

## ·综述·

# 经皮椎体成形术的成形材料应用与发展

陈珑 倪才方 丁乙

经皮椎体成形术( percutaneous vertebroplasty ,简称 PVP )是在影像导引下 ,将穿刺针经皮穿刺到病变椎体后 ,注入糊状的成形材料 ,成形材料随即在椎体内凝固成坚硬的固体 ,从而达到提高脊柱稳定性、缓解或消除疼痛的目的。法国医师 Galibert 等<sup>[1]</sup>于 1987 年首先报道将此技术用于治疗椎体血管瘤 ,获得了满意的疗效。由于 PVP 术创伤小、效果好而且迅速 ,已成为脊柱微创介入治疗的又一热点<sup>[2]</sup>。然而 PVP 术的治疗机制尚不完全明了 ,与其有关的因素可能为<sup>[3 4]</sup> :①机械性 注入成形材料能提高脊柱的生物力学性能 ,固定显微骨折 ,减少骨折断端的微小移动 ,从而减少对痛觉神经末梢的刺激 ;②热效应 :成形材料中的骨水泥聚合高温对肿瘤细胞及痛觉神经末梢细胞的破坏 ;③血管性 阻断了局部组织的血流 ,亦对肿瘤细胞及痛觉神经末梢细胞有损害 ;④化学性 成形材料中的骨水泥单体对肿瘤细胞及神经细胞的细胞毒作用。可见 PVP 术中成形材料性能的优劣直接关系到 PVP 术的成败 ,PVP 已成为学者关注的焦点。

## 一、各种成形材料的分类及主要化学构成

成形材料的主要构成部分为骨水泥 ,PVP 术中通常使用的骨水泥为聚甲基丙烯酸甲酯( polymethylmethacrylate 即 PMMA )<sup>[2]</sup>。 PMMA 由聚合体和单体组成。聚合体为粉状固体 ,单体为液态。粉剂内主要化学成分为甲基丙烯酸甲酯聚合体 ,液体主要化学成分为甲基丙烯酸甲酯的单体 ,另外根据厂家的不同其还含有剂量不等的 N,N'- 二甲基对苯甲胺 ,粉剂与液体混合时会发生聚合反应 ,此反应为产热反应<sup>[5]</sup>。 目前国际上常用的 PMMA 骨水泥有 Simplex P( Howmedica Rutherford , NJ ) Cranioplast( Raynham MA ) Coriplast( 英国 Corin 公司 ) CMW( 英国 CMW 实验室 ) 等 ,这些 PMMA 骨水泥主要用于假体关节置换术或用于修复颅面骨的缺损 ,材料性能不尽相同<sup>[3 5]</sup>。 在美国最常使用的为 Cranioplast ,而在欧洲使用最广的为 Simplex P ,但无论是哪种品牌的 PMMA 骨水泥 ,它仅作为一种四肢关节手术的填

充材料获得了美国 FDA 的认证 ,而作为用于 PVP 术的药品 ,其至今未得到美国 FDA 的认可。

磷酸钙骨水泥( calcium phosphate ,即 CP )<sup>[6 9]</sup> 为最近发展起来的另一大类骨水泥。其主要组分为两种不同的磷酸盐在无水的环境下发生沉淀反应形成的羟磷灰石结晶。 CP 骨水泥于 1996 年通过了美国 FDA 的认证用于修补及加固少于 25 cm<sup>2</sup> 大小的颅面骨的缺损<sup>[8]</sup>。 由于其聚合时不产热 ,同时具有良好的生物相容性 ,因此在各种内固定手术中被用作 PMMA 骨水泥的替代品 ,虽然现在有大量的实验研究提示其可能成为 PMMA 骨水泥的替代品而被用于 PVP 术中 ,但至今未见有将其用于临床 PVP 术的大样本病例报道。

## 二、不同成形材料的调配方法及聚合凝固时间

厂家推荐的 PMMA 骨水泥的粉液混合配比比例为 : 粉液比( g/ml ) 2:l<sup>[5]</sup> 其聚合过程分为稀薄期、糨糊期、生面团期、硬化期、产热期。 PVP 术中需要将成形材料于黏稠状态下注入病变椎体 ,但厂家推荐的配比浓度并非用于 PVP 术 ,PMMA 往往快速凝固 ,不利于术中注射 ,因此国外有学者采用不同的调配方法以延长 PMMA 的聚合时间 ,通常采用的方法有 2 种<sup>[5]</sup> : ①调整 PMMA 聚合时的粉液比 随着粉液比的降低 ,其聚合时间会相应延长 ; ②在 PVP 术前将 PMMA 置于低温下冷藏 ,随着粉液比的降低或温度的下降 ,PMMA 的聚合时间会延长 ,从而降低术中注射的难度。 此外调配骨水泥时的室温、湿度、搅拌的速率、以及是否加入助显材料同样可能会影响其聚合速度。 目前 ,国外各大实验室正在进一步积极探索研新的配方以改变其聚合时间及黏稠度 ,主要的办法是在 PMMA 骨水泥的单体中加入不同的催化剂以改变其材料性能<sup>[10]</sup>。 电镜下观察于黏稠状态下注射的 PMMA 能较好地在椎体内弥散分布 ,以满足 PVP 术的要求。

CP 骨水泥的调配需要加入一定比例的液体 ,根据加入液体的成分及量的不同 ,其凝固时间为 5 ~ 30 min 不等<sup>[8]</sup>。 用注射用无菌水调配的 CP 骨水泥凝固时间较长 ,约 30 min 左右 ,而且其悬浮于液体之上不易注射。 国外学者通过换用磷酸钠盐溶液作

为液体调配剂 ,使其凝固时间缩短至 5 min ,而且能在流动的血液中凝固。另一种可以改变凝固速度的方法就是于液体调配剂中添加一些胶体分子如甲基纤维素等 ,这样可以适当延长其固化时间 ,同时在 CP 骨水泥凝固以后可以抵挡液体流动冲刷对材料性能的影响<sup>[8]</sup>。现在通常采用的 CP 骨水泥的配方为粉液比( g/ml ) 2:1 ,其中液体为含 2% 的羟丙基甲基纤维素的浓度为 0.25 mol/L 的磷酸钠盐溶液<sup>[11]</sup>。早期的 CP 骨水泥由于使用注射用无菌水调配 ,术中注射难度大 ,改变其配方后注射难度有所改善 ,而且在椎体内能较好地弥散渗透<sup>[7,8]</sup>。

### 三、X 线显影能力

由于 PVP 术中骨水泥可以渗漏至椎体周围或通过静脉引流引起相应的并发症 ,因此需要成形材料有一定的 X 线显影能力 ,便于术中监控其流向 ,以减少并发症。

PMMA 骨水泥本身不具备 X 线显影能力 ,因此在使用时需要添加一定剂量的助显剂以增强其显影能力 欧洲的学者多用钽粉作为助显剂 ,添加入骨水泥的粉剂中进行调配 ,但钽粉价格昂贵 ,显影效果仍不十分满意 ,而且不易消毒 ,因此其在美国一直未能得到 FDA 的认可<sup>[2]</sup>。也有学者利用非离子造影剂作为助显剂 ,但是非离子造影剂与 PMMA 骨水泥不能充分混合 ,容易单独渗出向静脉引流或流至椎旁 ,形成渗漏假象 ,不利于术中对成形材料的流向进行监控<sup>[2]</sup>。现在美国通用的方法是以 BaSO<sub>4</sub> 作为助显剂 ,一些厂家也在其骨水泥成品中直接添加 BaSO<sub>4</sub> 以增强显影效果 ,如 Simplex P 、 Coriplast 的粉剂中均加入粉剂重量 10% 的 BaSO<sub>4</sub><sup>[3,7]</sup> ,但成形材料的显影效果仍不甚满意 ,于是国外学者便自行在骨水泥中添加更多的 BaSO<sub>4</sub> ,但是到底加入多少 BaSO<sub>4</sub> 最为合适 ,至今无满意的量化指标。有学者<sup>[12]</sup>提出对成形材料摄取 X 线片 ,以平片的密度判断其显影效果 ,但是 X 线片的密度受较多的因素干扰 ,不仅与物质的 X 线显影能力有关 ,还受胶片冲洗过程等多种因素的影响 ,因此并未得到推广。现有的经验认为在 Simplex P 中加入相当于粉剂总重量 30% 的 BaSO<sub>4</sub> 可使成形材料获得满意的显影效果 ;而在 Cranioplast 中则只需加入 20% 的 BaSO<sub>4</sub> 即可<sup>[3]</sup>。随着新技术的发展 ,越来越多的技术被用于医用材料中 ,已经有学者<sup>[13]</sup>研究将金属铋剂与骨水泥相螯合形成复合物 ,这样既解决了成形材料的显影问题 ,又减少了由于在骨水泥中另行添加产品引起的显影不均以及所添加产品需另行消毒等一系列问题 ,但是这种材料的

力学性能尚有待进一步研究。关于 BaSO<sub>4</sub> 的消毒方法通常有 3 种<sup>[14]</sup>:环氧乙烷法、高温蒸汽法、干热法。环氧乙烷法有可能使钡粉中残留少量环氧乙烷 环氧乙烷对人有一定的毒性 ,可导致溶血反应 ;蒸汽法容易使钡粉成团 ,不易于成形材料中均匀分布 美国 FDA 推荐的方法为干热法 ,但是由于干热法的热传导能力的限制 ,因此一次消毒的 BaSO<sub>4</sub> 的量不宜过多 ,以免影响消毒效果。

由于其自身化学结构的特点 ,CP 骨水泥的 X 线显影效果满意 ,各项研究结果表明 CP 骨水泥于透视下能够较满意的显影 ,无需加入助显剂以增强其显影效果<sup>[6-9]</sup>。

### 四、材料的力学性能及对椎体的生物力学性能影响

强度和刚度是最常用来描述椎体生物力学性能的指标 ,强度反映了椎体抵抗破坏的能力 ,刚度则反映了椎体抵抗变形的能力。PMMA 骨水泥的压缩和拉伸应力分别为 97MPa 和 27MPa<sup>[8]</sup>。影响 PMMA 骨水泥力学性能的因素很多 ,主要有 :①粉液配比比例。对于各种不同品牌的骨水泥国外学者得出的实验结果各不相同 ,1975 年 Hass 等<sup>[5]</sup>提出 :Simplex P 的液体与粉剂比值在 (0.33 ~ 0.66) ml/g 之间变动时并不影响材料的力学性能 ;但是 Jasper 等<sup>[15]</sup>1999 年利用 Cranioplast 进行实验 ,得出改变 PMMA 的液体与粉剂比值会明显影响其材料性能 ,其中在液体与粉剂比值为 0.53 ml/g 时材料可获得最大的强度、刚度和极限耐压强度。②骨水泥中添加其他成分。于骨水泥中加入 BaSO<sub>4</sub> 是否会影响材料的力学性能一直也存在争议 ,Hass 等<sup>[5]</sup>认为于骨水泥中添加 BaSO<sub>4</sub> 对力学性能无明显影响 ,但也有文献报道加入 BaSO<sub>4</sub> 后 ,成形材料的刚度及强度明显下降<sup>[15]</sup> ,因为成形材料中加入 BaSO<sub>4</sub> 后 ,会在成形材料中引入更多的小气泡 ,从而影响材料的疲劳性能。此外 ,随着 PVP 手术的发展 ,国内外学者会在成形材料中添加一些治疗药物 ,这些同样可能影响到成形材料的力学性能。③成形材料的调配方法。有学者<sup>[5]</sup>认为调配成形材料时的室内温度、相对湿度、调配时的搅拌速率对材料的性能都有影响 ;此外成形材料聚合后放置时间的长短也会影响其力学性能。

众多学者将不同品牌的 PMMA 骨水泥用于尸体或动物标本以探讨其对椎体生物力学强度的影响 ,由于使用的骨水泥品牌各异 ,采用的 PVP 实验方法各自不一 ,因此结论也各不相同。Belkoff 等<sup>[3]</sup>将 Simplex P 和 Cranioplast 用于正常尸体的椎体压

缩性骨折的模型,行椎体成形术,其中 Cranioplastic 另行加入相当于总体粉剂重量 20% 的 BaSO<sub>4</sub>;他采用经双侧椎弓根注射法,经每侧椎弓根注射 PMMA 骨水泥 4 ml,结果 Simplex P 组治疗的椎体强度较压缩骨折前得到了明显增强,其刚度恢复到了压缩骨折前的水平;Cranioplastic 组椎体强度较压缩骨折前得到了明显增强,但刚度未能恢复到压缩骨折前的水平。Belkoff 等<sup>[9]</sup>同时还对已有骨质疏松的尸体标本建立了压缩骨折的模型,利用 Simplex P 和加有相当于总体粉剂重量 30% BaSO<sub>4</sub> 的 Simplex P 行椎体成形术。其在胸椎的成形材料用量为每侧椎弓根注射 2 ml,在腰椎则为每侧注射 3 ml。结果另行加有 BaSO<sub>4</sub> 的 Simplex P 组在胸椎水平椎体强度恢复到了压缩骨折前的水平,在腰椎水平椎体强度则较压缩骨折前得到了明显增强,但是无论是胸椎还是腰椎水平,其椎体的刚度都不能恢复到压缩骨折前的水平,而未另行添加 BaSO<sub>4</sub> 的 Simplex P 组,无论是胸椎还是腰椎水平其椎体强度都较压缩骨折前得到了明显增强,但与加有 BaSO<sub>4</sub> 的实验组相同,其椎体的刚度亦不能恢复到压缩骨折前的水平。Belkoff 等<sup>[16]</sup>还利用 Simplex P 对经皮椎体成形术所需成形材料的量进行了研究。结果表明在各脊柱水平只需 2 ml 的成形材料就能将椎体的强度恢复到压缩骨折前水平,但若想使其明显高于压缩骨折前水平则在胸椎水平需要 4 ml 成形材料,而在胸腰段及腰椎水平则需 6 ml 成形材料;对于椎体刚度,则在各脊柱水平至少需要 4 ml 的成形材料方能使其恢复到压缩骨折前水平。Tohmeh 等<sup>[17]</sup>则通过实验得出经单侧椎弓根注射成形材料 6 ml 与经双侧椎弓根注射成形材料共 10 ml 对椎体的生物力学性能的影响类似,都能够使椎体的强度较压缩骨折前得到了明显增强,而刚度则恢复到压缩骨折前的水平。

CP 骨水泥的压缩和拉伸应力比 PMMA 低,分别为 65 MPa 和 10.6 MPa<sup>[8]</sup>。随着调配的液体成分及量不同,CP 骨水泥材料的力学性能也会随之改变<sup>[8]</sup>。众多学者<sup>[6~9]</sup>将 CP 骨水泥和 PMMA 骨水泥用于尸体的椎体压缩性骨折标本,以判断作为 PVP 术成形材料对椎体生物力学性能的恢复有无差异,结果显示在影响椎体强度方面 CP 骨水泥与 PMMA 骨水泥无明显差异,都能使椎体的强度恢复到或超越其发生压缩骨折前的水平,但是对于刚度的影响,CP 不及 PMMA,多不能将刚度恢复到椎体发生压缩骨折前的水平。此外 Hitchon 等<sup>[8]</sup>采用经右侧椎弓根穿刺途径对尸体标本行椎体成形术,对注入成形

材料的椎体标本行侧曲及扭应力测试,发现两种骨水泥对压缩性骨折椎体的扭应力恢复无明显差异,但椎体的右侧侧曲应力都不能恢复到骨折前水平,分析这一结果主要与采取单侧椎弓根穿刺有关。

## 五、不良反应

PMMA 骨水泥的单体具有细胞毒性,文献报道使用时可能引起血压升高、心跳骤停、肺栓塞等不良反应<sup>[18]</sup>,但是这些反应仅见于 PMMA 骨水泥用于假体关节置换术中,而肺栓塞则主要是由于成形材料的黏滞度太低,导致成形材料直接引流入静脉而引起的。在人造关节置换术中,患者血压升高主要原因为向骨髓腔内高压力注射骨水泥引起的反射性的血压升高,而不是由骨水泥自身毒性引起的<sup>[19]</sup>。PMMA 骨水泥发生聚合时为产热反应,其体外聚合最高温度由 40~122 °C 不等,文献报道 PMMA 可能会引起神经元的热损伤,但是 Deramond 等<sup>[4]</sup>发现其在椎体内的聚合温度远没有体外高,分析原因可能与椎体周围血供丰富,循环速度快,能迅速带走大量的热能有关。此外 PMMA 组织相容性差,无成骨作用,注入体内可能引起异物排斥反应。但是尽管 PMMA 存在上述种种缺陷,迄今为止却未见在 PVP 术中有与 PMMA 骨水泥本身毒性有关的严重不良反应的报道<sup>[3]</sup>。CP 骨水泥聚合时不产热,无细胞毒性,同时还具有良好的组织相容性及成骨作用。Ikenaga 等<sup>[20]</sup>将 CP 骨水泥用于活体动物的骨组织内,结果 16 周后其完全被新生骨所取代,未见有残留及残腔形成。国外学者对其用于人体后的组织病理学进行研究,未发现有炎症及异物排斥反应,因此被学者推荐其作为 PMMA 骨水泥的替代品<sup>[19]</sup>。

尽管 CP 骨水泥有诸多优点,但是也有众多学者<sup>[7~9]</sup>提出置疑,CP 骨水泥用于 PVP 术时的适应证是否与 PMMA 骨水泥一致?因为 PMMA 骨水泥的细胞毒性以及聚合时的热效应对肿瘤组织及感觉神经末梢的损伤据推测正是 PVP 术的治疗止痛机制之一,因此在针对不同原因引起的椎体压缩性骨折行 PVP 术时,对于成形材料的选择应有所不同。

## 六、发展方向

随着 PVP 术的逐步推广和日趋完善,众多学者已经不满足于将成形材料简单地作为固定材料用于 PVP 术,越来越多的研究者希望成形材料能成为携带针对各种疾病进行特殊治疗的药物的载体。已经有文献报道在成形材料中添加抗生素、抗肿瘤药物以及各种治疗骨质疏松的药物,以针对性地治疗各种疾病。最常见的添加剂为抗生素<sup>[21]</sup>,以预防 PVP

术后合并的感染,但有文献显示加入抗生素后可能会影响到成形材料的力学性能。有学者<sup>[21]</sup>将抗肿瘤药物如甲氨蝶呤(MTX)按一定比例添加入成形材料中用于治疗四肢骨肿瘤的实验中,结果显示MTX能够耐受成形材料聚合时的高温,同时不降低成形材料的力学性能,并能从成形材料中慢慢释放出来,起到局部和全身的抗肿瘤作用,有学者提出其同样可应用于PVP术中,但其对脊柱的生物力学性能的影响及具体的血药代谢变化情况尚需进一步深入研究。随着分子生物学的发展,学者们开始研究在成形材料中添加各种能够刺激骨形成的生长因子、骨形成蛋白等,并试图将成形材料作为治疗肿瘤的各种抗癌和抑癌基因的载体。如在成形材料中加入牛I型胶原蛋白及血小板生长因子以观察其在羊的椎体内刺激新骨生成情况。但上述这些由于效果不确切,不良反应较多,目前还停留在实验阶段,离临床使用尚有一段距离。

## 七、展望

经皮椎体成形术中所用成形材料的发展欲取得重大突破,还需对PVP术本身的治疗机制做进一步深入的研究,只有在充分了解PVP术对病变椎体的止痛及加固的原理后,才能针对需要开发研制出能够满足各种要求的具有满意黏滞度、良好X线显影效果,合适材料力学性能,恰当聚合温度,对人体无不良反应并能携带各种特殊治疗药物的新型材料。

## 参 考 文 献

- 1 Galibert P , Deramond H , Rost P , et al. Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty. *Neurochirurgie* ( French ), 1987 , 33 :166-168.
- 2 Mathis JM , Barr JD , Belkoff SM , et al. Percutaneous vertebroplasty : a developing standard of care for vertebral compression fractures. *AJR Am J Neuroradiol* , 2001 , 22 :373-381.
- 3 Belkoff SM , Maroney M , Fenton DC , et al. An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty. *Bone* , 1999 , 25( 2 Suppl ) 23s-26s.
- 4 Deramond H , Wright NT , Belkoff SM. Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty. *Bone* , 1999 , 25( 2 Suppl ) :17s-21s.
- 5 Hass SS , Brauer GM , Dickson G. A characterization of polymethylmethacrylate bone cement. *J Bone Joint Surg* , 1975 , 57A :380-391.
- 6 Cunin G , Boissonnet H , Petite H , et al. Experimental vertebroplasty using osteoconductive granular material. *Spine* , 2000 , 25 :1070-1076.
- 7 Belkoff SM , Mathis JM , Erbe EM , et al. Biomechanical evaluation of a new bone cement for use in vertebroplasty. *Spine* , 2000 , 25 :1061-1064.
- 8 Hitchon PW , Goel V , Drake J , et al. Comparison of the biomechanics of hydroxyapatite and polymethylmethacrylate vertebroplasty in a cadaveric spinal compression fracture model. *J Neurosurg* , 2001 , 95( 2 Suppl ) 215-220.
- 9 Belkoff SM , Mathis JM , Jasper LE , et al. An ex vivo biomechanical evaluation of a hydroxyapatite cement for use with vertebroplasty. *Spine* , 2001 , 26 :1542-1546.
- 10 Hasenwinkel JM , Lautenschlager EP , Wixson RL , et al. Effect of initiation chemistry on the fracture toughness, fatigue strength, and residual monomer content of a novel high viscosity, two solution acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res* , 2002 , 59 :411-421.
- 11 Lim TH , Brebach GT , Renner SM , et al. Biomechanical evaluation of an injectable calcium phosphate cement for vertebroplasty. *Spine* , 2002 , 27 :1297-1302.
- 12 Minari C , Cristofolini L , Baruffaldi F , et al. Radiopacity and fatigue characterization of a novel acrylic bone cement with sodium fluoride. *Artif Organs* , 2000 , 24 :751-757.
- 13 Lang LA , Mattie PA , Rawis HR. The effect of triphenylbismuth on the radiopacity and performance properties of compression and injection molded denture resins. *J Prosthodont* , 2000 , 9 :23-29.
- 14 Leibold RA , Gilula LA. Sterilization of barium for vertebroplasty : an effective, reliable, and inexpensive method to sterilize powders for surgical procedures. *AJR Am J Roentgenol* , 2002 , 179 :198-200.
- 15 Jasper LE , Deramond H , Mathis JM , et al. The effect of monomer-to-powder ratio on the material properties of cranioplastic. *Bone* , 1999 , 25 ( 2 Suppl ) 27S-29S.
- 16 Belkoff SM , Mathis JM , Jasper LE , et al. The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior. *Spine* , 2001 , 15 , 26 :1537-41.
- 17 Tohmeh AG , Mathis JM , Fenton DC , et al. Biomechanical efficacy of unipedicular versus bipedicular vertebroplasty for the management of osteoporotic compression fractures. *Spine* , 1999 , 24 :1772-1776.
- 18 Aebl N , Medvet JK , Davis G , et al. Fat embolism and acute hypotension during vertebroplasty : an experimental study in sheep. *Spine* , 2002 , 27 :460-466.
- 19 Knaack D , Goad EB , Aiолова M , et al. Resorbable calcium phosphate bone substitute. *J Biomed Mater Res* , 1998 , 43 :399-409.
- 20 Ikenaga M , Hardouin P , Lemaitre J , et al. Biomechanical characterization of a biodegradable calcium phosphate hydraulic cement : A comparison with porous biphasic calcium phosphate ceramic. *J Biomed Mater Res* , 1998 , 40 :139-144.
- 21 Wang HM , Crank S , Oliver G , et al. The effect of methotrexate-loaded bone cement on local destruction by the VX2 tumor. *J Bone Joint Surg* , 1996 , 78B :14-17.

( 收稿日期 2003-04-29 )

# 经皮椎体成形术的成形材料应用与发展

作者: 陈珑, 倪才方, 丁乙  
作者单位: 215006, 苏州大学附属第一医院介入科  
刊名: 介入放射学杂志 ISTIC PKU  
英文刊名: JOURNAL OF INTERVENTIONAL RADIOLOGY  
年, 卷(期): 2004, 13(5)  
被引用次数: 8次

## 参考文献(21条)

1. [Galibert P. Deramond H. Rost P Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty 1987](#)
2. [Mathis JM. Barr JD. Belkoff SM Percutaneous vertebroplasty: a developing standard of care for vertebral compression fractures 2001](#)
3. [Belkoff SM. Maroney M. Fenton DC An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty 1999\(02\)](#)
4. [Deramond H. Wright NT. Belkoff SM Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty 1999\(02\)](#)
5. [Hass SS. Brauer GM. Dickson G A characterization of polymethylmethacrylate bone cement 1975](#)
6. [Cunin G. Boissonnet H. Petite H Experimental vertebroplasty using osteoconductive granular material 2000](#)
7. [Belkoff SM. Mathis JM. Erbe EM Biomechanical evaluation of a new bone cement for use in vertebroplasty 2000](#)
8. [Hitchon PW. Goel V. Drake J Comparison of the biomechanics of hydroxyapatite and polymethylmethacrylate vertebroplasty in a cadaveric spinal compression fracture model 2001\(02\)](#)
9. [Belkoff SM. Mathis JM. Jasper LE An ex vivo biomechanical evaluation of a hydroxyapatite cement for use with vertebroplasty 2001](#)
10. [Hasenwinkel JM. Lautenschlager EP. Wixson RL Effect of initiation chemistry on the fracture toughness, fatigue strength, and residual monomer content of a novel high viscosity, two solution acrylic bone cement 2002](#)
11. [Lim TH. Brebach GT. Renner SM Biomechanical evaluation of an injectable calcium phosphate cement for vertebroplasty 2002](#)
12. [Minari C. Cristofolini L. Baruffaldi F Radiopacity and fatigue characterization of a novel acrylic bone cement with sodium fluoride 2000](#)
13. [Lang LA. Mattie PA. Rawis HR The effect of triphenylbismuth on the radiopacity and performance properties of compression and injection molded denture resins 2000](#)
14. [Leibold RA. Gilula LA Sterilization of barium for vertebroplasty: an effective, reliable, and inexpensive method to sterilize powders for surgical procedures 2002](#)
15. [Jasper Le. Deramond H. Mathis JM The effect of monomer-to-powder ratio on the material properties of cranioplastics 1999\(02\)](#)
16. [Belkoff SM. Mathis JM. Jasper LE The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior 2001](#)

17. Tohmeh AG, Mathis JM, Fenton DC. Biomechanical efficacy of unipedicular versus bipediculär vertebroplasty for the management of osteoporotic compression fractures. 1999
18. Aebl N, Medvet JK, Davis G. Fat embolism and acute hypotension during vertebroplasty: an experimental study in sheep. 2002
19. Knaack D, Goad EB, Aiолова M. Resorbable calcium phosphate bone substitute. 1998
20. Ikenaga M, Hardouin P, Lemaitre J. Biomechanical characterization of a biodegradable calcium phosphate hydraulic cement: A comparison with porous biphasic calcium phosphate ceramic. 1998
21. Wang HM, Crank S, Oliver G. The effect of methortextate-loaded bone cement on local destruction by the VX2 tumor. 1996

#### 引证文献(8条)

1. 王继东, 邹海军. 经皮椎体成形术的临床应用 [期刊论文] - 健康大视野 (下). 2009(4)
2. 袁新, 吴泽涛. CT引导下经皮椎体成形术治疗椎体恶性病变的临床应用 [期刊论文] - 青海医药杂志. 2007(11)
3. 吴泽涛, 廖正银, 谢晓东, 王朝华. CT引导下经皮椎弓根成形术治疗椎弓根溶骨性转移瘤的临床应用 [期刊论文] - 实用放射学杂志. 2007(7)
4. 李展振, 戈才华, 刘志安, 谢荣, 邱优国. 后外侧椎体成形术治疗下腰椎压缩性骨折的疗效分析 [期刊论文] - 颈腰痛杂志. 2007(3)
5. 廖正银, 谢晓东, 王朝华. 椎弓根成形术治疗肺癌椎弓根溶骨性转移的初步结果 [期刊论文] - 中国肿瘤杂志. 2006(3)
6. 王立富, 吕朋华, 王书祥, 孙陵, 耿素萍, 陈民, 黄文诺. 经皮椎体成形术的临床应用 [期刊论文] - 实用临床医药杂志. 2006(1)
7. 陈珑, 倪才方. 椎体成形术中非骨水泥渗漏引起心血管系统的变化 [期刊论文] - 介入放射学杂志. 2006(6)
8. 何仕诚, 滕皋军, 邓钢, 郭金和, 方文, 朱光宇. 添加不同类型、比例的显影剂后骨水泥性能的变化 [期刊论文] - 介入放射学杂志. 2006(4)

本文链接: [http://d.wanfangdata.com.cn/Periodical\\_jrfsxzz200405034.aspx](http://d.wanfangdata.com.cn/Periodical_jrfsxzz200405034.aspx)

授权使用: qkxb11(qkxb11), 授权号: 2af62bb6-9885-433b-bff8-9e2b00d2f7f6

下载时间: 2010年11月11日