

人造结石的静动态巴西劈裂试验研究

顾春苗 刘冠琳 周风华 李科斌

Study on Static and Dynamic Brazilian Splitting Test of Artificial Stones

GU Chunmiao, LIU Guanlin, ZHOU Fenghua, LI Kebin

引用本文:

顾春苗, 刘冠琳, 周风华, 等. 人造结石的静动态巴西劈裂试验研究[J]. 高压物理学报, 2024, 38(5):054105. DOI: 10.11858/gywlxb.20240738 GU Chunmiao, LIU Guanlin, ZHOU Fenghua, et al. Study on Static and Dynamic Brazilian Splitting Test of Artificial Stones[J].

GU Chunmiao, LIU Guanlin, ZHOU Fenghua, et al. Study on Static and Dynamic Brazilian Splitting Test of Artificial Stones[J] Chinese Journal of High Pressure Physics, 2024, 38(5):054105. DOI: 10.11858/gywlxb.20240738

在线阅读 View online: https://doi.org/10.11858/gywlxb.20240738

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

饱水细砂岩动态抗拉与抗压强度试验对比研究

Comparative Study on Dynamic Tensile and Compressive Strength of the Saturated Fine Sandstone 高压物理学报. 2020, 34(4): 044101 https://doi.org/10.11858/gywlxb.20190857

煤岩组合体巴西劈裂动态力学特征数值分析

Numerical Analysis of Dynamic Mechanical Characteristics of Brazilian Splitting of Coal-Rock Combination Bodies 高压物理学报. 2022, 36(5): 054204 https://doi.org/10.11858/gywlxb.20220589

三向围压下碳酸盐岩的动态力学试验

Experimental Study on Dynamic Mechanics of Carbonate Rock under Triaxial Confining Pressure 高压物理学报. 2019, 33(2): 024201 https://doi.org/10.11858/gywlxb.20180667

UHMWPE的应变率效应及其对超高速碰撞特性的影响

Strain Rate Effect of UHMWPE and Its Influence on Hypervelocity Impact Performance 高压物理学报. 2023, 37(3): 034101 https://doi.org/10.11858/gywlxb.20220666

聚氯乙烯弹性体动态拉伸力学性能实验研究

Experiments of Dynamic Tensile Properties of a Polyvinyl Chloride Elastomer 高压物理学报. 2021, 35(3): 034101 https://doi.org/10.11858/gywlxb.20200627

一维静载与循环冲击共同作用下砂岩动态力学特性试验研究

Experimental Study of Dynamic Mechanical Characteristics of Sandstone under One–Dimensional Coupled Static–Cyclic Impact Loads

高压物理学报. 2022, 36(3): 034101 https://doi.org/10.11858/gywlxb.20210879

DOI: 10.11858/gywlxb.20240738

人造结石的静动态巴西劈裂试验研究

顾春苗1,刘冠琳2,周风华1,李科斌1

(1. 宁波大学冲击与安全工程教育部重点实验室, 浙江 宁波 315211;2. 宁波大学附属第一医院, 浙江 宁波 315211)

摘要:为探讨人造结石在不同条件下的力学性能,制备了不同配比(硬度、孔隙率、粉水比、 蛋白含量)的牙科石膏试样(人造结石),对其开展准静态巴西劈裂试验,并利用Ø40 mm 分离 式霍普金森压杆进行动态加载,结合高速相机、数字图像相关等测试方法观察试样在劈裂过程 中的破坏过程以及应变场演化规律,获得应变时程曲线。试验结果表明:人造结石的准静态拉 伸强度与硬度、粉水比成正比,与孔隙率成反比,而蛋白质含量对拉伸强度的影响不大,但会影 响其韧脆性。在动态加载下,人造结石试样具有明显的应变率强化效应,拉伸强度动态增强因 子与应变率对数之间呈线性增长关系。研究方法为人造结石的力学特性研究提供了一种有效的 实验方法和分析手段。

关键词:人造结石;巴西劈裂;应变率;分离式霍普金森压杆;数字图像相关;动态增强因子中图分类号:0521.3;0347 文献标志码:A

体外冲击波碎石术(extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL)是一种非接触性、非侵入性治疗结石的技术。自 20 世纪 80 年代诞生以来, ESWL 成为治疗尿路结石首选的标准方法^[1-2]。20 世纪 90 年代初, 欧洲和美国超过 85% 的结石患者都接受过 ESWL 治疗, 这项富有天才想象力的发明被公认为半个世纪以来最卓越的医学创新之一。然而, 进入 21 世纪以来, ESWL 在国内外临床上的使用呈下降趋势, 出现这种情况的主要原因是其治疗效率相对较低, 且长期治疗会对人体组织造成明显损害。但 ESWL 凭借其特有的非侵入式特点, 以及在效价比、可重复性和并发症程度方面的优势, 仍具有广阔的应用前景。为了更好地理解碎石机理并优化碎石参数, 需要对结石的破碎机制及其与冲击波相互作用的过程进行深入研究。在过去的二三十年间, 科研工作者们开展了大量研究工作^[3-7], 由于天然结石稀缺, 并且不同类型结石在成分、结构和物理性质方面差异很大, 难以进行系统性和可重复性实验, 因此, 人们通常用人造结石代替天然结石进行力学行为和碎裂效果测试。国内外用于 ESWL 实验研究的模型多选用牙科超硬石膏, 如 BegoStone 牙科石膏、Ultracal 30 牙科石膏、BegoStone Plus 牙科石膏等[^{8-10]}。Liu 等^[8]评估了 BegoStone 牙科石膏的力学性质和碎裂特性, 发现这种牙科石膏的力学性质与天然结石中最普遍的草酸钙结石接近, 并且在 SWL 中有相似的破碎规律, 可以较为准确地模拟密实坚硬的肾结石的物理性质。因此, 研究人造结石的力学性能对于评估和改进 ESWL 的效果具有重要意义。

对于脆性材料而言,拉伸强度远小于压缩强度,多数情况下其破坏是由拉伸断裂引起的,因此脆性 材料的拉伸强度是研究人员重点关注的力学参数^[11]。结石作为一种典型的脆性材料,目前对其性能的 研究主要集中在弹性模量、波速、硬度等物理性质,以及静态加载下的拉伸强度等^[12-15],而对动态加载

基金项目:国家自然科学基金(12202217);宁波市自然科学基金(2021J122)

^{*} 收稿日期: 2024-02-29; 修回日期: 2024-03-20

作者简介:顾春苗(1996-),男,硕士研究生,主要从事冲击动力学研究. E-mail:gcm842343496@foxmail.com

通信作者: 李科斌(1988—),男,博士,讲师,主要从事冲击动力学、生物力学研究. E-mail: likebin@nbu.edu.cn

下的力学行为研究较少。为此,有必要弄清以下问题:(1)不同材料参数(如硬度、孔隙率、粉水比、蛋白含量)对人造结石拉伸强度的影响是什么;(2)人造结石在拉伸过程中的应力和应变是如何变化的; (3)不同加载速率对人造结石的拉伸强度和断裂模式有何影响。

为了回答上述问题,本研究将开展以下具体工作:(1)系统研究不同材料参数对人造结石静态劈裂 拉伸强度的影响;(2)利用高速相机和数字图像相关(digital image correlation, DIC)方法对人造结石静动 态劈裂过程中的应变演化进行测量和分析,获得更全面和细致的力学信息;(3)通过引入拉伸动态增强 因子(dynamic increase factor, DIF)的概念,揭示人造结石在动态劈裂中的应变率强化效应。

1 试验原理

1.1 准静态巴西劈裂试验

巴西劈裂试验是由 Berenbaum 等^[16]提出的间接测定脆性材料拉伸强度的试验方法,即通过对圆盘 进行径向压缩从而间接测量材料的拉伸强度,通过在圆盘两端施加集中载荷,计算圆心处的拉应力从 而得到材料的抗拉强度。巴西劈裂试验需要满足以下条件:断裂是在载荷最大时从圆盘试件的中心处 起始,沿着加载方向瞬态扩展到上、下加载两端,根据 Griffith 脆性破坏准则,试样中心点应力状态满足 的起裂条件才与一维应力拉伸试验得到的强度一致。

沿加载方向直径上的应力分布可以通过弹性理论[17-19]得到

$$\sigma_{xx} = -\frac{2p}{\pi DB} \tag{1}$$

$$\sigma_{yy} = \frac{2p}{\pi DB} \left(\frac{4D^2}{D^2 - 4y^2} - 1 \right)$$
(2)

$$xy = 0 \tag{3}$$

式中:p为外加集中载荷,D为圆盘试样的直径,B为圆盘厚度, σ_{xx} 、 σ_{yy} 分别为试样中心O处垂直于加

 τ

载方向和沿加载方向的正应力, *τ*_{xy}为试样中心 *O*处的切应力, *y* 为圆盘沿加载方向直径上任一点 到圆心的距离。

然而,在集中载荷作用下,试样往往在载荷作 用边缘处发生应力集中导致压溃破坏,难以满足 中心起裂假设,一些学者采用垫条加载^[20-22]、弧形 加载^[23-24]、平台巴西圆盘^[25]等措施改善应力集中 导致的边缘破坏。本研究采用接触角2α=20°的弧 形加载装置,如图1所示。

Awaji 等^[26]的研究表明,当试样和弧形夹具的接触角为2 α 时,计算试样中心的拉伸应力时需要考虑修正系数1- α^2 ,即

$$\sigma_{xx} = \left(1 - \alpha^2\right) \frac{2p}{\pi DB} \tag{4}$$

当外载荷 *p* 达到断裂载荷时, *σ*_{xx}即为材料的 抗拉强度。



1.2 动态巴西劈裂试验

动态巴西劈裂试验利用分离式霍普金森压杆(split Hopkinson pressure bar, SHPB)进行, 计算模型如图 2 所示, 其中: p_1 、 p_2 为试样两端的载荷, u_1 、 u_2 为试样两端的位移, ε_i 为入射应变。根据一维应力波理论和 SHPB 原理^[27], 当试样满足应力平衡假定时, 试样中心位置 O 点的拉伸应力与透射波成

正比

$$\sigma_{yy}(t) = \frac{2E_{\rm b}A_{\rm b}}{\pi DB}\varepsilon_{\rm t}(t) \tag{5}$$

试样两端的载荷

$$p(t) = E_{\rm b}A_{\rm b}\varepsilon_{\rm t}(t) \tag{6}$$

试件两端的相对位移

$$\Delta u(t) = -2C_0 \int_0^t \varepsilon_r(\tau) d\tau$$
⁽⁷⁾

式中: E_b 、 A_b 、 C_0 分别为压杆的弹性模量、截面积、弹性波波速, ε_r 、 ε_t 为反射应变和透射应变, t为时间。 对于圆盘中心的拉伸应变 ε_w , 需要其他方法进行同步测量, 例如 DIC、应变片、激光光通量位移计等。



图 2 动态巴西劈裂试验计算模型 Fig. 2 Calculation model of dynamic Brazilian splitting test

2 试样及试验设备

2.1 试样制备

由于天然结石稀缺,且在成分、结构和物理性质上的差异很大,很难用来试验测试,因此大部分碎石试验都选用人造结石。国外从早期的"Z形砖"、微风块、玻璃弹珠、冰岛晶石,到后来的巴黎石膏、BegoStone 石膏、Ultracal-30 石膏等,均用人造结石开展研究。综合考虑试样的制作成本、便捷性、模拟可靠性等因素,选用德国丹纳特公司生产的牙科超硬石膏作为人造结石的原材料,这种材料与BegoStone 石膏的化学成分相同,均为半水硫酸钙(CaSO₄·1/2H₂O),本质上属于同一种材料。Liu等^[8]和Esch等^[10]先后对BegoStone 石膏的物理性质以及在ESWL中的破碎尺寸进行试验研究,提出可以通过改变粉水比、孔隙率等参数配制出与草酸钙(calcium oxalate monohydrate, COM)结石物理性质相似的人造结石,证明了这种材料模拟硬质结石的可靠性。表1列出了草酸钙结石和BegoStone 石膏的部分物理参数,其中: $C_{\rm L}$ 、 $C_{\rm T}$ 、 ρ 、 $Z_{\rm L}$ 、 $Z_{\rm T}$ 、 μ 、E、K、G分别为纵波波速、横波波速、密度、纵波波阻抗、横波波阻抗、泊松比、杨氏模量、体积模量、剪切模量。

表 1 草酸钙结石和 BegoStone 石膏的部分物理参数^[8] Table 1 Some physical parameters of calcium oxalate stones and BegoStone^[8]

Material	$C_{\rm L}/({\rm m}\cdot{\rm s}^{-1})$	$C_{\mathrm{T}}/(\mathrm{m}\cdot\mathrm{s}^{-1})$	$ ho/(\mathrm{kg}\cdot\mathrm{m}^{-3})$	$Z_{\rm L}/({\rm kg}\cdot{\rm m}^{-2}\cdot{\rm s}^{-1})$	$Z_{\mathrm{T}}/(\mathrm{kg}\cdot\mathrm{m}^{-2}\cdot\mathrm{s}^{-1})$	μ	<i>E</i> /GPa	<i>K</i> /GPa	G/GPa
COM	4476±41	2247±16	1823±69	8.160	4.096	0.332	24.259	9.204	9.204
BegoStone	4400±65	2271±18	2174±29	9.568	4.939	0.318	29.584	30.890	11.221

本研究制备了不同硬度、孔隙率、粉水比和蛋白质含量的人造结石进行准静态力学性能测试,研究不同参数对人造结石力学性能的影响,分组情况见表2。每种类型的石膏粉都有其对应的理论硬度和推荐粉水比。例如:HV60型(白色)石膏粉,按照推荐粉水比1:5进行配比,经过24h固化之后,其理论硬度可达60MPa。抽取一定量的试样进行压痕硬度测试,发现实际硬度与理论硬度的接近程度较

高,因此可用理论硬度进行硬度分类,图3给出了不同硬度的牙科石膏试件。孔隙率和蛋白质含量调 配则通过添加水泥发泡剂、牛血清蛋白实现。

Table 2 Sample details list								
		Hardness/M	ſPa			Poros	sity/%	
1-1	1-2	-	1-3	1-4	2-1	2-2	2-3	2-4
60	100	2	220	300	5	15	20	25
Protein content/%						Powder-to	-water ratio	
3-1	3-2	3-3	3-4	3-5	4-1	4-2	4-3	4-4
1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	6.0 : 1	5.0 : 1	4.0 : 1	3.5 : 1





图 3 不同硬度的牙科石膏试件 Fig. 3 Dental plaster sample with different hardnesses

制作步骤如下:首先,称取特定比例的石膏粉和水;然后,滴取定量发泡剂,制备发泡溶液(部分试 样添加定量蛋白),将粉水混合搅拌;最后,将石膏溶液倒入硅胶模具,固化脱模。需要注意的是:(1)试 样制作过程中,需要搅拌均匀、振动排气、平整表面,以减少气泡和裂纹的产生;(2)部分试样的固化速 度非常快,在数分钟内便达到一定的强度,因此粉水混合搅拌必须在 60 s 内迅速完成;(3)为达到试样 的理论硬度,需要在干燥箱里进行 24 h 以上养护。试样制作完成后,在表面喷洒黑白相间的散斑增加 对比度,以保证 DIC 分析的准确性。

2.2 准静态巴西劈裂试验设备

准静态巴西劈裂试验采用图 4 所示的小型电子万能试验机进行,试验机会记录加载过程中的载荷历史。将圆盘试样置于弧形夹具中进行加载,采用位移控制压头(位移速率为 0.1 mm/min,应变率为 5.56×10⁻⁵ s⁻¹),直到试样被破坏。采用FASTCAM SA1.1 高速相机同步拍摄试样的劈裂过程,记录其破坏形貌和裂纹扩展情况。高速相机的采样频率为 1.5 万帧/秒,分辨率为 512×384。通过 VIC-2D 软件处理高速相机拍摄的图像,得到试样表面的应变场分布和中心位置的应变时程曲线。将应变时程曲线与万能试验机记录的加载时程曲线结合,即可得到试样在劈裂过程中的应力-应变曲线。



图 4 准静态巴西劈裂测试系统 Fig. 4 Quasi-static Brazilian splitting test system

2.3 动态巴西劈裂试验试样及装置

在准静态试验结果基础上,通过与草酸钙结石的力学参数对比^[28],最终选用 4-1 组试样进行动态试验,相关物理参数见表 3。

表 3 动态加载试验中试样的物理参数						
Table 3 Physical parameters of specimen in dynamic loading test						
Density/ (kg·m ⁻³)	E/GPa	Hardness/ MPa	Powder to water ratio	Porosity/%	Tensile strength/MPa	Compressive strength/MPa
2264.80	31	300	6.0 : 1	5	4.64	44.29

动态加载装置采用直径为40 mm 的 SHPB 系统,子弹长度为40 mm。为了降低横向惯性效应的影响,在入射杆端部粘贴 0.8 mm 厚的紫铜整形片,实现较缓上升沿的三角波加载。入射杆粘贴一对灵敏 度为 2.11、电阻为 120 Ω的金属应变片,透射杆粘贴一对灵敏度为 130、电阻为 120 Ω的半导体应变片, 应变片均使用半桥接法与超动态应变仪相连,并通过示波器输出波形。试样夹在入射杆与透射杆之 间,两端涂抹凡士林以减小摩擦。利用 Kirana 5M 超高速相机进行拍摄,拍摄速度为 20 万帧/秒。试验 装置如图 5 所示。通过调整气室内的气压改变子弹的撞击速度。



3 试验结果及分析

3.1 准静态巴西劈裂试验

3.1.1 抗拉强度分析

图 6 和图 7 分别为典型试样 2-4-1 的加载时程曲线和高速相机记录的裂纹起裂过程。在达到峰值 载荷 1690 N 之前,试样中心位置无可见裂纹产生。91.01 s 时试样达到峰值载荷,出现明显的裂纹并开 始快速扩展,随后裂纹贯穿整个试样,载荷急剧下降。

4种不同参数变化下人造结石的抗拉强度变化如图 8 所示,可以看出:(1)硬度与抗拉强度成正比, 硬度越高,抗拉强度越高;(2) 孔隙率和抗拉强度成反比,孔隙率越高,抗拉强度越低;(3) 粉水比与抗拉 强度成正比,粉水比越高,抗拉强度越高;(4)蛋白质质量分数在 1%~3% 范围内时,其对抗拉强度的影 响不大,但随着蛋白质含量的继续增加,试样的韧性也会提高。从微观机理上来看:硬度大小取决于材 料化学键的强弱,硬度越大,分子间的结合力越强,材料抵抗拉伸破坏的能力越强;粉水比决定了颗粒 间的接触面积,粉末含量越高,颗粒间的结合力和摩擦力越强,宏观上表现为材料的抗拉强度起伏;而



孔隙是指材料内部的缺陷,载荷作用下这些缺陷处会产生应力集中,此外孔隙也会降低化学键的数量, 导致抗拉强度降低;蛋白质的存在可以有效地阻止裂纹扩展,在塑性变形和断裂过程中吸收一定的能量。

3.1.2 应变场演化分析

DIC 分析得到试样 2-4-1 的表面应变场演化云图以及中心位置的拉伸应变时程曲线,分别如图 9 和图 10 所示。可以看出:91 s之前为加载阶段,应变以恒定的速率缓慢增大;91 s时应变达到 0.001,然 后裂纹产生、迅速扩展、贯穿、变宽,最终试样完全断裂。





试样 2-4-1 的应力-应变曲线如图 11 所示,可以看出:(1) 在加载初期,应力-应变曲线呈线弹性增长,斜率即弹性模量 *E* 为 34.9 GPa;(2) 当应变达到约 4×10⁻⁴ 时,曲线斜率变小,表现出塑性强化现象,不再符合弹性假设;(3) 当应力达到峰值(约 2.0 MPa)时,试样中心出现裂纹,最终产生瞬态断裂。



3.2 动态巴西劈裂试验

3.2.1 动态抗拉强度分析

在进行数据处理时,将入射波、反射波以及透射波的起跳位置平移至坐标原点。为了验证 SHPB 的应力平衡假定,每组加载率下选取一个典型试样,将入射波和反射波叠加,与透射波信号进行比较,如图 12 所示。可以看出:在 0.2 MPa 气压下,入射波和反射波叠加后与透射波的吻合程度较高,说明应力平衡条件可以得到较好的满足;随着加载率的提高,2条曲线之间开始产生一定的偏差,说明随着应变率的提高,可能不再满足应力平衡假设,如果仍然使用 SHPB 原理计算其应力,会产生较大的误差。本次 3 组试验的偏差均在 10% 以内,可以认为满足应力平衡假定。表 4 列出了所有试样的动态巴西劈裂试验结果。



表 4	试样的的动态巴西劈裂试验结果

Table 4 Dynamic Brazilian splitting test results of specimen

Specimen No.	Air pressure/MPa	Tensile strength/MPa	Average tensile strength/MPa
1-1	0.2	13.47	
1-2	0.2	13.61	13.46
1-3	0.2	13.30	
2-1	0.4	20.60	
2-2	0.4	18.78	20.30
2-3	0.4	21.51	
3-1	0.6	29.23	
3-2	0.6	27.11	28.20
3-3	0.6	28.26	

从表4可以看出:冲击气压为0.2 MPa时,试样的平均动态抗拉强度为13.46 MPa,约为准静态抗拉强度的3倍;当气压增加至0.6 MPa时,平均动态抗拉强度提高至28.20 MPa,较准静态时提高了约6.3倍。可以推测人造结石的抗拉强度具有较明显的应变率效应。

3.2.2 应变场演化分析

传统动态巴西劈裂试验只能得到试样基于线弹性假设的动态拉伸强度以及沿杆轴线(压缩方向)

的位移、应变和应变率,难以得到垂直于杆轴线(拉伸方向)的应变和应变率。许多研究人员往往通过 应力的时间变化率(即应力时程曲线的斜率)或者压缩方向的应变率来描述加载率,然而,对于绝大多 数材料的本构模型,通常用应变率描述其动态行为,使用压缩方向的应变率描述动态拉伸行为显然是 不准确的。超高速相机和 DIC 方法为应变场以及应变率的测量提供了简便、准确的途径。

以典型试样 1-1 为例,对高速相机拍摄的一组照片进行 DIC 处理,得到动态劈裂中试样表面拉伸 应变场的演化过程,如图 13 所示。从图 13 中可以看出:在加载初期,应力波还未到达试样,试样表面 无可见裂纹;约40 μs 时,应力波进入试样,试样中心处的应变开始逐渐增大;约50 μs 时,试样中心点应 变首先到达峰值,开始产生微裂纹,即满足中心起裂的条件;随着应力波不断在试样之间来回反射,应 变云图的红色区域(即高应变区域)开始扩大,应变峰值急剧增大,裂纹开始逐渐延伸、变宽,最终贯穿 试样,导致试样分离、破坏。



图 13 动态巴西劈裂破坏过程 Fig. 13 Dynamic Brazilian splitting failure process

取圆盘中点位置竖直方向的应变ε_{yy},分别得 到 0.2、0.4 和 0.6 MPa 气压下试样中心的拉伸应变 时程,如图 14 所示。可以看到,初期应变较为稳 定,而当时间到达某一时刻,应变曲线出现拐点, 随后应变开始陡增,对应裂纹开始产生,随后裂纹 迅速扩展和贯穿。

对试样开裂前的数据进行线性拟合,直线的 斜率即为动态劈裂过程中的平均应变率。在 0.2、 0.4 和 0.6 MPa 气压下,对应的拉伸应变率分别约 为 8.80、24.63 和 36.23 s⁻¹。

3.2.3 动态抗拉强度的应变率强化效应

为了描述应变率强化规律,引入拉伸强度动态增强因子φ_{DIF}





$$\varphi_{\rm DIF} = \frac{\sigma_{\rm d}}{\sigma_{\rm s}} \tag{8}$$

式中: σ_{d} 和 σ_{s} 分别为动态拉伸强度和静态拉伸强度。

如图 15(a) 所示,将所有不同应变率下试件的拉伸强度汇总,计算其动态增强因子 φ_{DIF} 。如 图 15(b) 所示,利用拉伸强度动态增强因子 \u03c6 pur 和应变率对数进行线性拟合,得到线性应变率强化规律

$$\varphi_{\rm DIF} = -20.36 + 4.49 \, \lg \frac{\varepsilon}{\dot{\varepsilon}_0} \tag{9}$$

式中: 论为应变率; 论为参考应变率, 此处与准静态劈裂试验的应变率相同, 取论=5.56×10⁻⁵ s⁻¹。



Fig. 15 Strain rate effects on dynamic tensile strength

结 论 4

以牙科超硬石膏作为基体材料制备了不同材料参数的人造结石,由此开展了静、动态巴西劈裂试 验,利用高速相机和 DIC 方法观测和分析了试样表面的应变场演化,得出以下主要结论。

(1)人造结石的抗拉强度与其硬度、粉水比成正比,与孔隙率成反比。硬度、粉水比越高,抗拉强 度越高;孔隙率越高,抗拉强度越低。

(2) 蛋白质的质量分数在1%~3%范围内时,蛋白质对抗拉强度的影响不大;蛋白质含量越高,材 料的韧性越好。

(3) 通过 DIC 分析, 可以准确地捕捉裂纹的生长过程。首先在圆盘中心处产生应变集中, 微裂纹开 始萌生;随后微裂纹沿着平行于加载方向,朝加载端延伸,直到贯通。

(4)人造结石的动态抗拉强度具有较为明显的应变率效应。在 8.80、24.63、36.23 s⁻¹ 应变率下,动 态抗拉强度分别为静态时的 2.9、4.4、6.3 倍,其动态抗拉强度随应变率的提高近似呈线性增长。

参考文献:

- [1] 孙西钊. 冲击波碎石原理与应用 [M]. 北京: 中国科学技术出版社, 2019: 16-23.
- [2] LOSKE A M. Medical and biomedical applications of shock waves [M]. Cham: Springer, 2017: 5-18.
- [3] RASSWEILER J J, TAILLY G G, CHAUSSY C. Progress in lithotriptor technology [J]. EAU Update Series, 2005, 3(1): 17-36.
- [4] EISENMENGER W. The mechanisms of stone fragmentation in ESWL [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2001, 27(5): 683-693.
- [5] ZHU S L, COCKS F H, PREMINGER G M, et al. The role of stress waves and cavitation in stone comminution in shock wave lithotripsy [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2002, 28(5): 661-671.
- [6] XI X F, ZHONG P. Dynamic photoelastic study of the transient stress field in solids during shock wave lithotripsy [J]. The

Journal of the Acoustical Society of America, 2001, 109(3): 1226–1239.

- [7] CLEVELAND R O, SAPOZHNIKOV O A. Modeling elastic wave propagation in kidney stones with application to shock wave lithotripsy [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2005, 118(4): 2667–2676.
- [8] LIU Y B, ZHONG P. BegoStone—a new stone phantom for shock wave lithotripsy research (L) [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2002, 112(4): 1265–1268.
- [9] MCATEER J A, WILLIAMS J C JR, CLEVELAND R O, et al. Ultracal-30 gypsum artificial stones for research on the mechanisms of stone breakage in shock wave lithotripsy [J]. Urological Research, 2005, 33(6): 429–434.
- [10] ESCH E, SIMMONS W N, SANKIN G, et al. A simple method for fabricating artificial kidney stones of different physical properties [J]. Urological Research, 2010, 38(4): 315–319.
- [11] ZHANG Q B, ZHAO J. Determination of mechanical properties and full-field strain measurements of rock material under dynamic loads [J]. International Journal of Rock Mechanics & Mining Sciences, 2013, 60: 423–439.
- [12] SAPOZHNIKOV O A, MAXWELL A D, MACCONAGHY B, et al. A mechanistic analysis of stone fracture in lithotripsy [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2007, 121(2): 1190–1202.
- [13] JOHRDE L G, COCKS F H. Fracture strength studies of renal calculi [J]. Journal of Materials Science Letters, 1985, 4(10): 1264–1265.
- [14] CHUONG C J, ZHONG P, PREMINGER G M. Acoustic and mechanical properties of renal calculi: implications in shock wave lithotripsy [J]. Journal of Endourology, 1993, 7(6): 437–444.
- [15] ZHONG P, CHUONG C J, PREMINGER G M. Characterization of fracture toughness of renal calculi using a microindentation technique [J]. Journal of Materials Science Letters, 1993, 12(18): 1460–1462.
- [16] BERENBAUM R, BRODIE L. Measurement of the tensile strength of brittle materials [J]. British Journal of Applied Physics, 1959, 10(6): 281.
- [17] 叶剑红,杨洋,常中华,等.巴西劈裂试验应力场解析解应力函数解法 [J]. 工程地质学报, 2009, 17(4): 528–532.
 YE J H, YANG Y, CHANG Z H, et al. Airy stress function method for analytic solution of stress field during Brazilian disc test [J].
 Journal of Engineering Geology, 2009, 17(4): 528–532.
- [18] МУСХЕЛИШВИЛИ Н И. 数学弹性力学的几个基本问题 [M]. 赵惠元, 译. 北京: 科学出版社, 1958: 249-251.
- [19] TIMOSHENKO S P, GOODIER J N. 弹性理论 [M]. 徐芝纶, 译. 北京: 高等教育出版社, 1990: 140-143.
- [20] ISRM. Suggested methods for determining tensile strength of rock materials [J]. International Journal of Rock Mechanics and Mining Sciences & Geomechanics Abstracts, 1978, 15(3): 99–103.
- [21] KOURKOULIS S K, MARKIDES C F, CHATZISTERGOS P E. The standardized Brazilian disc test as a contact problem [J]. International Journal of Rock Mechanics and Mining Sciences, 2013, 57: 132–141.
- [22] YU Y, ZHANG J X, ZHANG J C. A modified Brazilian disk tension test [J]. International Journal of Rock Mechanics and Mining Sciences, 2009, 46(2): 421–425.
- [23] HONDROS G. The evaluation of Poisson's ratio and the modulus of materials of a low tensile resistance by the Brazilian (indirect tensile) test with particular reference to concrete [J]. Australian Journal of Applied Science, 1959, 10(3): 243–268.
- [24] MA C C, HUNG K M. Exact full-field analysis of strain and displacement for circular disks subjected to partially distributed compressions [J]. International Journal of Mechanical Sciences, 2008, 50(2): 275–292.
- [25] 王启智, 李炼, 吴礼舟, 等. 改进巴西试验: 从平台巴西圆盘到切口巴西圆盘 [J]. 力学学报, 2017, 49(4): 793-801.
 WANG Q Z, LI L, WU L Z, et al. Improvement of Brazilian test: from flattened Brazilian disc to grooved Brazilian disc [J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2017, 49(4): 793-801.
- [26] AWAJI H, SATO S. Diametral compressive testing method [J]. Journal of Engineering Materials and Technology, 1979, 101(2): 139–147.
- [27] 王礼立. 应力波基础 [M]. 2 版. 北京: 国防工业出版社, 2005: 52-60.
 WANG L L. Foundation of stress waves [M]. 2nd ed. Beijing: National Defense Industry Press, 2005: 52-60.
- [28] SIMMONS W N, COCKS F H, ZHONG P, et al. A composite kidney stone phantom with mechanical properties controllable over the range of human kidney stones [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2010, 3(1): 130–133.

Study on Static and Dynamic Brazilian Splitting Test of Artificial Stones

GU Chunmiao¹, LIU Guanlin², ZHOU Fenghua¹, LI Kebin¹

(1. Key Laboratory of Impact and Safety Engineering, Ministry of Education, Ningbo University Ningbo 315211, Zhejiang, China;

2. The First Affiliated Hospital of Ningbo University, Ningbo 315211, Zhejiang, China)

Abstract: This article aims to explore the mechanical properties of artificial stones under different conditions. Firstly, dental plaster samples with different ratios (hardness, porosity, powder-to-water ratio, and protein content) were prepared as artificial stones to study the splitting behavior. Secondly, quasi-static Brazilian splitting test were conducted on artificial stones. Finally, a Ø40 mm split Hopkinson pressure bar (SHPB) was used for dynamic loading, combined with high-speed cameras, digital image correlation (DIC) and other testing methods to observe the damage process during sample splitting and the evolution law of the strain field, and then obtain the strain time history curve of the sample was obtained. Test results show that the quasi-static tensile strength of artificial stones is directly proportional to the hardness and powder-to-water ratio, and inversely proportional to the porosity. And the protein content has little effect on the tensile strength of the material, but it does affect its ductility and brittleness. Under dynamic loading, the artificial stone specimen has an obvious strain rate strengthening effect. There is a linearly increasing relationship between the dynamic enhancement factor for tensile strength and the logarithm of the strain rate. This article provides an effective test method and analysis technique for studying the mechanical properties of artificial stones.

Keywords: artificial stones; Brazilian splitting; strain rate; split Hopkinson pressure bar; digital image correlation; dynamic increase factor