骨科学

DOI:10.13406/j.cnki.cyxb.000729

接骨板材料的研究现状

谯　波，蒋电明
（重庆医科大学附属第一医院骨科，重庆 400016）

【摘　要】接骨板是目前固定四肢骨折最常见的方式。金属接骨板特别是钛合金材料的接骨板在临床上应用最为广泛，其安全性、有效性早已得到认可。但金属材料高弹性模量、生物活性低下等问题，催生了对非金属材料接骨板的研究。目前，非金属材料普遍存在生物力学较差的问题，在临床上应用受到限制。因此，理想的接骨板材料必须兼具优良的生物力学和生物学功能，本文将从材料学角度，对接骨板的研究进行综述。

【关键词】接骨板；金属；生物材料；生物力学
【中图分类号】R608　　【文献标志码】A　　【收稿日期】2015-03-16

Research in materials for bone plate

Qiao Bo, Jiang Dianming
(*Department of Orthopedics, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University*)

【Abstract】Bone plate is the most common way to fix extremity fractures. Metal, particularly titanium alloy, is the most general material used to fabricate bone plate, of which the safety and effectiveness has been widely accepted. However, the research on non-metal materials for bone plate have been ongoing for decades. Insufficient strength of non-metal materials has been a general problem which limited its application in clinical practice. Therefore, the ideal bone plate should have both good biomechanical properties and biological function. This review will summarize the research in materials for bone plate.

【Key words】bone plate; metal; biomaterial; biomechanics

接骨板是目前固定四肢骨折最常见的内固定治疗方式，特别是对于移位、复杂骨折，接骨板固定相对于非手术治疗，能显著改善预后、降低致残率。金属是接骨板最常使用的材料，但金属接骨板弹性模量高、需要二次手术取出且不具有生物活性，并非最理想的接骨板材料。半个世纪以来，骨科和材料学专家一直渴望研发一种非金属的生物材料接骨板，但主要因力学强度的问题，至今没有一种理想的生物材料接骨板用于骨科临床，特别是承重骨骨折的内固定。本文将从材料学角度，对骨科接骨板的研究进行综述。

1　骨的生物力学特点和骨愈合

人皮质骨的屈服强度在 100~150 MPa 之间，弹性模量为 10~15 GPa，松质骨屈服强度为 10~50 MPa[1]。但由于不同研究者测量参数存在差异以及标本来源、处理方式不同等，测量结果有一定差异。Sedlin 和 Hirsch[2]报道股骨皮质骨的屈服强度（弯曲强度）为 115~209 MPa，弹性模量为 10.4~19.3 GPa。Erickson 等[3]试验结果显示股骨皮质骨的屈服强度（弯曲强度）为 188 MPa，弹性模量为 22.4 GPa。Bayraktar 等[4]报道股骨皮质骨的屈服强度（拉伸强度）为 108 MPa，弹性模量为 20 GPa。理想的接骨板应该在有效固定骨折的同时，最大限度的符合人体自然骨的生物力学特点，以利于骨痂的生长，降低甚至避免弹性模量不匹配带来的应力遮挡效应。目前还没有研究明确提出固定长骨骨折时所需要的最低强度，但由于自然骨拥有良好的形变能力，接骨板的强度应大于自然骨的强度，才能有效固定骨折，避免内固定失败，且弹性模量应尽量接近人体骨。对于骨折内固定，曾一度提倡坚强的刚性固定，以最大限度的稳定骨折，避免固定失败，但坚强固定后所导致的骨折延迟愈合、骨折不愈合、再骨折等问题逐渐引起重视[5]。Chapman 等[6]报道采用动力加压接骨板或有限接触动力加压接骨板治疗肱骨干骨折 6 个月内的骨折愈合率为 93%。刚性固定后，骨折断端缺少必要的力学刺激，骨痂生长不足，骨折愈合为一期愈合，会导致愈合骨的强度降低，加之应力遮挡效应引起的板下骨量减少、骨皮质变薄等，可能引起再

作者介绍：谯　波，Email：qiaobo1985@163.com，
研究方向：骨科生物材料。
通信作者：蒋电明，Email：jdm571026@vip.163.com。
基金项目：国家自然科学基金资助项目（编号：81171685）。
优先出版：http://www.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20150726.1818.006.html（2015-07-26）

骨折。当然，如果固定的强度不足，除了内固定失败之外，由于骨折端稳定性差，尤其是有明显弯曲、剪切或扭转方向不稳时，会导致骨痂生长过量，甚至骨折延期或不愈合。

2 金属接骨板

目前成功用于骨科临床的金属接骨板主要是不锈钢、钴-铬合金、钛及其合金。由于皮质骨特别是承重骨发生骨折，需要较高强度的内固定有效固定骨折端，因此金属仍为目前临床上固定骨折唯一有效、安全并被广泛认可的内固定材料。目前应用最多的是 316L 不锈钢，这是一种奥氏体不锈钢，含铬 17%~20% wt，镍 12%~14% wt，钼 2%~3% wt，以及少量的氮、镁等，含碳量低于 0.03% wt[7]，因此耐腐蚀性好，在体内成惰性，安全性好。316 L 不锈钢含镍，具有潜在的毒性和致敏性，因此不含镍的不锈钢近年来受到较多关注[8]，Tulinski 和 Jurczyk[9]并在这种不含镍的奥氏体不锈钢中添加羟基磷灰石，以改善其生物相容性和力学性能。但不锈钢接骨板的弹性模量在 205~210 GPa 之间，远远高于人体皮质骨。相比不锈钢，钴-铬合金耐腐蚀性更强，但由于钴-铬合金价格高，弹性模量也更高，且钴具有一定的毒性，目前国内外很少将钴-铬合金用于制备接骨板。

钛及其合金从 20 世纪 50 年代开始，作为骨科内植物逐渐开始用于临床。目前用于临床最多是钛-6 铝-4 钒(Ti-6Al-4V)钛合金，其次是纯钛(grade4)。纯钛含氧量在 0.4%以下，有很高的强度和耐腐蚀性。纯钛是典型的单相 β 型，更多用于牙科植入物，而 Ti-6Al-4V 是双相 αβ 型，是目前钛金属接骨板的主要材料。添加 Al 和 V 合金元素能够稳定钛合金的双相结构，在不增加弹性模量的同时，大大提高了钛金属接骨板的机械强度。Al、V 元素有潜在的毒性[10-11]。近年来也对不含毒元素的钛合金金属材料进行了初步研究[12]。除此以外，材料学家对一些钛合金的记忆金属，如镍-钛合金、钛-镍-银金属也进行了研究，记忆金属可对骨折起到一定的矫形作用，但因其潜在的毒性，在欧美国家的应用受到限制，而在俄罗斯和我国仍有一定的应用[13-14]。钛及其合金的接骨板，耐腐性及生物相容性好，其弹性模量在 100 GPa 左右，强度足够满足固定骨折的需要且钛及其合金的接骨板密度低于不锈钢，X 射线穿透力相对较强，在 CT 显像下，对成像干扰相对更小，利于影像学检查。基于以上因素，钛及其合金是目前金属接骨板最适用的材料，也是临床应用最广泛的接骨板，在骨科中以 Ti-6Al-4V 接骨板为主。近年来一些低弹性模量的 β 钛合金如 Ti35Nb5Ta7Zr[7]、Ti35Nb2Ta3Zr[15]引起骨科医师的关注，其弹性模量分别为 55、48 GPa，更加接近人体人体皮质骨，但离临床应用还需进一步研究。金属接骨板除了力学性能上的不足之外，其生物活性也是金属接骨板一个重要的研究方面，引导骨再生膜的概念被提出并进行了大量的基础和临床研究[16]。此外为了改善钛接骨板的生物活性，Manara 等[17]在钛合金接骨板上进行了羟基磷灰石涂层的相关研究，但目前还没有用于临床的报道。

除了不锈钢、钴-铬合金、钛及其合金外，还有一些金属材料的接骨板处于研究中，其中值得一提的是可降解的镁(Mg)金属接骨板。1944 年含有少量镉的镁合金制成的钉板系统被用来治疗 34 例骨折患者，其中 9 例由于感染以及无法处理气腔而失败，但这些患者术后血清镁无异常，无明显排斥反应及毒性，骨折端可见明显骨痂生长，提示镁可能刺激新骨生成。虽然目前还没有一种镁基可降解金属材料用于骨科临床，但镁金属材料由于来源丰富、可降解、弹性模量低(20~40 GPa)以及较好的生物相容性，作为医用植入材料潜力大，并且大部分材料学家和医学研究者认为镁基金属材料具有一定的生物活性[18-19]。目前的研究热点是如何提高镁合金的抗腐蚀性，改善其降解性能以及其生物安全性的评价方面。

3 可降解生物材料接骨板

金属并非是最理想的接骨板材料，传统的金属接骨板，都存在弹性模量高、不可降解等难以避免的问题，由此带来的应力遮挡和二次取出手术，使得可降解材料自 50 年代以来都一直被广泛的研究，以芬兰的科学家成果最为显著，至今市场上的可降解内固定材料仍以芬兰的产品为主。20 世纪 60 年代可降解内固定材料成功用于人体，由于颌面部骨骼为非承重骨、对力学强度要求较低，可降解接骨板首先应用于颌面外科。而其中最有代表性的即是可降解的聚乳酸(polylactic acid，PLA)、聚羟基乙酸(polyglycolicacid，PGA)、聚二恶烷酮(polydioxanone，PDS)，以及 PLA 的共聚物左旋聚乳酸(poly-L-lactic acid，PLLA)、外消旋聚乳酸(poly-D-L-lacticacid，PDLLA)等。目前该生物材料接骨板主要用于颌面外科[20-24]，并在治疗颌面部的骨折中取得了理想的临床结果。但由于初始力学强度不足、降解速率不符合骨折愈合的过程而导致接骨板力学强度丢失过快等问题，几乎没有可降解接骨板用于骨科临床，因此如何提高可降解材料的力学强度成为关键。为了增强可降解生物材料的力学强度、改善降解性能，材料学家们通过改进制备工艺、自增强(self-reinforce，SR)技术、纤维增强技术以及研发新的复合材料等方法，希望制备出力学性能更好的可降解接骨板。Vasenius 等[25]和 Törmälä 等[26]首先报道了通过自增强技术在 PGA 基体中加入 PGA 纤维缝线，以提高 PGA 的力学强度，随后 Waris 等[27]又将自增强的 PLLA 接骨板用于颌面部骨折的治疗。SR-PGA 的初始弯曲和剪切强度分别为 400 MPa 和 250 MPa，SR-PLLA 的初始弯曲和剪切强度可达到 300 MPa 和 200 MPa[28]。添加适当比重的纤维也可对可降解材料进行力学增强，常用的纤维主要有碳纤维和玻璃纤维[7]。但 Törmälä 等[26]分别通过碳纤维和自增强技术来提高 PGA/PLA 共聚物的力学强度，结果发现

未增强的 PGA/PLA 共聚物初始拉伸强度为 150 MPa，采用碳纤维增强后为 190 MPa，而通过自增强可使得 PGA/PLA共聚物的初始拉伸强度达到 265 MPa；降解 4 周后，通过碳纤维或自增强后的 PGA/PLA 共聚物强度仍有 10~20 MPa，而未增强的 PGA/PLA 共聚物降为 5 MPa，并认为自增强的PGA/PLA更适合于临床应用。除此之外，在可降解材料内加入羟基磷灰石不仅能改善材料的生物活性，还能提高可降解复合材料的力学性能。Kasuga 等[29]在 PLA 中加入一种由 β-$Ca(PO_3)_2$ 转换而来的羟基磷灰石纤维使 PLA 的弹性模量提高到 5~10 GPa，并且没有降低复合材料的弯曲强度。Shikinami 等[30-32]研究了经锻造加工的未烧结的羟基磷灰石颗粒和 PLLA 的复合材料（F-u-HA/PLLA），初始的弯曲强度和弹性模量分别提高到 270 MPa 和 12 GPa，降解 24 周后其力学强度仍可达到 200 MPa，并制备了小型接骨板进行了初步的实验研究。Shen 等[33-34]通过碳纤维增强 HA/PLA 使材料的初始弯曲强度和剪切强度分别达到 430 MPa 和 212 MPa，弹性模量为 22 GPa，12 周后弯曲强度和弹性模量分别丢失 13.2%和 5.4%，剪切强度仍有 190 MPa。除此之外，一些可降解复合生物材料如 PGA/PLA，PGA/三亚甲基碳酸酯，PGA/PLLA 也有一定研究[35-36]，但没有制成接骨板用于骨科临床的报道。而其他一些诸如磷酸三钙、甲壳素等可降解或部分降解的材料，由于脆性大、力学强度较差等原因，在骨科中一般用作填充修复材料，其中 β-磷酸三钙应用最广泛。

虽然材料学家们尝试了很多方式，提高了可降解生物材料的力学强度，但目前骨科临床中可降解生物材料主要作为螺钉或棒用于关节周围的松质骨骨折，以足踝骨折最多，应用较多的是 SR-PGA 和 SR-PLLA。可降解生物钉棒和金属螺钉相比，在治疗松质骨骨折时的疗效相当，螺钉断裂、松动的非常少见，但相比金属螺钉，并不需要二次手术取出[37-38]。芬兰 Helsinki 大学附属医院骨与创伤科首先将可降解内固定材料用于四肢骨折，从 1984 年至 2000 年的 15 年期间，采用可降解钉棒治疗骨折患者超过了 3 000 例，主要用于固定踝关节骨折，并认为可降解内固定物在保证临床效果的同时，由于不需要二次手术、避免了应力遮挡效应等，相比金属材料更具有优势[28]。但是 SR-PGA，SR-PLLA 作为接骨板在骨科临床中几乎没有报道。此外，无菌性炎症是目前可降解材料一个不容忽视的问题，Böstman 和 Pihlajamäki[39]的研究表明，在接受可降解的内固定材料治疗患者的随访中，有明显无菌炎性反应的患者，大部分是使用 PGA 者，而使用 PLA 者小于 0.1%。近年来，芬兰的 INION 公司推出了可用于骨科临床的 Inion OTPS 接骨板，该材料是一种复合的高分子材料，由 PLLA、右旋聚乳酸以及三亚甲基碳酸酯组成。Inion OTPS 接骨板有三款用于骨科临床，分别用于踝关节骨折和颈前路内固定，并同时推出了一款 FreedomPlate，可用于全是多处非承载部位骨折，如锁骨、尺桡骨、肋骨等。Inion OTPS 接骨板与螺钉配套使用，易于加工塑形，且不需要二次手术取出，这也是目前唯一可见报道的用于骨科临床的可降解接骨板。Kukk 和 Nurmi[40]报道了 Inion OTPS 接骨板治疗 50 例踝关节骨折的临床疗效，结果和采用金属内固定材料的疗效相当，但有 4 例出现了与植入物降解相关的软组织反应，但除 1 例患者皮下软组织肿胀严重外，其余患者肿胀轻微、无明显不适或疼痛；这例肿胀严重患者在 Inion OTPS 钉板植入 18 月后，手术切除局部肿胀的肉芽组织，通过组织检测未发现细菌性炎症，并证实接骨板已经完全降解，但螺钉的钉帽部分仍有残留。因此建议在完成内固定手术后，可将螺帽部分咬掉，这样可以减少螺帽残留可能引起的非特异性炎症反应。Nieminen 等[41]通过动物实验证实该接骨钉板植入羊的下颌骨后其拉伸强度可以维持至少 6 周，52 周后开始崩解，104 周后可以完全降解且没有发现严重的异物反应。Yang 等[42]报道了 1 例 Inion OTPS 钉板治疗桡骨远端骨折后 18 个月出现严重的延迟性异物反应的病例，并通过组织学检查发现肉芽组织中部分嗜酸性颗粒。因此可降解的聚乳酸类内固定物植入后的非特异性炎症和异物反应也是限制其在临床上应用的一个关键问题，虽然手术取出降解不完全的残留物后，可消除非特异性炎症，但这也违背了可降解内固定植入物不需要二次手术取出的初衷，使其主要优势得不到体现。

4 非降解生物材料接骨板

理想的内固定材料应该是生物相容性好、具有生物活性、有足够强度、弹性模量接近人体骨并且在骨折愈合后是可降解的，因此可降解的生物活性材料应该是接骨板最理想的选择。但是目前所报道的可降解接骨板材料几乎都存在力学强度不足、降解速率与骨折愈合匹配、无菌性炎症、生物活性低等缺点。所以在骨科临床上无法广泛应用，更难以取代金属接骨板。同时，有研究证实聚乳酸材料的降解产物会抑制骨髓间充质细胞（bone marrow mesenchymal stem cells，BMSCs）的增殖和成骨分化[43]，而骨痂生长、骨折愈合需要 BMSCs 增殖并分化为成骨细胞。非降解的生物材料能否作为内固定材料存在争议，因为不能降解也就意味着这种接骨板可能仍然需要二次手术取出。Ali 等[44]对一种碳纤维增强的环氧树脂接骨板的基础研究和初步临床应用进行了总结，该接骨板由多层浸润了环氧树脂的碳纤维在特定温度和压力条件下压制而成，压制的层数可随骨折部位而改变，其中用于前臂骨折的接骨板共 21 层，外层的碳纤维与接骨板长轴平行，内层与长轴呈 45°；体外力学试验证实其韧性和疲劳性明显好于标准不锈钢接骨板，动物实验表明材料有良好的相容性，40例前臂骨折的临床结果显示 67%的患者 6 个月内骨折愈合，认为碳纤维增强的环氧树脂接骨板能提供足够的强度固定前臂骨折，并有利于骨痂的生长，但骨折愈合后取出接骨板时发现其中 5 例出现不同程度的异物反应。Fujihara 等[45-46]、Schambron 等[47]通过预先编织的碳纤维制备了聚醚醚酮接骨板，与传统的采用短的碳纤维或者单一方向排列的碳纤维不同，这种编织聚醚醚酮复合材料接骨板的力学强度、抗疲劳

性等得到提高，刚度相比不锈钢接骨板降低一半，弹性模量更接近人体骨，且不同厚度的接骨板可以用于前臂，甚至下肢的骨折，但目前仍无相关临床报道。纳米羟基磷灰石/尼龙66(n-HA/PA66)是一种用于骨修复的非降解生物材料，目前主要作为填充材料、人工椎体或椎板用于骨科临床，作为接骨板其力学强度仍然不足。Su 等[48]利用玻璃纤维增强制备了 n-HA/PA66/GF 复合材料，通过体外实验证实 n-HA/PA66/GF 具有良好的生物相容性，该材料制备的 GF 螺钉的弯曲强度为 200~300 MPa，弹性模量 10~20 GPa。动物试验证实 n-HA/PA66/GF 能有效固定犬股骨髁骨折，疗效与钛金属钉相似。Qiao 等[49]对 n-HA/PA66/GF 的接骨板进行了研究，与钛金属接骨板相比，n-HA/PA66/GF 接骨板固定犬股骨的弯曲和扭转强度达到钛板的 28.9%、49.6%，弯曲和扭转刚度则分别降低 34.1%和 56.8%。初步动物实验结果表明 n-HA/PA66/GF 能有效固定骨折，利于骨痂生长，但骨折有延迟愈合的趋势。此外，也有人对石墨纤维/丙烯酸树脂[50]、玻璃纤维/聚丙烯[51]进行了初步研究。而诸如生物玻璃、玻璃陶瓷、氧化锆等生物陶瓷类的材料由于脆性大，材料易分层、崩解等原因，并不适合制造接骨板。

5 总结

金属接骨板尤其是钛合金接骨板是目前骨科临床最普遍使用的内固定材料，其安全性、有效性被广泛认可，但由于其弹性模量和需二次手术取出问题，金属接骨板并非是治疗骨折的最理想固定材料。随着材料科学的不断发展以及骨科医师对内固定效果的更高追求，生物活性材料的接骨板始终是科学家们研究的热点。不管是可降解还是非降解的生物材料，在保证材料安全性及生物相容性的基础上，材料的力学性能仍将是生物材料接骨板的研究重点。所以，坚信一种比较理想的生物活性接骨板定会在不久的将来面世。

参 考 文 献

[1] Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system[M]. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

[2] Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone[J]. Acta Orthop Scand, 1966, 37(1): 29-48.

[3] Erickson GM, Catanese J 3rd, Keaveny TM. Evolution of the biomechanical material properties of the femur[J]. Anat Rec, 2002, 268(2): 115-124.

[4] Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue[J]. J Biomech, 2004, 37(1): 27-35.

[5] Uhthoff HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments[J]. J Orthop Sci, 2006, 11(2): 118-126.

[6] Chapman JR, Henley MB, Agel J, et al. Randomized prospective study of humeral shaft fracture fixation: intramedullary nails versus plates[J]. J Orthop Trauma, 2000, 14(3): 162-166.

[7] Navarro M, Michiardi A, Castano O, et al. Biomaterials in orthopaedics [J]. J R Soc Interface, 2008, 5(27): 1137-1158.

[8] Tulinski M, Jurczyk M. Mechanical properties and corrosion resistance of nickel-free nanocrystalline austenitic steel[J]. Advances in Manufacturing Science and Technology, 2010, 34(1): 73-79.

[9] Tulinski M, Jurczyk M. Nanostructured nickel-free austenitic stainless steel/hydroxyapatite composites[J]. J Nanosci Nanotechnol, 2012, 12(11): 8779-8782.

[10] Thompson GJ, Puleo DA. Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro[J]. Biomaterials, 1996, 17(20): 1949-1954.

[11] Daley B, Doherty AT, Fairman B, et al. Wear debris from hip or knee replacements causes chromosomal damage in human cells in tissue culture[J]. J Bone Joint Surg Br, 2004, 86(4): 598-606.

[12] Nomura N. Artificial organs: recent progress in metals and ceramics[J]. J Artif Organs, 2010, 13(1): 10-12.

[13] Shabalovskaya SA. On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys[J]. Biomed Mater Eng, 1996, 6(4): 267-289.

[14] Dai K, Chu Y. Studies and applications of NiTi shape memory alloys in the medical field in China[J]. Biomed Mater Eng, 1996, 6(4): 233-240.

[15] Guo Y, Chen D, Lu W, et al. Corrosion resistance and in vitro response of a novel Ti35Nb2Ta3Zr alloy with a low Young's modulus[J]. Biomed Mater, 2013, 8(5): 055004.

[16] Hämmerle CH, Jung RE, Feloutzis A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients[J]. J Clin Periodontol, 2002, 29(S3): 226-231.

[17] Manara S, Paolucci F, Palazzo B, et al. Electrochemically-assisted deposition of biomimetic hydroxyapatite-collagen coatings on titanium plate[J]. Inorganica Chimica Acta, 2008, 361(6): 1634-1645.

[18] Staiger MP, Pietak AM, Huadmai J, et al. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review[J]. Biomaterials, 2006, 27(9): 1728-1734.

[19] Witte F. The history of biodegradable magnesium implants: a review[J]. Acta Biomater, 2010, 6(5): 1680-1692.

[20] Bos RR, Boering G, Rozema FR, et al. Resorbable poly(L-lactide) plates and screws for the fixation of zygomatic fractures[J]. J Oral and Maxillofac Surg, 1987, 45(9): 751-753.

[21]. Leenslag JW, Pennings AJ, Bos RR, et al. Resorbable materials of poly(L-lactide). VI. Plates and screws for internal fracture fixation[J]. Biomaterials, 1987, 8(1): 70-73.

[22] Yerit KC, Enislidis G, Schopper C, et al. Fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2002, 94(3): 294-300.

[23] Suzuki T, Kawamura H, Kasahara T, et al. Resorbable poly-L-lactide plates and screws for the treatment of mandibular condylar process fractures: a clinical and radiologic follow-up study[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2004, 62(8): 919-924.

[24] Eppley BL. Use of resorbable plates and screws in pediatric facial fractures[J]. J Oral Maxillofac Surg, 2005, 63(3): 385-391.

[25] Vasenius J, Vainionpää S, Vihtonen K, et al. Biodegradable self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) composite rods coated with slowly biodegradable polymers for fracture fixation: strength and strength retention in vitro and in vivo[J]. Clinical Materials, 1989, 4(4): 307-317.

[26] Törmälä P, Vasenius J, Vainionpää S, et al. Ultra-high-strength absorbable self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) composite rods for internal fixation of bone fractures: In vitro and in vivo study[J]. J Biomed Mater Res, 1991, 25(1): 1-22.

[27] Waris T, Pohjonen T, Törmälä P. Self-reinforced absorbable polylactide (SR-PLLA) plates in craniofacial surgery[J]. European Journal of Plastic Surgery, 1994, 17(5): 236-238.

[28] Rokkanen PU, Böstman O, Hirvensalo E, et al. Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology[J]. Biomaterials, 2000, 21(24): 2607-2613.

[29] Kasuga T, Ota Y, Nogami M, et al. Preparation and mechanical properties of polylactic acid composites containing hydroxyapatite fibers [J]. Biomaterials, 2000, 22(1): 19-23.

[30] Shikinami Y, Okuno M. Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly-L-lactide (PLLA): Part I. Basic characteristics[J]. Biomaterials, 1999, 20(9): 859-877.

[31] Shikinami Y, Okuno M. Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly L-lactide (PLLA). Part Ⅱ: practical properties of miniscrews and miniplates[J]. Biomaterials, 2001, 22(23): 3197-3211.

[32] Shikinami Y, Matsusue Y, Nakamura T. The complete process of bioresorption and bone replacement using devices made of forged composites of raw hydroxyapatite particles/poly l-lactide (Fu-HA/PLLA)[J]. Biomaterials, 2005, 26(27): 5542-5551.

[33] Shen L, Qiao F, Zhang Y, et al. Mechanical properties and degradation properties in vitro of carbon fiber reinforced hydroxyapatite/polylactide composite[J]. J Mater Sci Mater Med, 2009, 20(11): 2259-2265.

[34] Shen L, Yang H, Ying J, et al. Preparation and mechanical properties of carbon fiber reinforced hydroxyapatite/polylactide biocomposites[J]. J Mater Sci Mater Med, 2009, 20(11): 2259-2265.

[35] Agrawal CM, Athanasiou KA, Heckman JD. Biodegradable PLA-PGA Polymers for Tissue Engineering in Orthopaedics[J]. Materials Science Forum, 1997, 250(1): 115-128.

[36] Törmälä P, Pohjonen T, Rokkanen P. Bioabsorbable polymers: materials technology and surgical applications[J]. Proc Inst Mech Eng H, 1998, 212(2): 101-111.

[37] Partio EK, Böstman O, Hirvensalo E, et al. Self-reinforced absorbable screws in the fixation of displaced ankle fractures: a prospective clinical study of 152 patients[J]. J Orthop Trauma, 1992, 6(2): 209-215.

[38] Voutilainen NH, Hess MW, Toivonen TS, et al. A long-term clinical study on dislocated ankle fractures fixed with self-reinforced polylevolactide (SR-PLLA) implants[J]. J Long Term Eff Med Implants, 2002, 12(1): 35-52.

[39] Böstman OM, Pihlajamäki HK. Adverse tissue reactions to bioabsorbable fixation devices[J]. Clin Orthop Relat Res, 2000, 371: 216-227.

[40] Kukk A, Nurmi JT. A retrospective follow-up of ankle fracture patients treated with a biodegradable plate and screws[J]. Foot Ankle Surg, 2009, 15(4): 192-197.

[41] Nieminen T, Rantala I, Hiidenheimo I, et al. Degradative and mechanical properties of a novel resorbable plating system during a 3-year follow-up in vivo and in vitro[J]. J Mater Sci Mater Med, 2008, 19(3): 1155-1163.

[42] Yang TY, Huang CH, Lu YC, et al. Delayed foreign body reaction after fixation of distal radius fracture with biodegradable implant[J]. Formosan Journal of Musculoskeletal Disorders, 2012, 3(1): 27-30.

[43] Chen T, Zhou Y, Tan WS. Influence of lactic acid on the proliferation, metabolism, and differentiation of rabbit mesenchymal stem cells[J]. Cell Biol Toxicol, 2009, 25(6): 573-586.

[44] Ali M, French T, Hastings G, et al. Carbon fibre composite bone plates. Development, evaluation and early clinical experience[J]. J Bone Joint Surg Br, 1990, 72(4): 586-591.

[45] Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, et al. Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates[J]. Biomaterials, 2003, 24(15): 2661-2667.

[46] Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, et al. Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates[J]. Biomaterials, 2004, 25(17): 3877-3885.

[47] Schambron T, Lowe A, McGregor HV. Effects of environmental ageing on the static and cyclic bending properties of braided carbon fibre/PEEK bone plates[J]. Composites Part B: Engineering, 2008, 39(7): 1216-1220.

[48] Su B, Peng X, Jiang D, et al. In Vitro and In Vivo Evaluations of Nano-Hydroxyapatite/Polyamide 66/Glass Fibre (n-HA/PA66/GF) as a Novel Bioactive Bone Screw[J]. PloS one, 2013, 8(7): e68342.

[49] Qiao B, Li J, Zhu Q, et al. Bone plate composed of a ternary nano-hydroxyapatite/polyamide 66/glass fiber composite: biomechanical properties and biocompatibility[J]. Int J Nanomedicine, 2014(9): 1423-1432.

[50] Woo S, Akeson W, Levenetz B, et al. Potential application of graphite fiber and methyl methacrylate resin composites as internal fixation plates[J]. J Biomed Mater Res, 1974, 8(5): 321-338.

[51] Park SW, Yoo SH, An ST, et al. Material characterization of glass/polypropylene composite bone plates according to the forming condition and performance evaluation under a simulated human body environment [J]. Composites Part B: Engineering, 2012, 43(3): 1101-1108.

（责任编辑：张辉洁）