

# 尿素作为造孔剂制备泡沫钛的结构和力学性能

肖 健, 邱贵宝, 廖益龙, 白晨光

(重庆大学, 重庆 400044)

**摘 要:** 采用针状尿素作为造孔剂, 在造孔剂含量介于 60%~80% 的情况下进行了泡沫钛的制备。通过造孔剂技术成功地制备出孔隙率介于 50.2%~71.4% 的泡沫钛。扫描电镜结果表明, 孔的连通程度随着造孔剂含量的增加而增加, 当造孔剂含量超过 70% 时形成开孔泡沫钛。力学性能测试结果表明, 力学性能随着孔隙率的增加而减小, 试样的屈服强度、抗压强度和杨氏模量分别介于 34.4~146.8 MPa、40.6~193.2 MPa 和 0.5~3.3 GPa。孔隙率为 50.2% 和 71.4% 的泡沫钛的杨氏模量分别匹配于皮质骨和松质骨的模量, 理论上可作为潜在的骨替代材料。

**关键词:** 泡沫钛; 造孔剂技术; 微观结构; 力学性能; 生物材料

中图分类号: TG146.2<sup>+</sup>3

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2015)07-1724-06

近年来, 骨缺损修复材料成为临床需求量最大的生物医用材料之一。传统的骨替代材料均采用致密的金属或合金, 如钴镍合金、不锈钢、钛基合金等。相对于其它金属, 钛合金作为骨替代材料得到了更为广泛的应用, 这主要得益于其低的杨氏模量、耐腐蚀和良好的生物相容性<sup>[1-4]</sup>。然而, 与具有多孔结构的骨骼相比, 致密的钛合金支架显然不利于新骨的长入和营养物质的输送, 限制了其在人体内的使用寿命。与此同时, 虽然可以通过调整合金成分来降低钛合金的力学性能特别是杨氏模量, 但其最低的杨氏模量 (55 GPa<sup>[11]</sup>) 还是高于骨的模量 (松质骨: 0.02~0.5 GPa, 皮质骨: 3~30 GPa<sup>[5]</sup>)。当植入体的模量高于骨的模量, 将会导致应力遮挡现象的发生, 使得植入体与骨的结合处发生松动, 从而不利于植入体的固定甚至出现局部骨吸收现象。

令人欣慰的是, 泡沫钛的出现为解决这个问题带来了曙光。这是因为, 一方面多孔结构有利于新骨的长入和营养物质的输送, 另一方面又可以通过改变孔结构来调整其力学性能, 特别是与骨的模量相匹配。因此, 泡沫钛应用于骨替代材料具有非常诱人的前景<sup>[6,7]</sup>。

当前, 泡沫钛的制备常采用基于粉末冶金“造孔剂技术”<sup>[8]</sup>, 英文名为“space holder technique”。这种技术采用一种临时性材料作为造孔剂, 如尿素<sup>[9]</sup>、碳酸氢铵<sup>[10]</sup>、镁<sup>[11]</sup>、氯化钠<sup>[12]</sup>、氟化钠<sup>[13]</sup>、樟脑丸<sup>[14]</sup>以及淀粉<sup>[15]</sup>等。相对于其他造孔剂, 尿素一方面容易脱除且脱除产生的气体不会污染环境, 另一方面价格较为

便宜且容易获取, 这非常有利于节约资源和保护环境。因此, 采用尿素作为造孔剂来制备泡沫钛受到了研究者的青睐。例如, M. Bram<sup>[16]</sup>第一次报道尿素作为造孔剂; W. Niu<sup>[17]</sup>和 M. Sharma<sup>[9]</sup>分别采用球形状和针状尿素来制备泡沫钛, 后者还研究了尿素的形状和含量对泡沫钛结构和力学性能的影响<sup>[18]</sup>; N. Tuncer<sup>[19]</sup>研究了尿素颗粒的大小对泡沫钛结构和力学性能的影响; O. Smorygo<sup>[20]</sup>将钛粉涂覆在球形尿素颗粒上, 采用水解尿素的方式来进行泡沫钛的制备等等。前人的研究成果表明, 尿素颗粒一般存在 2 种形状: 近球形状<sup>[16, 17, 20]</sup>和针状 (不规则)<sup>[9, 18]</sup>, 前者粒径较大 (毫米级) 而后者粒径较小 (微米级)。当采用球形状尿素作为造孔剂时, 易制备闭孔结构泡沫钛<sup>[16, 17, 19, 20]</sup>, 而细小的针状尿素 (平均粒径分别为 51<sup>[18]</sup>和 120  $\mu\text{m}$ <sup>[19]</sup>) 则易形成开孔结构。然而, 当 M. Sharma 采用粗大的 (平均粒径为 224  $\mu\text{m}$ <sup>[18]</sup>) 针状尿素, 孔隙率介于 44%~64% 的泡沫钛全部形成闭孔结构, 且当造孔剂的含量超过 60% 时, 生压坯在尿素的脱除过程将发生坍塌和断裂。那么, 采用粗大的针状尿素作为造孔剂, 能否制备出开孔泡沫钛以及造孔剂含量能否超过 60%, 这是已有文献尚未解决的问题。

据文献报道, 植入体的适宜孔径介于 100~500  $\mu\text{m}$ <sup>[21]</sup>。因此, 首先筛分出粒径合适的针状尿素颗粒。然后, 为了制备出造孔剂含量超过 60% 的泡沫钛, 造孔剂的含量分别设定为 60%, 70% 和 80%。最后, 对泡沫钛的制备过程、结构和力学性能进行分析讨论。

收稿日期: 2014-07-20

基金项目: 国家自然科学基金 (51174243)

作者简介: 肖 健, 男, 1989 年生, 博士生, 重庆大学材料学院, 重庆 400044, 电话: 023-65111256, E-mail: xiaojian@cqu.edu.cn

# 1 实验

商业高纯钛粉（平均粒径：32 μm，图 1a）购自中国北京兴荣源有限公司，采用氢化-脱氢法制备得到。其纯度和氧含量分别为 99.3% 和 0.5%。针状尿素（平均粒度：398 μm，图 1b）购自中国成都市科龙化工试剂厂，经过粒度为 225~420 μm 的筛子筛分得到。

采用“造孔剂技术”来制备泡沫钛。首先，将称量好的钛粉和尿素（体积分数分别为 60%，70%，80%）在研钵中混合 2~3 min 后于钢质磨具（直径：16 mm；高：50 mm）中在压机下压制成圆柱形生压坯（压力：200 MPa；保压时间 45 s），然后将生压坯置于真空碳管炉内进行热处理。热处理过程分两步：先低真空下脱除尿素（脱除尿素后的钛骨架称为预加热试样），温度达到 460 °C 时停炉冷却；再将预加热试样在高纯氩气保护气氛下于 1250 °C 烧结 2 h，最后随炉冷却至室温。具体的热处理过程如图 2 所示。

泡沫钛的孔隙率与相对密度之间的关系可表示为  $\epsilon=1-\rho/\rho_s$ ，其中  $\rho$  和  $\rho_s$  分别为泡沫试样的密度和纯钛的密度（ $\rho_s=4.51 \text{ g/cm}^3$ ）。利用热分析仪测试尿素的热重曲线和差示曲线；利用扫描电镜观察试样的微观结构；利用新三思万能电子实验机（型号：MT-5150）

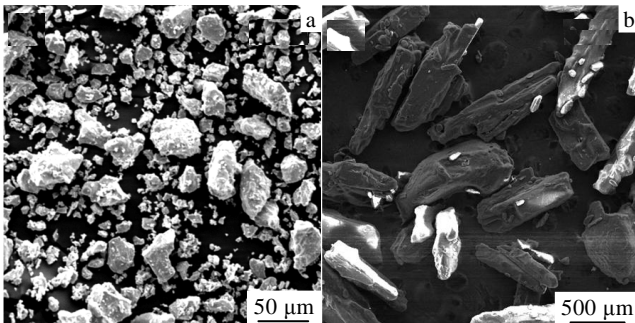


图 1 原料的 SEM 照片

Fig.1 SEM images of raw material: (a) Ti and (b) carbamide

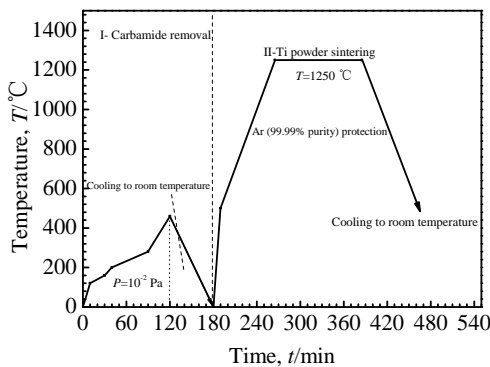


图 2 试样的热处理过程

Fig.2 Heat-treatment for samples

测试试样的压缩性能，压头移动速率为 1.5 mm/min。屈服强度定义为产生 0.2% 残余变形的应力值。

# 2 结果与讨论

## 2.1 造孔剂的脱除

尿素的热分析实验结果如图 3 所示。从 DSC 曲线可以看到 3 个明显的吸热峰，其温度区间大致可分为 120~160 °C、160~280 °C 以及 280~420 °C。从热重曲线可以看出，第 2 个和第 3 个吸热峰都引起了质量的变化，而第 1 个吸热峰却没有引起质量的变化。这是因为尿素的熔点大约 135 °C，所以第 1 个吸热峰发生的是尿素的熔化。仔细观察还可以看到，尿素在熔点之前大约 10 °C 即 120 °C 时开始熔化。因此，为了使试样在尿素的熔化过程中不发生坍塌以及钛粉不被融化的尿素液体带走，从 120~160 °C 加热过程中要尽可能的缓慢，本实验加热速率为 2 °C/min。而在第 2 个和第 3 个吸热峰温度区间则可以相对快点，加热速率分别为 4 和 6 °C/min。

从热重曲线可以看出，直到加热到 460 °C 时，尿素才完全脱除。因此，尿素的脱除温度持续到 460 °C 结束。从 DSC 曲线和 TG 曲线还可以看到，尿素在第 2 个和第 3 个吸热峰的温度区间内发生了分解反应（有气体产生）。显然，相对于氩气<sup>[9, 18]</sup>，真空环境下（真空度为  $10^{-2} \text{ Pa}$ ）能够加快挥发气体（尿素分解反应的产物）在钛粉之间的间隙扩散速率，从而避免由于钛粉的粉化而导致生压坯的坍塌和断裂<sup>[16, 17]</sup>，如图 4 所示。在 M. Sharma 的研究结果中，之所以会出现造孔剂含量超过 60% 时生压坯将发生坍塌和断裂的现象，认为其原因主要是跟尿素脱除过程气氛（氩气<sup>[9]</sup>）的选择有关（压制压力：100 MPa，足够大；加热速率：2.5 °C/min，足够缓慢）。虽然氩气可以保护钛粉不被污染，但是却不利于挥发气体的扩散。而且，真空下脱除尿素还有一个优势在于挥发气体被及时的带出炉

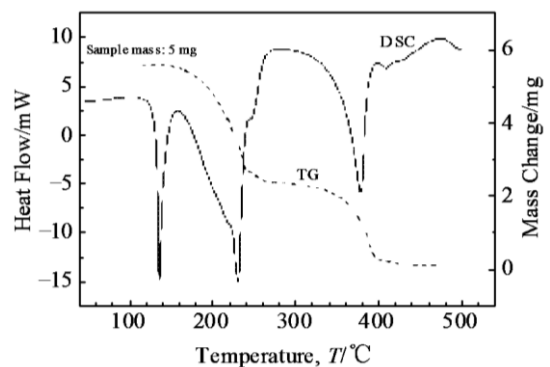


图 3 尿素的 TG 和 DSC 曲线

Fig.3 TG and DSC curves of carbamide

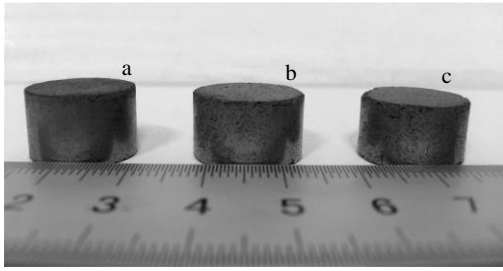


图 4 预加热试样的宏观形貌

Fig.4 Macro-morphology of preheated samples with spacer contents: (a) 60%, (b) 70%, and (c) 80%

体还能避免挥发气体与钛粉反应，从而保护钛粉不受污染，如图 5 所示。

### 2.2 孔结构的表征

采用针状尿素作为造孔剂成功地制备出了孔隙率介于 50.2%~71.4% 的泡沫钛。试样的扫描电镜微观形貌如图 6 所示。从图中可以看到，孔隙率随着造孔剂含量的增加而增加，而孔壁厚度则随着孔隙率的增加而减小。孔隙率为 50.2% 的试样含有开孔和闭孔 2 种孔结构或称为半开孔结构（图 6a）。随着孔隙率的增加，孔结构逐渐从闭孔向开孔转变，孔隙率为 71.4% 的试样形成了连通型开孔结构（图 6c）。从而，孔的连通程度随着孔隙率的增加而增加。

定义孔的最大内切圆直径为孔的直径。应用 Image-pro-plus 软件对试样的孔洞进行粗略的统计。结果表明，泡沫钛（50.2% 和 62.8%）的平均孔径分别为 108 和 220  $\mu\text{m}$ 。未对孔隙率为 71.4% 的试样的孔径进行统计主要是由于试样的孔洞彼此连通在一起，导致不易区分单个孔。当然，后者的孔径明显大于前两者。因此，泡沫钛试样的孔径大小随着孔隙率的增加而增加。

可以看到，一方面孔隙率为 62.8% 的试样有少部分孔连接在一起，使得这些孔的直径大于造孔剂的粒

径（图 6b 黑色圆圈）。这种现象在孔隙率为 71.4% 的试样更为明显。另一方面，孔隙率为 50.2% 的试样的孔基本上是彼此孤立的，而其孔径也全部小于造孔剂的粒径。也就是说，随着造孔剂含量的增加，孔与孔的接触几率增大。即，随着孔隙率的增加，孔的连接可能性增大，从而使得孔结构从闭孔向开孔转变<sup>[11,17, 22]</sup>。

除了由造孔剂脱除所形成的宏观大孔（区域 A）外，宏观大孔之间的孔壁上还分布着微米级的微观小孔（区域 B），如图 7a 所示。在前人的研究工作中，不论是采用金属镁抑或球形状尿素还是氯化钠等作为造孔剂，也都表明所制备出来的泡沫钛含有 2 个尺度上的孔洞<sup>[11, 17, 23, 24]</sup>。M. Sharma<sup>[9]</sup>根据所获得的针状尿素脱除后的预加热试样的 SEM 照片指出除了由尿素脱除所留下的宏观大孔外，在致密的钛粉骨架上还分布着微米级的孔洞。而本实验则获得了生压坯（造孔剂未脱除）的背散射照片（图 7c）。其中，黑色孔洞为尿素，白色区域为钛粉，白色区域上的黑点为钛粉之间的间隙。因而，当尿素脱除之后，这些间隙孔在烧结过程中由于钛粉的不完全烧结导致烧结试样的孔壁上含有微米级的孔洞（图 7b），其尺寸介于 1~10  $\mu\text{m}$ 。如果从生物医用的角度来讲，孔壁上的微观小孔还有助于进一步提高泡沫钛孔结构的连通性。

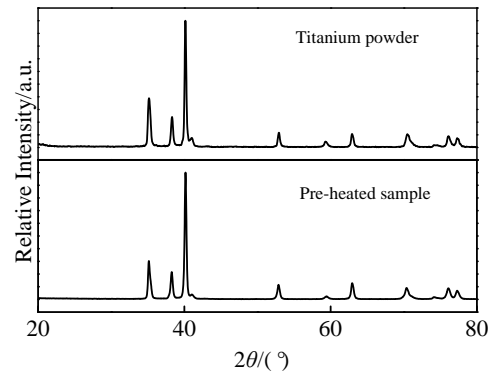


图 5 钛粉和预加热试样的 XRD 图谱

Fig.5 XRD patterns of Ti powder and titanium skeleton

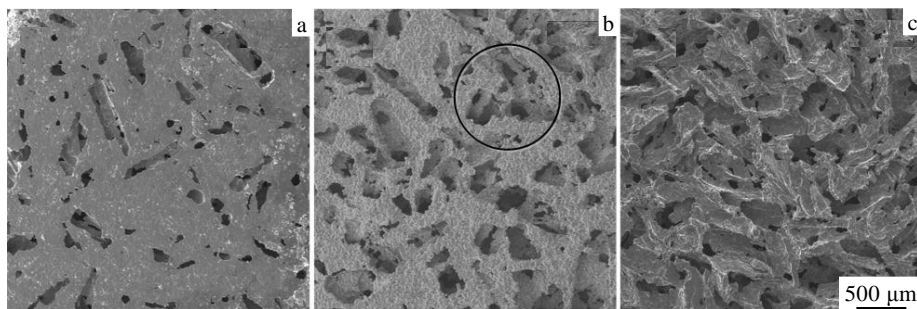


图 6 泡沫钛试样的 SEM 照片

Fig.6 SEM images of titanium foams with porosity of 50.2% (a), 62.8% (b), and 71.4% (c)

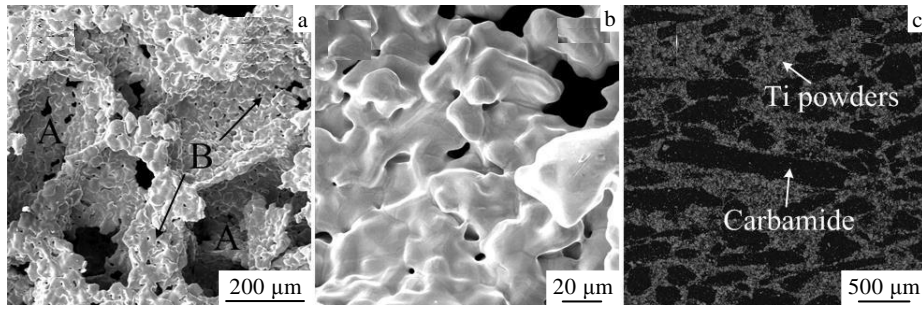


图 7 泡沫试样的孔结构

Fig.7 Pore-structure of foam samples: (a) foam with two-scale pores, (b) micropores in cell-wall, and (c) BSE image of a green compact

2.3 力学性能

泡沫钛试样的应力-应变曲线如图 8 所示。泡沫金属的应力-应变曲线具有 3 个典型的阶段，即弹性阶段、应力平台阶段和致密化阶段<sup>[25]</sup>。应力平台阶段即随着应变的增加，应力基本维持一个常数，此应力常数称为平台应力。在应力平台阶段主要发生孔洞的塑性坍塌，因而也称为坍塌平台。理想的泡沫金属的坍塌平台总是长而平坦，这是因为其孔洞一致且分布均匀，使得孔洞在坍塌平台发生均匀的塑性坍塌。然而，实际泡沫金属的坍塌过程却往往是非均匀的发生。在本实验泡沫钛的坍塌阶段，裂纹首先在孔壁最薄弱处产生，然后沿着尖角处（应力集中区）扩展。因此，在坍塌平台往往伴随着裂纹的产生，从而使得试样的应力-应变曲线没有出现理想泡沫金属所具有的典型特征。

从图 8 可以看到，随着孔隙率的增加，坍塌平台一方面逐渐降低，另一方面逐渐趋近于长而平坦。因此，泡沫金属在受力时由孔壁承担载荷。随着孔隙率的增加，孔壁厚度一方面逐渐减小（图 6），从而使得平台应力降低，导致坍塌平台的降低；另一方面孔壁厚度分布趋于均匀，从而出现了长而平坦的坍塌平

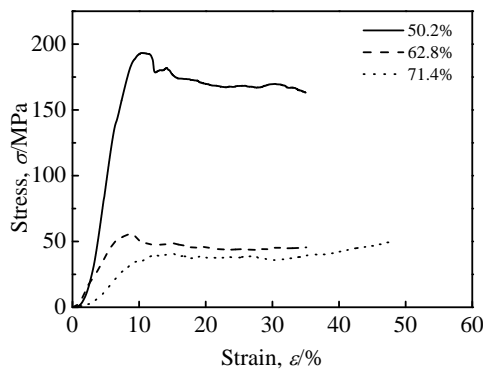


图 8 泡沫试样的应力-应变曲线

Fig.8 Compressive stress-strain curves of foam samples

台，即孔隙率为 71.4% 的试样。也就是说，随着孔隙率的增加，试样的坍塌平台区域越来越接近理想泡沫金属<sup>[10, 11, 15, 17, 18, 20, 23]</sup>。从图 8 还可以看到，孔隙率为 50.2% 的试样的坍塌平台远高于孔隙率为 62.8% 和 71.4% 的试样。其原因主要是一方面前者的孔壁厚度（图 7a）远大于后两者的孔壁厚度（图 7b, 7c），另一方面后两者形成的都是开孔结构且孔壁厚度相近。

屈服强度和杨氏模量是泡沫金属最为重要的 2 个力学性能参数<sup>[25]</sup>，而抗压强度和杨氏模量则是骨植入材料最为重要的 2 个力学性能参数<sup>[5]</sup>。泡沫钛试样的屈服强度 ( $\sigma_s$ )、抗压强度 ( $\sigma_{bc}$ ) 和杨氏模量 ( $E$ ) 分别介于 34.4~146.8 MPa、40.6~193.2 MPa 和 0.5~3.3 GPa，如表 1 所示。从表中可以看到，泡沫钛的力学性能随着孔隙率的增大而减小，这与文献<sup>[25]</sup>报道是一致的。这一方面跟图 8 的结果保持一致，另一方面跟图 6 的结果也保持一致（随着孔隙率的增大，泡沫钛孔壁厚度越来越薄，导致力学性能逐渐降低）。

骨是一种具有独特结构的高密度结缔组织，在结构上主要分为皮质骨（分布在骨的外面，厚而密实）和松质骨（骨内部，呈海绵状）。其中，皮质骨是骨主要的承力部位。据文献报道，皮质骨的抗压强度和杨氏模量分别介于 130~180 MPa 和 3~30 GPa，松质骨的介于 4~12 MPa 和 0.02~0.5 GPa<sup>[5]</sup>。从医学角度来看，骨替代材料的结构和性能（力学和耐腐蚀性能等）应尽可能的接近人骨，这样才能更好地与人骨融合在一起。特别是，骨替代材料应尽可能的避免应力遮挡现象（当植入体的杨氏模量（或刚度）高于骨的模量时，

表 1 泡沫钛的力学性能

Table 1 Mechanical properties of Ti foams			
Porosity/%	$\sigma_s$ /MPa	$\sigma_{bc}$ /MPa	$E$ /GPa
50.2	146.8	193.2	3.3
62.8	48.3	55.6	0.9
71.4	34.4	40.6	0.5

植入体将承受绝大部分的载荷, 导致与其周围的骨组织由于没有受到应力的刺激而发生骨吸收现象<sup>[26]</sup>。也就是说, 骨替代材料-骨的杨氏模量应尽可能的匹配。从本实验制备出来的泡沫钛来看, 尽管孔隙率为 50.2% 和 71.4% 的泡沫钛的抗压强度分别略高于皮质骨和松质骨的强度, 但杨氏模量却与骨的模量相匹配。并且, 两者的结构与骨的结构类似。因此, 孔隙率为 50.2% 和 71.4% 的泡沫钛可分别作为皮质骨和松质骨潜在的替代材料。相关的生物相容性的测试(细胞实验)将在后面的工作中展开。

## 2.4 讨论

根据 Gibson-Ashby 方程<sup>[25]</sup>, 当孔隙率介于 50.2%~71.4% (即相对密度介于 28.6%~49.8%) 时, 泡沫钛的杨氏模量介于 9~27.3 GPa。结果表明, 泡沫钛的实际杨氏模量值远小于理论的杨氏模量<sup>[11,17,23]</sup>。

对于多孔材料, 影响杨氏模量 ( $E$ ) 单个最重要的结构参数就是它的相对密度 ( $\rho/\rho_s$ )。对于一个开孔泡沫钛, 杨氏模量  $E$  与相对密度的平方成正比, 即  $E/E_s=C(\rho/\rho_s)^2$ 。其中, 对于泡沫金属, 常数  $C$  的值为 1;  $E_s=110\text{ GPa}$ <sup>[27]</sup> (4 级钛粉)。Gibson-Ashby 方程适用于相对密度小于 0.3 或孔隙率大于 70% 的理想型开孔泡沫钛<sup>[25]</sup>。例如, 孔为圆柱形或立方体、孔径大小均一且分布均匀和孔壁厚度分布均匀等。而实际制备出来的泡沫金属往往形状不规则、孔径大小不一以及分布不均等, 如本实验制备得到的泡沫钛。当孔的分布不均匀时, 会导致孔壁厚度分布不均匀。由于孔壁为实际泡沫承受载荷的部位, 孔壁厚度不均匀会导致裂纹在孔壁厚度最薄弱处产生, 然后沿着裂纹尖端处扩展, 最终导致实际泡沫金属的杨氏模量小于理论计算值。在前人的研究当中, 由 Z. Esen<sup>[11]</sup> 制备孔隙率介于 45%~70% 的泡沫钛的杨氏模量介于 0.42~8.8 GPa; W. Niu<sup>[17]</sup> 制备孔隙率介于 55%~75% 的泡沫钛的杨氏模量介于 3~6.4 GPa; B. Ye<sup>[23]</sup> 制备孔隙率介于 50%~67% 的泡沫钛的杨氏模量介于 4~11 GPa。根据 Gibson-Ashby 方程, 则理论杨氏模量分别介于 9.9~33.3 GPa<sup>[11]</sup>、6.9~22.3 GPa<sup>[17]</sup> 和 12~27.5 GPa<sup>[23]</sup>。可见, 实际的泡沫钛的杨氏模量往往小于理想泡沫钛的杨氏模量。因此, 可以建立泡沫钛的实际杨氏模量与相对密度的关系表达式。

## 3 结论

1) 采用针状尿素作为造孔剂成功制备出了孔隙率介于 50.2%~71.4% 的泡沫钛, 其屈服强度、抗压强度和杨氏模量分别介于 34.4~146.8 MPa、40.6~193.2

MPa 和 0.5~3.3 GPa。

2) 当造孔剂含量超过 60% 时, 随着造孔剂含量的增加, 孔单元之间的连接形式从闭孔向开孔转变。当造孔剂含量超过 70% 时, 形成开孔结构泡沫钛。

3) 孔隙率为 50.2% 和 71.4% 的泡沫钛的杨氏模量分别匹配于皮质骨和松质骨的模量, 理论上可作为潜在的骨替代材料。

## 参考文献 References

- [1] Long M, Rack H. *Biomaterials*[J], 1998, 19: 1621
- [2] Nishiguchi S, Nakamura T, Kobayashi M *et al.* *Biomaterials*[J], 1999, 20(5): 491
- [3] Niinomi M. *Materials Science and Engineering A*[J], 1998, 243(1): 231
- [4] Hu Yuebo(胡曰博), Zhang Xinna(张新娜), Sun Wenxin(孙文兴) *et al.* *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2009, 38(S3): 297
- [5] Yang S, Leong K F, Du Z *et al.* *Tissue Engineering*[J], 2001, 7(6): 679
- [6] Singh R, Lee P D, Dashwood R J *et al.* *Materials Technology*[J], 2010, 25(3-4): 127
- [7] Bansiddhi A Sargeant T, Stupp S *et al.* *Acta Biomaterialia*[J], 2008, 4(4): 773
- [8] Zhang Yan(张艳), Tang Huiping(汤慧萍), Li Zengfeng(李增峰) *et al.* *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2010, 39(S1): 476
- [9] Sharma M, Gupta G K, Modi O P *et al.* *Materials Letters*[J], 2011, 65(21-22): 3199
- [10] Wen C, Yamada Y, Shimojima K *et al.* *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*[J], 2002, 13(4): 397
- [11] Esen Z, Bor Ş. *Scripta Materialia*[J], 2007, 56(5): 341
- [12] Torres Y, Pavon J J, Rodriguez J A. *Journal of Materials Processing Technology*[J], 2012, 212(5): 1061
- [13] Bansiddhi A, Dunand D C. *Intermetallics*[J], 2007, 15(12): 1612
- [14] Chino Y, Dunand D C. *Advanced Engineering Materials*[J], 2009, 11(1-2): 52
- [15] Mansourighasri A, Muhamad N, Sulong A. *Journal of Materials Processing Technology*[J], 2012, 212(1): 83
- [16] Bram M, Stiller C, Buchkremer H P *et al.* *Advanced Engineering Materials*[J], 2000, 2(4): 196
- [17] Niu W, Bai C, Qiu G B *et al.* *Materials Science and Engineering A*[J], 2009, 506(1-2): 148
- [18] Sharma M, Gupta G, Modi O *et al.* *Powder Metallurgy*[J],

- 2012, 56(1): 55
- [19] Tuncer N, Arslan G, Maire E *et al.* *Materials Science and Engineering A*[J], 2011, 530(1): 633
- [20] Smorygo O, Marukovich A, Mikutski V *et al.* *Materials Letters*[J], 2012, 83: 17
- [21] Müller U, Imwinkelried T, Horst M *et al.* *Eur Cell Mater*[J], 2006, 11: 8
- [22] Laptev A, Bram M, Buchkremer H *et al.* *Powder Metallurgy*[J], 2004, 47(1): 85
- [23] Ye B, Dunand D C. *Materials Science and Engineering A*[J], 2010, 528(2): 691
- [24] Hong T, Guo Z, Yang R. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*[J], 2008, 19(12): 3489
- [25] Gibson L J, Ashby M F. *Cellular Solids: Structure and Properties*[M]. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1999: 189
- [26] Van Loon C, de Waal Malefijt M *et al.* *Acta Orthopaedica Belgica*[J], 1999, 65(2): 154
- [27] Leyens C, Peters M. *Titanium and Titanium Alloys*[M]. Weinheim: Wiley Online Library, 2003: 20

## Microstructure and Mechanical Properties of Titanium Foams Prepared with Carbamide as Space Holder

Xiao Jian, Qui Guibao, Liao Yilong, Bai Chenguang  
(Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** Production of Ti foams using acicular carbamide as space holder in the case of spacer content between 60%~80% has been investigated. Ti foams having porosities in the range of 50.2%~71.4% have been manufactured. The SEM microstructure shows that the connectivity degree of macrospores grows with higher spacer content, and Ti foams with open-cell structure are formed when the spacer content is beyond 70%. The compressive tests indicate that the mechanical properties of Ti foams decrease with increasing porosity. The resultant yield strength, compressive strength and Young's modulus vary in the range of 34.4~146.8 MPa, 40.6~193.2 MPa and 0.5~3.3 GPa, respectively. Ti foams with porosity 50.2% and 71.4% may theoretically serve as potential substituted materials for cortical and cancellous bone, respectively.

**Key words:** titanium foam; space-holder technique; microstructure; mechanical property; biomaterials

---

Corresponding author: Qiu Guibao, Ph. D., Professor, College of Materials Science and Engineering, Chongqing 400044, P. R. China, Tel: 0086-23-65111256, E-mail: qiuguibao@cqu.edu.cn