

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2025.11.015

基于多目标优化PMMA微流控芯片模内热压键合工艺质量协同调控

赵百顺^{1,2}, 吴旺青¹, 蒋炳炎¹, 杨志宇³(1.中南大学机电工程学院极端服役性能精准制造全国重点实验室,长沙 410083;
2.中南大学粉末冶金研究院,长沙 410083; 3.珠海精模有限公司,广东珠海 519055)

摘要:微流控芯片因微型化、集成化和自动化等特点在精准医疗、即时诊断、药物研发乃至环境监测等领域得到快速发展。基于高动态变模温的模内热压键合技术有利于推动微流控芯片的快速市场化。然而,尚未统一的键合质量评价体系导致工艺参数与性能之间的协调关系不明确,限制了高性能微流控芯片的制造。针对上述问题,以爆破压力、微通道变形和残余应力作为评价键合质量的核心指标,优化工艺参数(键合温度、压力和时间),系统分析并总结了聚甲基丙烯酸甲酯微流控芯片键合质量与工艺参数之间的演变规律。通过正交实验设计和基于灰色关联分析的多目标优化方法,建立了键合工艺与质量之间的调控机制。研究结果表明,通过对工艺与质量的协同调控,可在5 min内实现从原材料到十字电泳微流控芯片的集成制造,该芯片具有较低微通道变形(14.1%)、较高爆破压力(541.9 kPa)和可控残余应力(11.54 MPa)。提出的工艺调控策略包括:将键合温度设置在维氏软化点以下5~8℃,键合压力和键合时间分别为0.35 MPa和4 min。研究旨在为高效、高质量地生产微流控芯片提供切实可行的理论指导与实践路径。

关键词:微流控芯片;模内热压键合;键合工艺;微流控芯片制造;微注射成型

中图分类号: TB12、O3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2025)11-0106-11

Collaborative quality control of in-mold thermocompression bonding process based on multi-objective optimization of PMMA microfluidic chips

ZHAO Baishun^{1,2}, WU Wangqing¹, JIANG Bingyan¹, YANG Zhiyu³

[1. State Key Laboratory of Precision Manufacturing for Extreme Service Performance, School of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China; 2. Powder Metallurgy Research Institute, Central South University, Changsha 410083, China; 3. Jingmu(Zhuhai) Co. Ltd., Zhuhai 519055, China]

Abstract : Microfluidic chips have rapidly developed in the fields of precision medicine, instant diagnosis, drug discovery and even environmental monitoring due to miniaturization, integration and automation. The in-mold thermocompression bonding technology based on high dynamic variable mold temperature is conducive to promoting the rapid commercialization of microfluidic chips. However, the absence of a unified evaluation system for bonding quality has resulted in an unclear correlation between process parameters and performance, thereby limiting the fabrication of high-performance microfluidic chips. To address the aforementioned challenges, burst pressure, microchannel deformation, and residual stress were adopted as core metrics to evaluate bonding quality. Process parameters, including bonding temperature, pressure, and duration, were systematically optimized, and the evolution law between the bonding quality and process parameters of polymethyl methacrylate microfluidic chips was systematically analyzed and summarized. Through orthogonal experimental design and a multi-objective optimization method based on grey rela-

基金项目: 国家自然科学基金项目(51920105008, 51875582 和 52575469), 长沙市自然科学基金项目(kq2402215), 湖湘青年英才计划(2019RS2003), 极端服役性能精准制造全国重点实验室自主研究课题(ZZYJKT2023-11)

通信作者: 吴旺青, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向为微纳智造与系统集成、复合材料与结构精准设计制造、轻合金成形制造与高熵合金涂层

收稿日期: 2025-09-17

引用格式: 赵百顺, 吴旺青, 蒋炳炎, 等. 基于多目标优化PMMA微流控芯片模内热压键合工艺质量协同调控[J]. 工程塑料应用, 2025, 53(11): 106-116.

ZHAO Baishun, WU Wangqing, JIANG Bingyan, et al. Collaborative quality control of in-mold thermocompression bonding process based on multi-objective optimization of PMMA microfluidic chips[J]. Engineering Plastics Application, 2025, 53(11): 106-116.

tional analysis, a regulation mechanism between bonding process and quality has been established. Results indicate that, by means of coordinated control over process and quality, the integrated manufacturing from raw materials to cross-electrophoretic microfluidic chips can be achieved within 5 min. The fabricated chips exhibit the low deformation of microchannels (14.1%), high burst pressure (541.9 kPa), and controllable residual stress (11.54 MPa). The proposed process regulation strategy includes setting the bonding temperature 5–8 °C below the Vicat softening point, the bonding pressure at 0.35 MPa, and the bonding time at 4 minutes, respectively. The conclusions of this study are intended to provide theoretically grounded and practically viable guidance for the efficient and high-quality production of microfluidic chips.

Keywords : microfluidic chips ; in-mold thermocompression bonding ; bonding process ; manufacturing of microfluidic chips ; micro-injection molding

微流控芯片技术因其能在微/纳米尺度上实现对流体或颗粒等介质的精准操控成为当前研究的热点,该技术已被广泛应用于医疗诊断、药物筛选及环境监测等领域^[1-3]。键合工艺作为微流控芯片制造中的关键环节,长期以来备受关注^[4-5]。常见的微流控芯片键合方法包括:热压键合(热键合)及其衍生的热辅助键合^[6-8]、超声键合^[9-10]、胶键合^[11]、溶剂键合^[12]、激光键合^[13]和等离子键合^[14]等。其中,热压键合因其工艺简单、成本低廉,无需超声或激光等昂贵设备,而备受青睐。但其工业化应用却受限于生产效率低下和键合稳定性不足的双重挑战。

针对上述挑战,中南大学蒋炳炎团队^[15]提出并发展了微流控芯片模内热压键合技术,将热压键合集成于注射模具中并在同一生产流程中先后完成注塑成型及热压键合。随后,采用拉伸强度、微通道高度和泄漏测试等手段评估了键合质量,证明该技术有望推动微流控芯片快速商品化发展。Liu等^[16]和Tsao等^[17]则提出采用泄漏测试评估微流控芯片胶键合质量。Faghih和Sharp通过拉剪强度、爆破压力与微通道形貌表征对溶剂键合工艺进行了系统评价^[18]。而Cortese等^[19]利用泄漏测试和原子力显微镜分析聚二甲基硅氧烷(PDMS)层间等离子键合效果。李疏桐等^[20]采用黏结剂与热压键合相结合的方法,成功实现了聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)-聚苯乙烯(PS)、PMMA-AI5052等异种材料的高强度键合,并以键合强度为指标通过正交实验确立了最优键合参数。李煜圣^[21]则聚焦可逆键合,分别通过低温可逆键合方法、高温可逆键合方法和光引发可逆键合方法制备多种类型的PMMA微流控芯片,并主要通过拉伸以及气体爆破测试确定最佳键合参数。Liga等^[22]采用乙醇辅助热键合实现了多达19层PMMA原型器件的快速制备。Du等^[23]则通过有效键合面积和键合率间接评估水预处理后的热键

合质量。由此可知,微流控芯片的键合质量因不同的研究人员采用了不同的评价体系而有所不同,尤其在结果可视化与系统整合方面仍存在明显不足。这也导致热压键合工艺参数与性能之间的协调关系尚不明确,限制了高性能微流控芯片的批量制造。

综上所述,通过选择恰当的评价指标,研究人员能够根据特定的应用需求和性能要求,优化设计方案^[4,24]。然而,多数研究仅关注一至两个键合指标,对热压键合工艺的理解与开发提供的指导十分有限。因此,建立一套系统、规范的评价技术与标准,有利于快速提高微流控芯片的综合性能。鉴于此,笔者首次将爆破压力、微通道变形和残余应力纳入统一评价体系,提出一种基于正交实验与灰色关联分析的多目标优化方法,系统研究高动态变模温模内热压键合(HD-IMTCB)工艺与PMMA微流控芯片键合质量之间的调控机制,旨在填补该领域的研究空白,也为微流控芯片的高质量制造提供新方案与技术支撑。

1 实验部分

1.1 主要原材料

PMMA:CM-205,台湾奇美实业股份有限公司,其物理性能参数见文献[25]。

1.2 工艺及设备

在前期工作中,团队提出了一种HD-IMTCB工艺,如图1所示^[15,25]。该工艺使得微流控芯片的注塑与键合可在同一模具、同一生产周期内完成。与传统热键合通常作为独立的后处理工序不同,HD-IMTCB将键合过程直接集成于注塑成型工艺循环中。当HD-IMTCB采用高动态变模温控制系统时,模具表面温度可实现从顶出温度到键合温度的快速循环。而传统热键合的热循环通常只能从室温开始。此外,HD-IMTCB还避免了传统热键合中繁

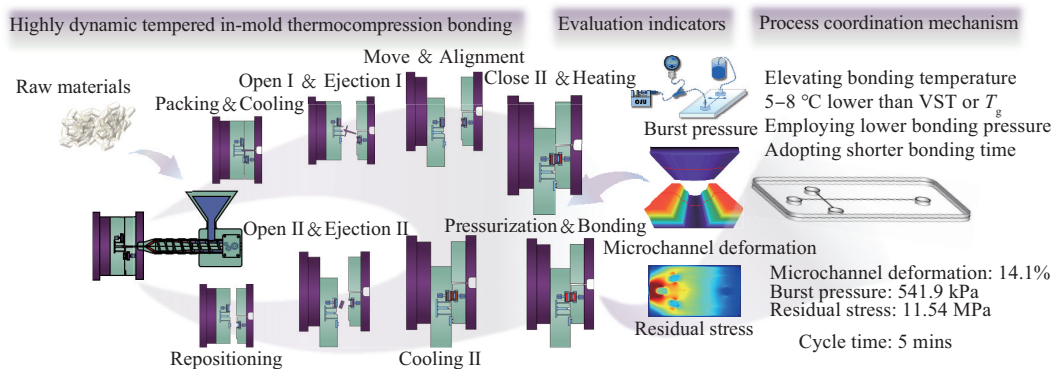


图1 微流控芯片HD-IMTCB工艺与质量协同调控图形摘要

Fig. 1 A graphic abstract for microfluidic chip HD-IMTCB process and quality synergistic regulation

琐的清洗与干燥步骤。这种集成化设计极大地简化了制造流程,有望显著降低生产时间和成本。尽管HD-IMTCB在设备成本和制造效率方面的优势已得到论证,但单一的评价指标难以有效指导工艺的设计与开发。因此,笔者提出了一套更为丰富的评价体系,以期深入理解工艺调控的内在机理。

注塑机:Arburg 370S,德国ARBURG公司;

模温机:AOSD-05A,深圳市奥德机械有限公司;

干料机:SCD-20U/30H,中山市信泰机械设备有限公司;

微注射泵:美国Harvard Apparatus公司;

压力表:ConST211,北京康斯特仪表科技股份有限公司;

激光共聚焦显微镜:Axio LSM700,德国卡尔蔡司股份公司;

双折射偏振应力仪:WPA-200,日本Photonic Lattice公司;

扫描电子显微镜:ZEISS Sigma 300,德国卡尔蔡司股份公司。

1.3 试样制备

PMMA:注射成型前,将颗粒原材料放置在80 °C干料箱中至少6 h的干燥处理;十字电泳微流控芯片基本尺寸与结构特征如图2所示,梯形横截面设计有助于提高微注射成型精度并降低脱模阻力。其注射成型工艺参数组合包括熔体温度:260 °C,注射压力180 MPa,注射速度45 cm³/s,保压压力100 MPa,冷却时间25 s;十字电泳微流控芯片注射成型后于模内键合模拟装置(见图3)中开展加热与热压键合实验。键合压力由可输出恒定扭矩

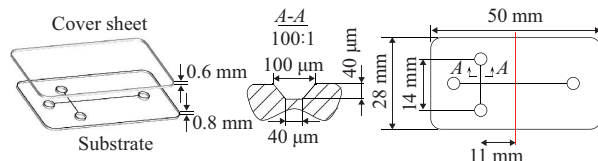


图2 十字电泳微流控芯片的结构尺寸

Fig. 2 Structural dimensions of cross-electrophoresis microfluidic chip

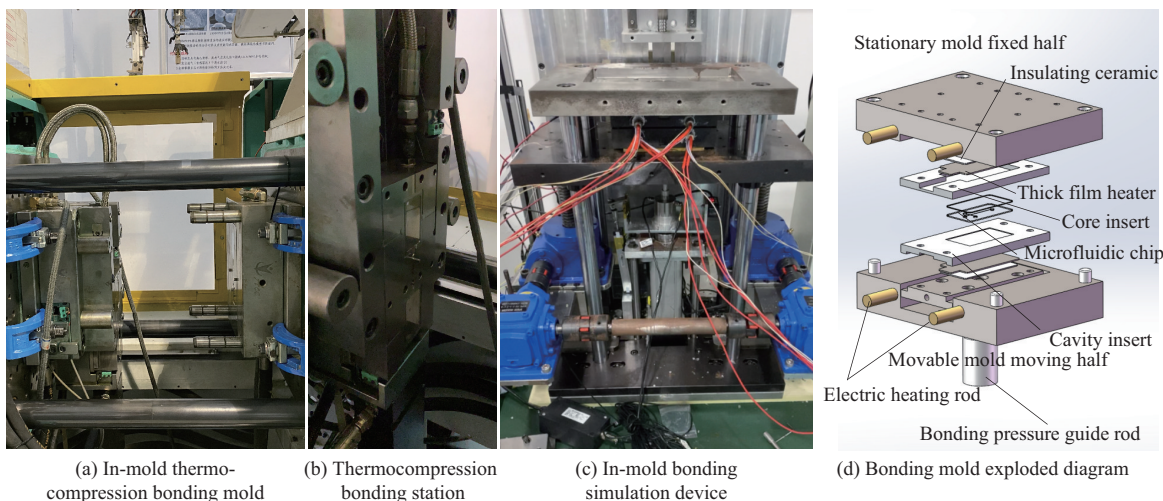


图3 模内键合模具及模拟实验装置图

Fig. 3 In-mold bonding mold and simulation test setup diagram

的伺服电机提供。键合前,微流控芯片置于键合腔体内并预热至注射成型顶出时的温度,该装置的详细运行参数详见文献[25]。

1.4 测试与表征

芯片键合界面的键合强度采用爆破压力测试进行表征。该测试与微流控芯片实际使用场景高度相似,且能有效检测泄漏^[4,24],被认为是一种极具前景的评估方法。其原理是向芯片内部施加液压直至其破裂,测试装置如图4a和图4b所示。该研究使用一个1 mL的注射器和连接管路,内装稀释的蓝色墨水进行测试。如图4c所示,采用环氧树脂胶将微流控芯片与鲁尔接头黏接牢固。在动态密封测试中,利用微量注射泵提供恒定流速(0.4 $\mu\text{L}/\text{min}$),并通过压力表记录芯片在内压作用下破裂时的峰值压力及压力曲线。

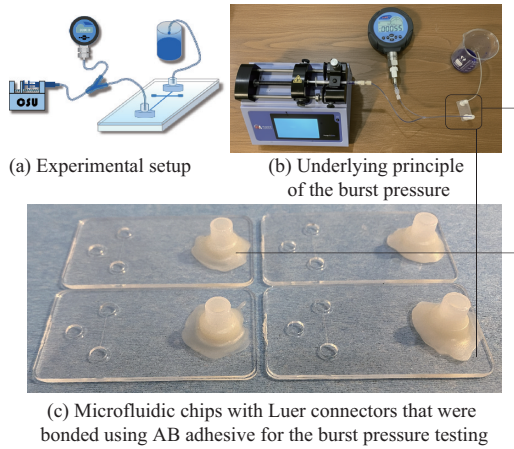


图4 爆破压力测试装置

Fig. 4 Burst pressure testing device

为获取微通道的轮廓信息,采用德国蔡司激光共聚焦显微镜分别对基板和盖板进行扫描。为避免对微通道结构造成二次形变,在爆破测试后将基板与盖板分离。扫描点位于微通道中心,如图5所示。对于热压键合而言,不同通道位置处的变化几乎是相同的,因此不同位置处的差异可以忽略不计。最终轮廓由结构上比较具有代表性的中心线及距中心线40 μm 处的三条扫描线取平均获得,并通过在直角坐标系中对重构轮廓进行积分计算其横截面积。微通道形变量由键合前后横截面积之比计算得出,见式(1)。此外,为阐明HD-IMTCB的“工艺-性能”调控机制,本研究还采用扫描电子显微镜对键合界面附近的分子扩散现象进行了表征。

$$\alpha = \left(1 - \frac{\Delta S_a}{\Delta S_b}\right) \times 100\% \quad (1)$$

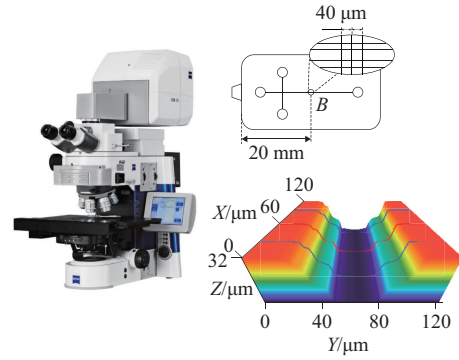


图5 激光共聚焦显微镜及扫描位置示意图

Fig. 5 Laser confocal microscope and diagram of scanning positions

式中: α 为微通道变形量,单位%; ΔS_a 为键合后微通道的横截面积,单位 m^2 ; ΔS_b 为键合前微通道的横截面积,单位 m^2 。

键合后芯片的残余应力是评估键合性能的另一重要指标,因为残余应力可能导致芯片开裂,并影响产品的运输、储存及保质期。当光源穿过各向异性的透明晶体时会产生双折射现象,这是晶体的固有属性。对于非晶体材料,当偏振光穿过存在残余应力的透明材料时,同样会发生双折射。双折射的光程差(OPD)与透明塑料的残余应力呈正相关。偏光应变仪输出的测量结果即为以OPD形式呈现的双折射分布。因此,采用双折射偏振应力仪对键合前后芯片内的残余应力进行表征。利用Maxwell应力-光弹方程计算残余应力,见式(2)。双折射偏振应力仪及其扫描路线如图6所示。

$$\sigma = \frac{\Delta S}{K \cdot h} \quad (2)$$

式中: σ 为残余应力,单位Pa; ΔS 为光程差,单位m; K 为应力光学系数(PMMA的 K 值为 $4.70 \times 10^{-12}/\text{Pa}$)^[26], h 为被测部件的厚度,单位m。

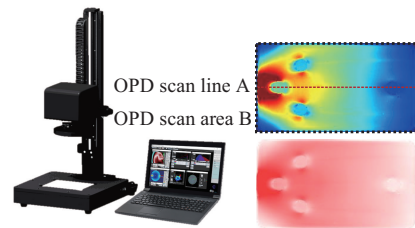


图6 双折射偏振应力仪及其扫描路线

Fig. 6 Birefringent polarization stress instrument and its scanning route

1.5 实验设计

采用三因素五水平的正交表 $[L_{25}(5^3)]$ 对实验因素进行分析,以确定其显著性及调控方向^[27-28]。表1和表2列出了正交实验的因素与水平设置。每次实验键合5个芯片,但仅对后3个进行极差与方差分

析(ANOVA)。每个测试至少重复三次,取平均值作为分析结果。此外,为验证上述结果,还设计了单因素实验,单因素实验设计的因素与水平设置见表3。

表1 正交实验设计的因素与水平

Tab. 1 Factors and levels setting for orthogonal experimental design

Level	Factor		
	A/°C	B/MPa	C/min
1	90	0.30	3
2	95	0.65	4
3	100	1.00	5
4	105	1.35	6
5	110	1.70	7

Notes: A is bonding temperature; B is bonding pressure; C is bonding time.

表2 正交表 L_{25} 及实验结果Tab. 2 Orthogonal table L_{25} and the experimental results

No.	Factors and levels			Average burst pressure/kPa	Microchannel deformation/%	Residual stress/MPa
	A	B	C			
1	A1	B1	C1	1.00	12.83	12.53
2	A1	B2	C2	1.00	9.53	12.25
3	A1	B3	C3	1.00	9.74	12.61
4	A1	B4	C4	1.00	9.64	12.37
5	A1	B5	C5	1.00	18.27	12.31
6	A2	B1	C2	220.25	17.76	11.83
7	A2	B2	C3	386.60	17.00	11.50
8	A2	B3	C4	463.20	15.11	12.42
9	A2	B4	C5	533.30	15.81	11.92
10	A2	B5	C1	346.00	13.11	12.64
11	A3	B1	C3	541.87	14.11	11.54
12	A3	B2	C4	676.60	25.72	10.82
13	A3	B3	C5	857.00	30.04	10.09
14	A3	B4	C1	708.60	34.53	11.60
15	A3	B5	C2	1 000.00	33.36	11.38
16	A4	B1	C4	664.25	24.14	9.35
17	A4	B2	C5	1 043.20	54.95	8.80
18	A4	B3	C1	625.00	51.07	9.57
19	A4	B4	C2	943.00	66.21	8.99
20	A4	B5	C3	1 184.37	68.00	10.30
21	A5	B1	C5	1 790.00	82.85	11.18
22	A5	B2	C1	1 479.30	85.36	5.99
23	A5	B3	C2	1 572.00	90.14	8.37
24	A5	B4	C3	1 660.20	91.89	7.17
25	A5	B5	C4	1 845.60	90.20	9.31

表3 单因素实验的因素与水平设置

Tab. 3 Factors and levels setting for the single factor experimental

No.	Bonding temperature/°C	Bonding pressure/MPa	Bonding time/min
1	97, 100, 103, 106, 109, 112	1.7	5
2	103, 105	0.3, 0.65, 1.0, 1.35, 1.7, 2.05, 2.4	5

1.6 多目标优化

在工艺优化中,期望获得高键合强度、低微通道形变和低残余应力。然而,当键合工艺对不同指标的影响趋势相悖时,最优的工艺组合便需要通过多目标优化方法来求解。研究采用基于灰色关联分析(GRA)的多目标优化方法来分析工艺特性。在计算灰色关联度之前,需将各指标在不同参数下的实验结果归一化至[0, 1]区间。归一化处理参照公式(3)。

$$x_i^*(t) = \frac{\text{Max}_i x_i(t) - x_i(t)}{\text{Max}_i x_i(t) - \text{Min}_i x_i(t)} \quad (3)$$

式中: $x_i^*(t)$ 为归一化序列; $x_i(t)$ 代表第 t 次实验在第 i 个序列中的原始结果; $\text{Max}_i x_i(t)$ 为实验序列中的最大值; $\text{Min}_i x_i(t)$ 为最小值; $i=1, 2, 3, \dots, m$; m 为评价指标数量; $t=1, 2, 3, \dots, n$; n 为实验次数。

灰色关联度用于评估可比序列与参考序列之间的关系,其计算见式(4)。

$$\gamma[x_r^*(t), x_i^*(t)] = \frac{\Delta_{\min} + \omega \Delta_{\max}}{\Delta_{ri}(t) + \omega \Delta_{\max}} \quad (4)$$

式中: $\gamma[x_r^*(t), x_i^*(t)]$ 为灰色关联度, $x_r^*(t)=[0, 1, 1]$ 为参考序列(本研究中键合性能的期望为:高键合强度、低微通道形变、低残余应力)。 ω 为分辨系数,通常取0.5。 $\Delta_{ri}(t)$ 、 $\Delta_{\max}$ 和 $\Delta_{\min}$ 分别由公式(5)、(6)和(7)计算。

$$\Delta_{ri}(t) = |x_r^*(t) - x_i^*(t)| \quad (5)$$

$$\Delta_{\max} = \max_{\forall i} \max_{\forall t} \Delta_{ri}(t) \quad (6)$$

$$\Delta_{\min} = \min_{\forall i} \min_{\forall t} \Delta_{ri}(t) \quad (7)$$

整体灰色关联度可通过公式(8)计算得出。

$$\varphi(x_r^*, x_i^*) = \sum_{i=1}^n w_i \gamma(x_r^*(t), x_i^*(t)) \quad (8)$$

式中: w_i 为第 i 个优化目标的权重。研究中,键合强度、微通道形貌和残余应力的权重分别为0.4, 0.4和0.2。这主要是因为键合强度和微通道形变是保障芯片正常功能的最核心指标。

2 结果与讨论

2.1 模内热压键合工艺对爆破压力的影响

表2中爆破压力结果显示,1号至5号芯片因密封不完全而未能通过泄漏测试,其键合强度实际为0 MPa。由于方差分析要求指标为正值以便计算,这些密封不良芯片的键合强度被设定为1 kPa。分别通过极差分析和方差分析讨论了各因素对微流控芯片键合强度的影响规律,详见表4和表5。结

果表明,键合温度是影响键合强度最关键的因素,其P值低于0.05,重要性远超其他变量。相比之下,键合压力和时间的影响较小,其中键合时间的影响最弱。即,能够通过优化键合时间来提升生产效率,又不会显著损害键合质量。以键合强度为指标的工艺优化核心原则是“强度越高,性能越好”。通过正交试验确定的最优工艺组合(A5 B5 C4)已在实

验设计中,无需进行额外的验证实验,即可获得实现键合强度最大化的最佳参数。

表4 芯片爆破压力极差分析结果

Tab. 4 Mean response table of burst pressure to factors.

Factors	K_1	K_2	K_3	K_4	K_5	Range	Rank
A	1.00	389.87	756.81	891.96	1 669.42	1 668.42	1
B	643.47	717.34	703.64	769.22	875.39	231.92	2
C	63.98	747.25	754.81	730.13	844.90	212.92	3

Notes: K_i is average value of burst pressure at level i , kPa.

表5 爆破压力的方差分析结果

Tab. 5 ANOVA results of burst pressure

Source	Degrees of freedom	Sum of squares	Mean square	F-statistic	Probability value
A	4	7 779 463	1 944 866	97.46	4.80×10^{-9} (<0.05)
B	4	151 608	37 902	1.9	0.175 (>0.05)
C	4	115 126	28 781	1.44	0.28 (>0.05)
Residual error	12	239 460	19 955		
Total	24	8 285 657			

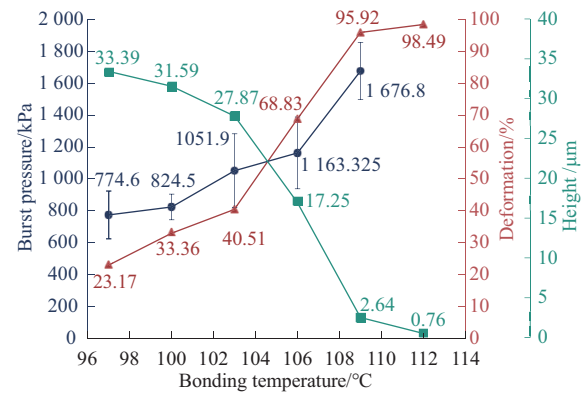
图7为键合温度和键合压力对爆破压力、微通道形变及高度的影响。如图7所示,随着键合温度的升高,爆破压力呈指数增长。这一趋势凸显了在键合过程中准确确认维卡软化点(VST)的重要性。值得注意的是,制造商提供的玻璃化转变温度(T_g)范围为110~120 °C。因此,与 T_g 相比,VST是设置键合温度较为精确的参考依据。键合压力与爆破压力之间则呈现近乎线性的正相关关系,即键合压力越高,键合强度越大。总体而言,更高的工艺参数水平有助于提高键合强度。

2.2 模内热压键合工艺对微通道形变的影响

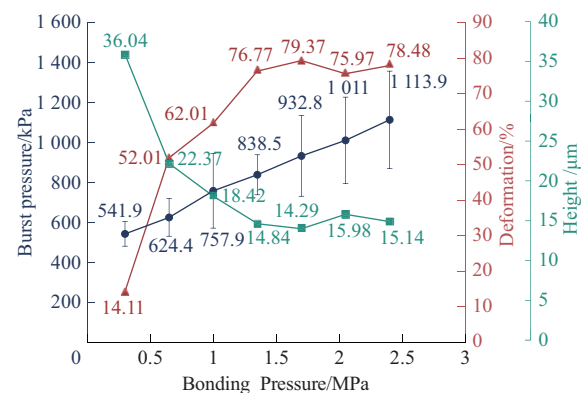
键合强度的优化遵循“强度越高越好”的原则。然而,对于微通道形变,目标则是“越轻微越好”,因为微流控芯片的功能(如混合、分选、反射等)通常依赖于精准的微结构/通道。

表6和表7分别展示了以微通道形变为响应指标的极差分析和方差分析结果。分析发现,键合温度对微通道形变的影响最为显著,而键合压力和时间的影响相对较小。这一结论与以键合强度为优化指标时的结论一致。有趣的是,该结论与相关文献的报道存在差异^[29]。参考文献基于金相显微镜对三角形微通道高度进行了表征,按显著性给出实验因素对微通道形变影响的排序为:键合时间、温度和压力。造成上述差异的原因可能包括:缺乏重复实验、未对键合前的微通道进行表征,以及样品制备和表征过程中忽视了误差。这些发现一方面强调了激光共聚焦显微镜在微通道表征方面的优越性,另一方面则强调了重复实验的必要性。

表7详细列出了键合参数对微通道形变影响的



(a) With bonding temperature at a bonding pressure of 1.7 MPa and a bonding time of 5 min



(b) With bonding pressure at a bonding temperature of 103 °C for burst pressure and 105 °C for deformation, and a bonding time of 5 min

图7 键合温度和键合压力对爆破压力、微通道形变及高度的影响

Fig. 7 Variation of burst pressure, microchannel deformation and height with bonding temperature and bonding pressure

方差分析结果。在所考虑的因素中,仅有键合温度对微通道形变具有显著影响。这表明,精确控制键合温度是管理微通道形变的关键,而键合压力和对

间的影响则相对可控。鉴于其影响较小,键合时间可被视为一个可优化的关键因素。然而,对于微通道形变,其调控原则是“形变越小,质量越好”。因此,理论上最优的工艺组合应为A1B1C1。但实验数据表明,当键合温度仅为90℃时,微通道无法充分密封,导致键合强度不足。随着键合温度的升高,当以键合强度为主要指标时,其变化趋势与形变要求完全相反。这表明,必须根据具体需求,在各项工艺设置之间进行权衡。总体而言,这些结论

强调了精准控制键合参数并同时以键合强度和微通道形变优化指标的必要性。

表6 微通道形变极差分析结果

Tab. 6 Range analysis results of microchannel deformation

Factors	K_1	K_2	K_3	K_4	K_5	Range	Rank
A	12.00	15.76	27.55	52.87	88.09	76.09	1
B	30.34	36.51	39.22	44.66	42.64	14.32	3
C	39.30	45.38	38.15	42.96	37.48	7.90	2

Notes: K_i is the average value of the microchannel deformation at level i , %.

表7 微通道形变方差分析结果

Tab. 7 ANOVA results of microchannel deformation

Source	Degrees of freedom	Sum of squares	Mean square	F-statistic	Probability value
A	4	20 008.6	5 002.14	84.74	0 (<0.05)
B	4	637.8	159.46	2.7	0.08 (>0.05)
C	4	294.3	73.58	1.25	0.343 (>0.05)
Residual error	12	708.4	59.03		
Total	24	21 649.1			

图8为光共聚焦显微镜扫描的微通道形貌随键合温度升高的变化。如图8所示,在键合温度和压力的共同作用下,微通道形变随参数水平的升高呈指数级增长。微通道形变的主要表现形式以塌陷为主,主要发生在微通道高度方向。这种形变是由

施加的垂直键合压力引起的。微观上,形变是链段运动被热激活和应力导向共同作用的结果。温度提供动能,压力则通过压缩自由体积和提供方向性驱动力,协同促成了链段构象的调整和重排,从而在宏观上表现为黏弹性的逐渐形变。微观结构的演

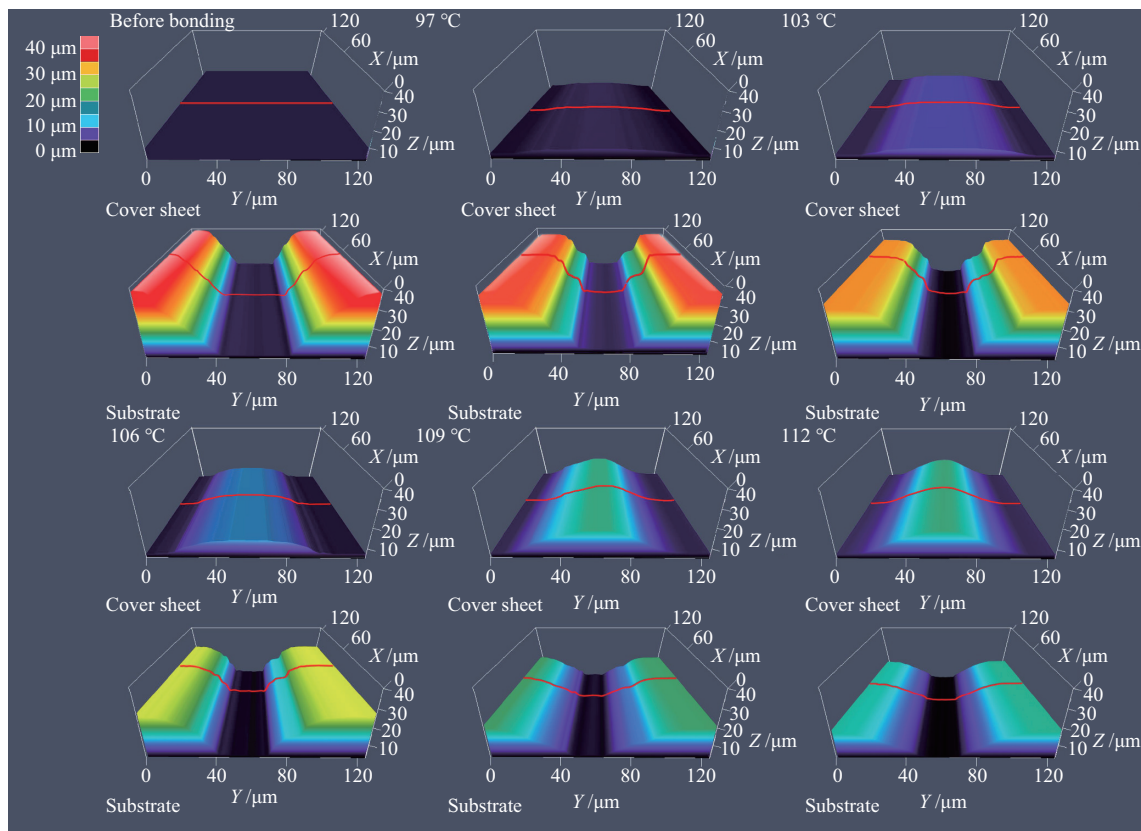


图8 激光共聚焦显微镜扫描的微通道形貌随键合温度升高的变化

Fig. 8 Morphology of microchannels scanned by laser confocal microscopy changes with increasing bonding temperature

化最终表现为宏观的蠕变和应力松弛,是高分子材料在玻璃化转变区典型黏弹行为的体现。这一演变过程同时体现了聚合物分子运动对温度和外力的依赖性。当键合温度从97℃升至103℃时,微通道高度从33.39 μm降至27.87 μm(降低速率为0.92 μm/℃)。当键合温度接近VST时,微通道高度下降速度显著增加,从103℃到109℃,高度从27.87 μm骤降至2.65 μm(下降速率达4.20 μm/℃),如图7所示。而当键合温度超过112℃时,微通道几乎完全消失,芯片失去使用价值,如图8所示。因此,设定一个合适的键合温度范围,对于在保证键合强度的同时维持微通道的完整性至关重要。

键合压力对微通道的主要影响是导致通道塌陷。因此,键合强度和微通道形变都是键合温度和压力共同作用的结果。为了控制微通道形变,“工艺-性能”的调控策略是降低键合温度和压力,这与提高键合强度的趋势背道而驰。当考虑到通道完整性、高内压或高入口流速等要求时,更高的键合强度可能并非唯一优先考虑的因素^[24]。因此,获得一组能平衡键合强度与微通道形变的键合温度和压力的最优参数范围尤为关键。

2.3 模内热压键合工艺对残余应力的影响

键合后产生的残余应力是导致微流控芯片开裂和泄漏的重要因素之一。残余应力的峰值及其

分布是评估芯片键合质量的关键指标,直接影响产品的使用寿命。

表8和表9列出了各因素对残余应力影响的极差分析和方差分析结果。以残余应力为响应指标时,键合温度、压力和时间均被认定为显著因素。综合所有指标的分析,键合温度依然是最关键的因素,而键合时间的影响最弱。实验结果表明,所有响应指标对键合时间的变化均不敏感,这暗示着在后续开发模内热压键合工艺时,可以不必过分担忧此变量。在残余应力方面,“工艺-性能”的调控原则是“残余应力越低越好”。因此,应尽可能降低残余应力,以优化键合芯片的性能。相应地,应提高键合温度,同时降低键合压力和键合时间。与以键合强度和微通道形变为响应指标时的趋势不同,残余应力对工艺参数的调控方向提出了截然不同的要求。各响应指标对工艺因素呈现出的复杂甚至矛盾的趋势,进一步凸显了进行多目标优化的必要性与重要性。

表8 残余应力极差分析结果

Tab. 8 Range analysis results of residual stress

Factors	K_1	K_2	K_3	K_4	K_5	Range	Rank
A	12.41	12.06	11.09	9.40	8.40	4.01	1
B	11.29	9.87	10.61	10.41	11.19	1.42	2
C	10.467	10.56	10.62	10.85	10.86	0.39	3

Notes: K_i is average value of residual stress at level i , MPa.

表9 残余应力方差分析结果

Tab. 9 ANOVA results of residual stress

Source	Degrees of freedom	Sum of squares	Mean square	F-statistic	Probability value
A	4	59.486 8	14.871 7	14.4	0 (<0.05)
B	4	6.770 9	1.692 7	1.64	0.228 (>0.05)
C	4	0.626 3	0.156 6	0.15	0.959 (>0.05)
Residual error	12	12.391 7	1.032 6		
Total	24	79.275 7			

随着键合温度的升高,微流控芯片内的残余应力得到显著释放,如图9所示。残余应力主要集中于基板和盖板的注塑浇口附近,如图10所示。该区域集中了液体入口等微结构,注塑时熔体流动方向的突变导致了高剪切速率和应力集中。在键合过程中,基片和盖片的应力在相似位置分布,这对微流控产品的长期储存极为不利。残余应力的本质是高分子链在加工过程中被冻结在了一种非自然、不稳定的伸展或压缩状态。要想释放应力,关键就是为分子链提供足够的能量和活动空间,让其从这种不稳定的“冻结”状态恢复到松弛的自然卷曲状态。当键合温度接近 T_g 时为链段运动提供了必要

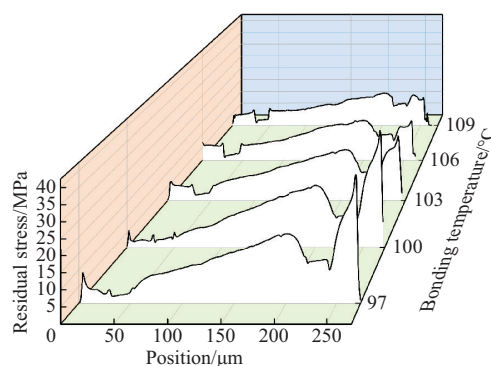


图9 微流控芯片残余应力随键合温度的变化趋势

Fig. 9 Variation trend of residual stress in microfluidic chips with bonding temperature

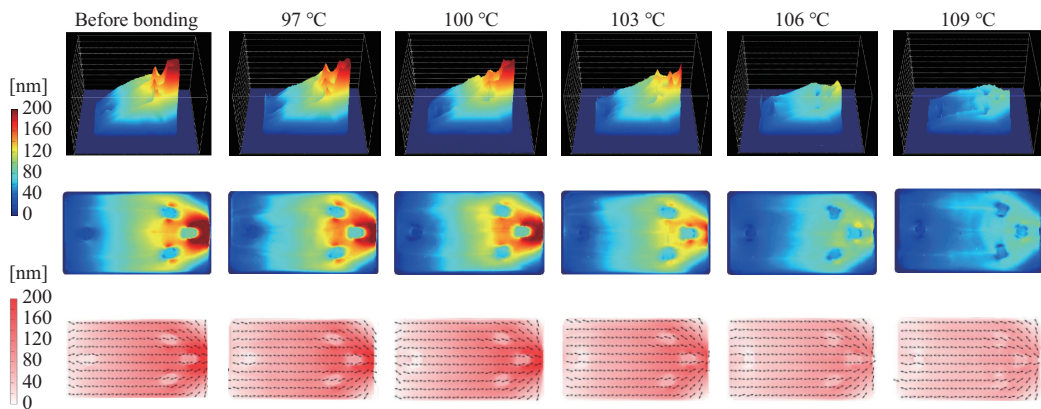


图10 微流控芯片残余应力分布随键合温度升高的变化

Fig. 10 Residual stress distribution of microfluidic chips changes with increasing bonding temperature

的热能,分子链段的热运动能力逐渐得到解放。同时压力可引导分子链朝向更稳定的构象弛豫。在温度和压力的共同作用下,残余应力得到释放。

2.4 工艺-性能调控机制

综合分析表明,键合温度是影响键合强度、微通道形变和残余应力的最显著因素。其次,键合压力对这些指标的影响适中,而键合时间的影响最小,如图11所示。数据揭示了芯片键合过程中,键合参数(温度、压力、时间)与响应指标(爆破压力、微通道形变、残余应力)之间存在着复杂的相互关系。温度是影响力最显著的因素,它能显著提升爆破压力和微通道形变,同时降低残余应力。压力通常能增强键合强度并增加通道形变,对残余应力则有非线性影响。键合时间的影响则较为轻微,通常与所有指标呈正相关。这些趋势凸显了优化键合质量所需的平衡:更高的温度和压力虽能增强键合强度,但也可能损害微通道的完整性。某些情况下(特别是键合时间和压力)观察到的非单调行为,突出显示了键合过程的复杂性,以及精准调参以获得最佳芯片质量的必要性。

综上所述,不同的指标对实验因素表现出差异的响应趋势,且各自的工艺调控方向也大相径庭。因此,该研究采用基于灰色关联分析(GRA)的多目标优化方法,以协调优化工艺组合,实现最优的键合质量。GRA结果如图12所示。由于实验1至5的结果未能满足微流控芯片的基本键合要求,最优的工艺组合与键合质量是从实验6至25中得出的。结果表明,在综合考虑多个响应指标时,第11组参数为最优工艺组合,表现出最佳的键合质量。

最优的工艺组合并非唯一,而应根据具体的应用需求进行选择。当要求微通道形变控制在10%

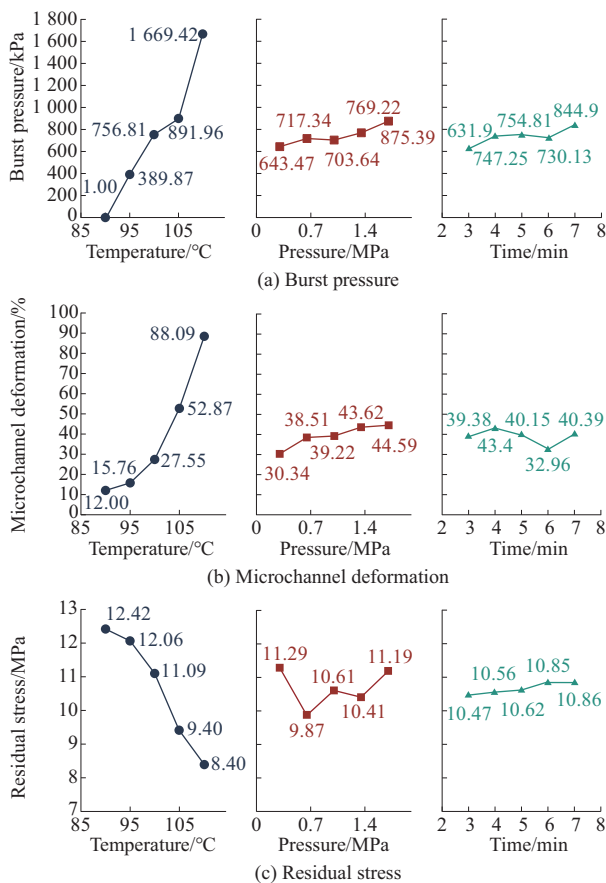


图11 爆破压力、微通道形变和残余应力的均值响应图

Fig. 11 Mean response diagram of burst pressure, microchannel deformation, and residual stress

以内时,可选择组合A2B1C1,此时键合强度和残余应力分别约为220~380 kPa和12.3 MPa。若需在键合强度和微通道形变之间取得平衡,则组合A3B1C2为低通量应用的最优选,此时键合强度和残余应力分别可达约540~600 kPa和11.66 MPa,微通道形变约为15%。若允许微通道形变增加至40%,则组合键合温度103 °C,键合压力1.7 MPa,键

合时间 4 min 最优,此时键合强度和残余应力分别为 0.9~1 MPa 和 10.11 MPa。综上,键合时间被确定为最不显著的因素,考虑效率因素可将其缩短至 3~4 min。研究建立的“工艺-性能”调控机制,为理解与控制键合参数和多种质量指标之间的关系提供了一个全新的框架,为优化键合工艺、平衡强度、通道完整性和残余应力提供了参考。

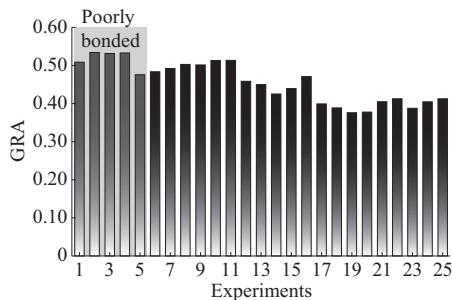


图 12 基于 GRA 的多目标工艺优化分析结果

Fig. 12 Results of multi-objective process optimization analysis based on GRA

微流控芯片键合界面的表面形貌随键合温度的升高而变化,如图 13 所示。与键合前光滑的界面相比,随着温度升高,键合界面逐渐变得粗糙。这种粗糙化是由剥离行为引起的,表明在剥离发生前,盖板与基板之间已发生了黏附,且黏附效果随温度升高而愈发明显。分析结果表明,提高键合温度增强了分子链段的随机热运动,这主要贡献于键合强度的提升和应力的释放,如图 13 所示。Immanuel 和 Giri 等人的研究也得出了相同结论,即升高键合温度会导致界面因剥离而变得粗糙,这恰恰是剥离前黏附增强的体现^[30-31]。Donohoe 等^[32]则

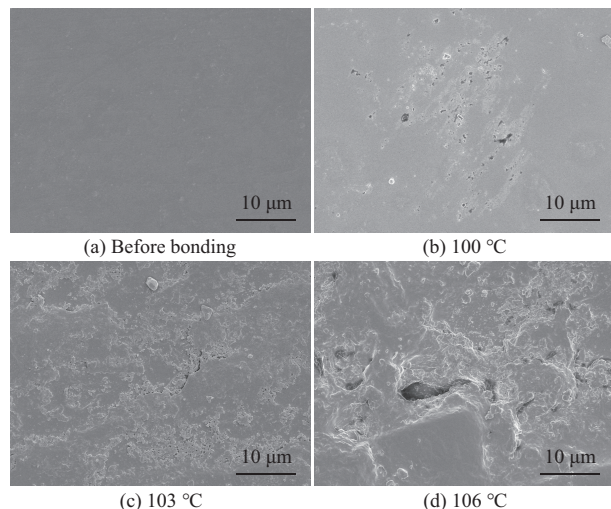


图 13 键合界面 SEM 形貌随键合温度升高的变化

Fig. 13 SEM morphology of bonded surfaces changes with increasing bonding temperature

证明,更高的键合温度通过增加界面处的分子流动性来提升键合强度。相反,较高的键合压力会增加分子链在键合界面处的相互贯穿和缠结,但同时也是导致显著形变的主要原因。Zhou 等^[33]通过分子动力学模拟表明,增加键合压力会导致键合界面处的分子链相互贯穿和变形。因此,模内热压键合工艺应采取协调策略:将键合温度适度提升至 VST 附近,同时采用较低的键合压力和较短的键合时间。

3 结论

(1) 基于灰色关联分析的多目标优化方法,提出了一套“工艺-性能”调控机制。综合分析表明,键合温度是影响各项响应指标的最关键因素。键合时间被确定为最不显著的因素,可将其缩短至 3~4 min,从而有望提升生产效率。不同的工艺因素对各项响应指标的影响趋势相互矛盾,这表明存在一个能够平衡键合性能与工艺参数的最优组合。

(2) 提高键合温度可增强分子链段的随机热运动,主要贡献于键合强度的提升和残余应力的释放。相反,提高键合压力虽能促进键合界面处分子链的相互贯穿与缠结,但同时也是导致微通道发生显著形变的主要原因。因此,模内热压键合工艺应采取协调策略:将键合温度适度提升至 VST 附近,同时采用较低的键合压力和较短的键合时间。

参考文献

- [1] LIU Z T, ZHOU Y Y, LU J, et al. Microfluidic biosensors for biomarker detection in body fluids: A key approach for early cancer diagnosis[J]. Biomarker Research, 2024, 12(1): 153. DOI: 10.1186/s40364-024-00697-4.
- [2] ARYAL P, HEFNER C, MARTINEZ B, et al. Microfluidics in environmental analysis: Advancements, challenges, and future prospects for rapid and efficient monitoring[J]. Lab on a Chip, 2024, 24(5): 1175-1206.
- [3] ZHAO B, KONTZIAMPASIS D, HUANG L, et al. An innovative patternable microelectrode bonding technology for high-performance and cost-effective sealing in microfluidic chips[J]. Chemical Engineering Journal, 2025, 503: 158214. DOI: 10.1016/j.cej.2024.158214.
- [4] TEMIZ Y, LOVCHIK R D, KAIGALA G V, et al. Lab-on-a-chip devices: How to close and plug the lab?[J]. Microelectronic Engineering, 2015, 132: 156-175.
- [5] GALE B K, JAFEK A R, LAMBERT C J, et al. A review of current methods in microfluidic device fabrication and future commercialization prospects[J]. Inventions, 2018, 3(3). DOI: 10.3390/inventions3030060.
- [6] ZHAO B S, MO F, WU W Q, et al. Deformation patterns and coordination mechanisms of cross-size microchannels during thermo-compression bonding process[J]. Journal of Materials Research and Technology, 2023, 26: 3701-3709.

- [7] 邱似岳,任晓龙,梁帅,等.环烯烃共聚物微流控芯片微通道热压键合研究[J].机床与液压,2021,49(2):15-19.
QIU Siyue, REN Xiaolong, LIANG Shuai, et al. Research on thermocompression bonding of microchannel of cycloolefin copolymer microfluidic chip[J]. Machine Tool & Hydraulics, 2021, 49(2): 15-19.
- [8] 张慧儒,梁帅,刘彬.聚合物微流控芯片热压键合工艺参数研究[J].科技与创新,2021,(24):38-40.
ZHANG Huiru, LIANG Shuai, LIU Bin. Study on thermal compression bonding process parameters for polymer microfluidic chips[J]. Science and Technology & Innovation, 2021, (24): 38-40.
- [9] 朱培胤.基于微导能阵列的聚碳酸酯微流控芯片超声键合[D].哈尔滨:哈尔滨工业大学,2019.
ZHU Peiyin. Ultrasonic bonding of polycarbonate microfluidic chip based on micro-energy array[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2019.
- [10] 孟凡健.基于压力自平衡的微流控芯片超声波键合研究[D].大连:大连理工大学,2018.
MENG Fanjian. Research on ultrasonic bonding technology for polymer microfluidic chips based on the pressure self-balancing [D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2018.
- [11] SINGH D, KUCKLING D, CHOUDHARY V, et al. Synthesis and characterization of poly(N-isopropylacrylamide) films by photopolymerization[J]. Polymers for Advanced Technologies, 2006, 17(3): 186-192.
- [12] 宋满仓,吕月月,刘军山.微流控芯片的键合技术与方法[J].新技术新工艺,2020(7):1-6.
SONG Mancang, LV Yueyue, LIU Junshan. Bonding Techniques and Methods of Micro-fluidic Chips[J]. New Technology & New Process, 2020(7): 1-6.
- [13] HIRCHENHAHN P, AL SAYYAD A, BARDON J, et al. Probing the reaction mechanism between a laser welded polyamide thin film and titanium with XPS and ToF-SIMS[J]. Talanta, 2022, 247: 123539. DOI:10.1016/j.talanta.2022.123539.
- [14] MU C J, ZHANG Z Y, LIN M, et al. Development of a simple and reliable PDMS interconnect for high throughput microfluidic applications[J]. Microsystem Technologies, 2015, 21(1): 147-154.
- [15] CHU C P, JIANG B Y, ZHU L Y, et al. A process analysis for microchannel deformation and bonding strength by in-mold bonding of microfluidic chips[J]. Journal of Polymer Engineering, 2015, 35(3): 267-275.
- [16] LIU P Y, LV Z L, SUN B Y, et al. A universal bonding method for preparation of microfluidic biosensor[J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2021, 25(5). DOI:10.1007/s10404-021-02445-8.
- [17] TSAO C W, DEVOE D L. Bonding of thermoplastic polymer microfluidics[J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2009, 6(1): 1-16.
- [18] FAGHIIH M M, SHARP M K. Solvent-based bonding of PMMA - PMMA for microfluidic applications[J]. Microsystem Technologies, 2019, 25(9): 3 547-3 558.
- [19] CORTESE B, MOWLEM M C, MORGAN H. Characterisation of an irreversible bonding process for COC-COC and COC-PDMS-COC sandwich structures and application to microvalves[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2011, 160(1): 1 473-1 480.
- [20] 李疏桐,刘坡,黄继杰,等.黏结剂辅助微流控芯片异种键合及可行性探究[J].工程塑料应用,2024,52(1):77-83.
LI Shutong, LIU Po, HUANG Jijie, et al. Investigation on dissimilar bonding and feasibility of binder-assisted microfluidic chip[J]. Engineering Plastics Application, 2024, 52(1): 77-83.
- [21] 李煜圣.聚甲基丙烯酸甲酯微流控芯片的制备及可逆键合方法研究[D].北京:北京化工大学,2024.
Li Yusheng. Preparation and reversible bonding methods of polymethylmethacrylate microfluidic chip[D]. Beijing: Beijing University of Chemical Technology, 2024.
- [22] LIGA A, MORTON J A S, KERSAUDY-KERHOAS M. Safe and cost-effective rapid-prototyping of multilayer PMMA microfluidic devices[J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2016, 20(12): 164. DOI:10.1007/s10404-016-1823-1.
- [23] DU L Q, CHANG H L, SONG M C, et al. A method of water pretreatment to improve the thermal bonding rate of PMMA microfluidic chip[J]. Microsystem Technologies, 2012, 18(4): 423-428.
- [24] BORÓK A, LABODA K, BONYÁR A. PDMS bonding technologies for microfluidic applications: A review[J]. Biosensors, 2021, 11(8). DOI:10.3390/bios11080292.
- [25] ZHAO B S, WU W Q, ZHOU M Y, et al. Highly dynamic tempered in-mold thermocompression bonding of microfluidic chips: process characteristics and bonding performances[J]. Journal of Materials Research and Technology, 2023, 24: 639-652.
- [26] OTANI T, TAGAYA A, KOIKE Y. Reduction of orientational birefringence of polymer using nanoparticles[J]. Proceedings of SPIE -The International Society for Optical Engineering, 2009, 7213: 721310. DOI:10.1117/12.808128.
- [27] KARNA S K, SAHAI R. An overview on Taguchi method[J]. International journal of engineering and mathematical sciences, 2012, 1(1): 1-7.
- [28] PATEL N S, PARIHAR P L, MAKWANA J S. Parametric optimization to improve the machining process by using Taguchi method: A review[J]. Materials Today: Proceedings, 2021, 47: 2 709-2 714.
- [29] CHEN X Y, LI T Y, ZHANG S, et al. Research on optimizing parameters of thermal bonding technique for PMMA microfluidic chip[J]. International Polymer Processing Journal of the Polymer Processing Society, 2017, 32(3): 394-398.
- [30] IMMANUEL P, HUANG S J. Study on activation bonding of polymethylmethacrylate (PMMA) microfluidic components by an H₂O plasma process and the detection of whole blood samples[J]. Biomedical Journal of Scientific & Technical Research, 2023, 49. DOI:10.26717/BJSTR.2023.49.007834.
- [31] GIRI K, TSAO C W. Recent advances in thermoplastic microfluidic bonding[J]. Micromachines, 2022, 13(3): 486.
- [32] DONOHUE A, LACOUR G, JED HARRISON D, et al. Fabrication of rugged and reliable fluidic chips for autonomous environmental analyzers using combined thermal and pressure bonding of polymethyl methacrylate layers[J]. ACS Omega, 2019, 4(25): 21 131-21 140.
- [33] ZHOU M Y, XIONG X, DRUMMER D, et al. Molecular dynamics simulation on the effect of bonding pressure on thermal bonding of polymer microfluidic chip[J]. Polymers, 2019, 11(3). DOI:10.3390/polym11030557.