A prospective, observational study with 344 patients[J]. Hernia, 2009 (2), 13: 167 - 172
- Klinge U, Klosterhalfen B, Ottinger AP, *et al.* PVDF as a new polymer for the construction of surgical meshes[J]. Biomaterials, 2002, 23 (16): 3487 - 3493
- Jeffrey RS, Corey RD, Robert GM, *et al.* Evaluation of a fully absorbable poly - 4 - hydroxybutyrate/absorbable barrier composite mesh in

- a porcine model of ventral hernia repair[J]. *Surg Endosc*, 2016, 30(9): 3691–3701
- 17 Klosterhalfen B, Klinge U. Retrieval Study at 623 human mesh ex-
plants made of polypropylene – impact of mesh class and indication for
mesh removal on tissue reaction[J]. *J Biomed Mater Res B ApplBio-*
mater, 2013, 101(8): 1393–1399
 - 18 Blatnik JA, Krpata DM, Jacobs MR, *et al.* In vivo analysis of the
morphologic characteristics of synthetic mesh to resist MRSA adher-
ence[J]. *J Gastrointest Surg*, 2012, 16(11): 2139–2144
 - 19 Ruiz – Jashon F, Norrby J, Ivarsson ML, *et al.* Inguinal hernia repair
using a synthetic long – term resorbable mesh: results from a 3 – year
prospective safety and performance study[J]. *Hernia*, 2014, 18(5):
723–730
 - 20 Michael JR, Joel JB, Marco H, *et al.* Multicenter, prospective, longi-
tudinal study of the recurrence, surgical site infection, and quality of
life after contaminated ventral hernia repair using biosynthetic absorba-
ble mesh: The COBRA Study[J]. *Ann Surg*, 2017, 265(1): 205 –
211
-
- (上接第 13 页)
- 9 Amiot L, Le Fric G, Sebti Y, *et al.* HLA – G and lymphoprolifera-
tive disorders[J]. *Semin Cancer Biol*, 2003, 13(5): 379–385
 - 10 Carosella ED, Ploussard G, LeMaoult J, *et al.* A systematic review of
immunotherapy in urologic cancer: evolving roles for targeting of
CTLA – 4, PD – 1/PD – L1, and HLA – G[J]. *Eur Urol*, 2015, 68
(2): 267–279
 - 11 Dolan DE, Gupta S. PD – 1 pathway inhibitors: changing the land-
scape of cancer immunotherapy[J]. *Cancer Control*, 2014, 21(3):
231–237
 - 12 Własiuk P, Tomczak W, Zając M, *et al.* Total expression of HLA –
G and TLR – 9 in chronic lymphocytic leukemia patients[J]. *Human*
Immunol, 2013, 74(12): 1592–1597
 - 13 Attia MA, Nosair NA, Gawally A, *et al.* HLA – G expression as a
prognostic indicator in B – cell chronic lymphocytic leukemia[J]. *Ac-
ta Haematol*, 2014, 132(1): 53–58
 - 14 Guo Q, Chen B, Ruan Y, *et al.* HLA – G expression is irrelevant to
prognosis in patients with acute myeloid leukemia[J]. *Leuk Res*,
2011, 35(10): 1350–1354
 - 15 LeMaoult J, Caumartin J, Daouya M, *et al.* Immune regulation by
pretenders: cell – to – cell transfers of HLA – G make effector T cells
act as regulatory cells[J]. *Blood*, 2007, 109(5): 2040–2048
 - 16 Brown R, Kabani K, Favaloro J, *et al.* CD86* or HLA – G* can be
transferred via trogocytosis from myeloma cells to T cells and are asso-
ciated with poor prognosis[J]. *Blood*, 2012, 120(10): 2055–2063
 - 17 LeMaoult J, Caumartin J, Daouya M, *et al.* Trogocytic intercellular
membrane exchanges among hematological tumors[J]. *J Hematol On-*
cology, 2015, 8(1): 24
 - 18 Locafaro G, Amodio G, Tomasoni D, *et al.* HLA – G expression on
blasts and tolerogenic cells in patients affected by acute myeloid leuke-
mia[J]. *J Immunol Res*, 2014, 2014: 636292
 - 19 Bielska M, Bojo M, Klimkiewicz – Wojciechowska G, *et al.* Human
leukocyte antigen – G polymorphisms influence the clinical outcome in
diffuse large B – cell lymphoma[J]. *Genes Chromosomes Cancer*,
2015, 54(3): 185–193
 - 20 Colonna M, Navarro F, Bellon T, *et al.* A common inhibitory receptor
for major histocompatibility complex class I molecules on human
lymphoid and myelomonocytic cells[J]. *J Exp Med*, 1997, 186
(11): 1809–1818
 - 21 Colonna M, Samaridis J, Cella M, *et al.* Human myelomonocytic
cells express an inhibitory receptor for classical and nonclassical MHC
class I molecules[J]. *J Immunol*, 1998, 160(7): 3096–3100
 - 22 Naji A, Menier C, Maki G, *et al.* Neoplastic B – cell growth is im-
paired by HLA – G/ILT2 interaction[J]. *Leukemia*, 2012, 26(8):
1889–1892
 - 23 Jesionek – Kupnicka D, Bojo M, Prochorec – Sobieszek M, *et al.*
HLA – G and MHC class II protein expression in diffuse large B – cell
lymphoma[J]. *Arch Immunol Ther Exp (Warsz)*, 2016, 64(3):
225–240
 - 24 Maki G, Hayes GM, Naji A, *et al.* NK resistance of tumor cells from
multiple myeloma and chronic lymphocytic leukemia patients: implica-
tion of HLA – G[J]. *Leukemia*, 2008, 22(5): 998–1006
- (收稿日期: 2017 – 08 – 08)
(修回日期: 2017 – 09 – 16)