

文章编号 1004-924X(2016)05-1057-08

面向即时检测芯片超声波精密 键合的熔接结构及工艺参数

刘 冲, 周利杰, 梁 超, 李经民*

(大连理工大学 辽宁省微纳米及系统重点实验室, 辽宁 大连 116023)

摘要:针对芯片即时检测(POCT)芯片对键合精度、键合强度、生产效率和生物兼容性的要求,基于超声波键合技术设计了结构化的导能筋布置形式和阻熔导能接头结构。研究了超声波键合时间和键合压力对微通道高度保持性能的影响,确定了精密超声波键合工艺参数。利用高精度显微镜、拉伸试验机和羊全血分别对键合后芯片的微通道高度、键合强度、微通道密闭性以及液体自驱动性能进行了测试。结果表明:所设计的导能筋布置形式合理可靠;利于芯片各功能的集成,阻熔导能接头结构能够较精确地控制键合后微通道的高度,键合精度达到 $2\ \mu\text{m}$;全血驱动时间的极差在 20 s 以内;所确定的键合工艺参数能够实现高强度的键合,键合强度不小于 2.5 MPa。该熔接结构及工艺参数具有键合精度高、键合强度高、生物兼容性好和熔接均匀等优点,可应用于医用 POCT 芯片产品中。

关键词:即时检测芯片;超声波键合;熔接结构;通道高度;工艺参数

中图分类号: TB559; TN405 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20162405.1057

Joint structure and processing parameters of ultrasonic precision bonding for point-of-care testing chips

LIU Chong, ZHOU Li-jie, LIANG Chao, LI Jing-min*

(Key Laboratory for Micro/Nano Technology and System of Liaoning Province,
Dalian University of Technology, Dalian 116024, China)

* Corresponding author, E-mail: jingminl@dlut.edu.cn

Abstract: For the requirements of Point-Of-Care Testing(POCT) chips for bonding precision, bonding strength, productivity and biological compatibility, this paper designs a structured energy director and a weld limited joint structure based on ultrasonic bonding. The influence of ultrasonic bonding time and bonding pressure on microchannel's height maintenance was researched, and the optimum processing parameters of precision ultrasonic bonding were determined. After ultrasonic bonding, a high precision microscope, a tensile testing machine and the whole sheep blood were applied to test the microchannel height, bonding strength, microchannel leakproofness and the whole blood driving performance of ultrasonically bonded POCT chips respectively. Experimental results demonstrate that the structured energy director is rational, reliable and easy to integrate each functions. The weld limited joint structure can control the height of microchannel accurately during ultrasonic bonding, the bonding precision of the microchannel is $2\ \mu\text{m}$, and the time range of whole blood driving test is less

收稿日期:2015-12-13;修订日期:2016-01-20.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 51375076, No. 51475079)

than 20 s. Moreover, the optimum processing parameters are conducive the realization of the high bonding strength more than 2.5 MPa. It concludes that the joint structure and processing parameters have the advantages of high bonding precision, high bonding strength, biological compatibility and uniform welding for POCT chips, and are suitable for the application to medical POCT chips.

Key words: Point-Of-Care Testing(POCT) chip; ultrasonic bonding; joint structure; microchannel height; processing parameter

1 引言

随着科学技术的快速发展,医学检验逐渐进入快速化,即时化阶段。即时检测以实现现场便捷的检测为主要思想,通过一体化的检测仪器,缩减样品运输管理成本,降低检测等待时间,缓解临床应用对高端设备的依赖,实现由部分非专业人士即可完成的就地检测^[1]。即时检测以其快速获得检测结果、使用全血标本、标本周转时间(TAT)短、标本用量少、仪器小型化、操作简单等优点^[2],从最初的血糖、妊娠检测扩展到现在的心肌损伤、癌症检测、病毒检测和药物浓度监测,被广泛应用于病房、门诊、社区、救护车、战场等领域。

POCT 芯片的键合是实现芯片批量化生产的瓶颈问题之一^[3],不仅要求高键合精度和强度、生物兼容性好,还要求不易堵塞微沟道、熔接均匀、操作简单等。因此,发展高键合精度、高键合强度、生物兼容性好、高可靠性和操作简单的封装技术已成为 POCT 芯片产品实用化和产业化的关键。目前,常用的键合封装技术主要有热键合^[4]、粘接键合^[5]、溶剂键合^[6]等方法,但这些方法存在效率低、易阻塞微沟道和生物兼容性差等缺陷。超声波键合技术是超声波塑料焊接技术在微器件封合领域的应用拓展,具有操作简单、效率高、高键合强度、无须中间介质和局部产热的优点^[7],为 POCT 芯片产品的批量化生产提供了有效途径。

在 POCT 芯片超声波键合过程中,熔接结构的设计至关重要。熔接结构在键合过程中不仅起着密封微通道的作用,也起着能量引导和集中的作用。韦鹤等^[8]于 2005 年提出利用超声波键合技术进行聚合物微通道的封装,并利用有限元法仿真了键合过程,从理论上证明了超声波用于微流控芯片封合的可行性,但并未进行试验研究。Truckenmüller 等^[9]利用三角形熔接结构实现了

微单向阀以及盘形微瓣膜泵等微器件的超声波键合试验,验证了超声波应用于 MEMS 器件键合的可行性,但未对键合精度进行深入研究。2011 年张宗波等^[10]提出了一种基于局部溶解性激活的超声波聚合物微流控芯片键合方法,并制作了带面接触式导能筋结构,但此方法需要在熔接结构表面涂覆热激活剂,生物兼容性较差。罗怡等^[11]提出了面向聚合物微器件的阵列微导能结构,讨论了结构尺度对超声波封接质量的影响,但未分析封接质量对微通道的影响。2015 年范建华等^[3]提出了黏接筋与溶剂的协同辅助键合,此方法对微通道的破坏较小,但是丙酮溶剂的引入破坏了芯片的生物兼容性。POCT 芯片要求高键合精度、高键合强度、高生产效率和良好的生物兼容性,而上述所设计的熔接结构和键合方法未从 POCT 芯片的角度考虑,存在着键合精度差、操作复杂以及生物兼容性差的弊端。因此,需要设计一种适用于 POCT 芯片精密超声波键合的熔接结构。

本文提出了结构化的导能筋布置形式和阻熔导能接头结构。该结构通过止焊台的作用,阻止导能筋的快速熔化,使导能筋仅发生少量熔融,从而保证微通道的形貌不被破坏,并提高了微通道高度的可控性,实现精密键合。并对芯片的键合强度、密闭性和液体驱动能力进行了测试,给出了键合工艺参数,为 POCT 芯片的批量化生产奠定了基础。

2 熔接结构的设计

熔接结构又称导能筋结构,是制作在芯片待键合界面的凹凸结构。在 POCT 芯片的超声波键合过程中,熔接结构的作用十分重要,它不仅可以通过自身的熔接密封形成微通道,还起着能量引导和集中的作用。熔接结构的设计直接影响着键合精度、键合强度、熔接均匀性以及液体驱动性

能。在 POCT 芯片中,熔接结构的设计包括导能筋布置设计和熔接接头设计。

POCT 检测芯片作为微全分析系统(μ TAS),包括检测器、混合器、过滤器和微泵微阀等结构^[12]。导能筋的布置应满足 POCT 芯片的结构、功能和强度要求。结构化的导能筋布置形式如图 1 所示。该布置采用对称形式,将 POCT 芯片的各个功能区域合理的进行结构化和区域化,不仅满足了芯片的功能和结构要求,而且利于超声波键合的顺利进行,提高键合均匀性和减少内应力。

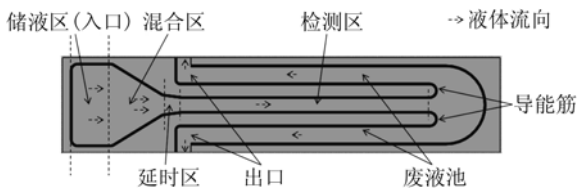


图 1 POCT 芯片结构化的导能筋布置形式

Fig. 1 Structured energy director layout form of POCT chips

熔接接头的设计是实现良好超声波键合的关键。目前,宏观塑料器件的超声波焊接接头由于尺寸较大、结构复杂、不能有效控制熔接深度和控制流延等,不能被直接引进到 POCT 芯片的超声波键合中。熔接接头的设计应满足流延量较小、能够有效控制键合深度、键合强度高和熔接均匀等要求。常用的导能筋形状一般有三角形、矩形和半圆形。其中,半圆形的导能筋能够得到最大的键合强度,矩形导能筋次之,三角形导能筋键合强度最差^[13]。但是,半圆形的导能筋结构加工比较困难。综合考虑,采用了矩形的导能筋,设计出了阻熔导能接头结构,如图 2 所示。在键合过程中,当熔接深度达到所要求后,较大面积的止焊台开始接触盖片并吸收大量能量,从而阻止导能筋的快速熔接,提高芯片熔接深度的可控性。本结构的导能筋预留熔接高度仅为 $15\ \mu\text{m}$,因此,熔接体积较小,不会发生明显聚合物流延。

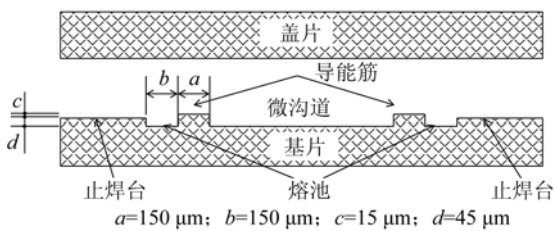


图 2 阻熔导能接头结构

Fig. 2 Weld limited joint structure

3 实验芯片制作与超声波键合设备

3.1 芯片制作

选用聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)作为 POCT 芯片的材料。该材料在微流控芯片的制作方面有着突出优势^[14]。PMMA 由日本旭化成株式会社生产,玻璃转化温度约为 $105\ ^\circ\text{C}$,并被切成 $69\ \text{mm}\times 15\ \text{mm}\times 1\ \text{mm}$ 的矩形块。实验芯片由热压法制得,采用的热压机是本微系统研究中心研制的 RYJ-1 型热压机。热压模具采用精度较高的硅模具,该模具由 2 次干法刻蚀制成。经热压制得的实验芯片导能筋高度和宽度分别约为 $56.5\ \mu\text{m}$ 和 $151.7\ \mu\text{m}$,止焊台高度约为 $34.5\ \mu\text{m}$,熔接结构的局部放大如图 3 所示。

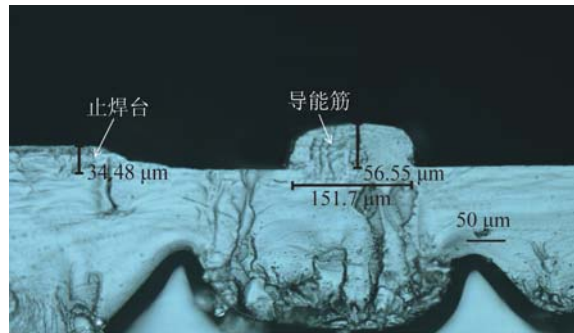


图 3 阻熔导能接头结构实物图

Fig. 3 Image of weld limited joint structure

3.2 超声波键合设备

键合设备为超声波塑料焊接机,如图 4 所示。该焊机的控制方式为时间模式,时间控制精度为 $0.01\ \text{s}$,施加压力为 $0\sim 200\ \text{Kgf}$,振幅为 $60\ \mu\text{m}$,焊头振动频率 $20\ \text{kHz}$,最大功率为 $1\ 500\ \text{W}$ 。



图 4 超声波塑料焊接机

Fig. 4 Ultrasonic plastic welding machine

4 超声波键合实验与结果讨论

4.1 阻熔导能结构的微通道高度保持性能

在超声波键合过程中,影响键合质量的参数有:超声振幅 A 、键合时间 T 、键合压力 F_w 、保压时间 T_H 和保压压力 F_H 等。其中,超声振幅 A 、键合时间 T 和键合压力 F_w 是决定超声波键合过程的关键工艺参数^[6]。超声振幅是由键合设备决定的,并且调整范围较小。因此,主要从键合时间和键合压力进行研究。首先,采用 $60\ \mu\text{m}$ 的振幅,30 Kgf 的键合压力,研究了键合时间与微通道高度 H 的关系,如图 5 所示。

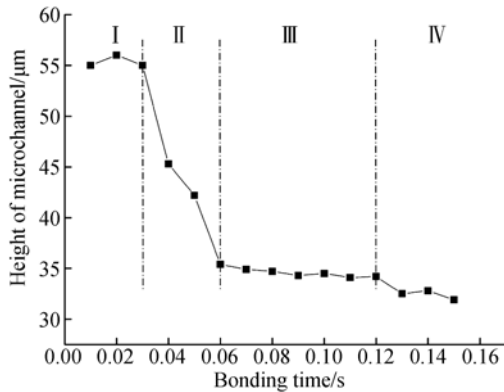


图 5 键合时间与微通道高度的关系

Fig. 5 Relationship between the height of microchannel and bonding time

由图 5 可以看出,随着键合时间的增加,芯片的熔接接头将经历 4 个阶段。阶段 I 中,导能筋仅出现软化润湿,无熔化流延,通道高度仍为初始高度;阶段 II 中,导能筋开始熔化流延,通道高度逐渐减小;阶段 III 中,盖片下表面与止焊台相接触,但焊接能量不足以熔化止焊台,止焊台发挥阻熔作用,阻止导能筋的快速熔接,因此,通道高度基本保持不变;阶段 IV 中,随着键合时间的继续增加,焊接能量不断增大,止焊台出现少量熔化,芯片也开始出现变形,通道高度继续减小。显然,在阶段 III 中,阻熔导能接头结构能够有效的控制芯片微通道高度,使微通道高度与止焊台的高度基本相同,显示出较好的阻熔保持能力。

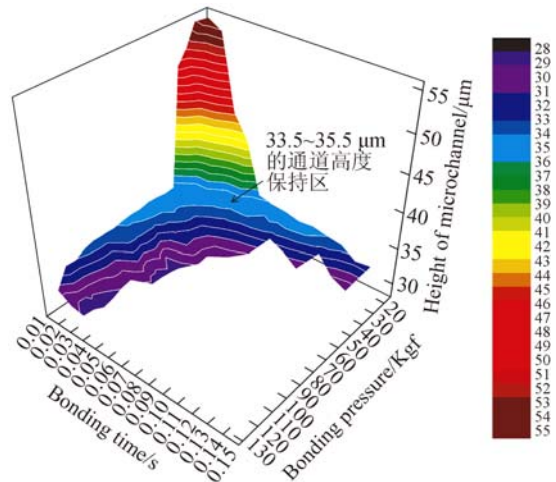


图 6 键合时间和键合压力与微通道高度的三维曲面图

Fig. 6 3D surface of height of microchannel with bonding time and bonding pressure

继续对键合时间和键合压力与微通道高度的关系进行研究。采用组合实验的方法,分别选取 14 组键合时间(0.01~0.14 s)和 16 组键合压力(24~123 Kgf)进行了 224 组键合实验。芯片键合完成后,为了得到较好的观察断面,采用激光切割机分别在芯片正反两面灼蚀了两条重合的断裂线(深度约 1 mm,不会影响对键合界面的观察),以利于快速断裂芯片而不破坏键合界面的形貌。得到待观察截面后,使用高精度显微镜(STM6-F10-3,测量精度 $0.1\ \mu\text{m}$)测量键合后芯片通道高度,并根据实验结果绘制了键合时间和键合压力与微通道高度的三维曲面图,如图 6 所示。图 6 存在一个面积较大的平坦区域,该区域的微通道高度基本相同,位于 $33.5\sim 35.5\ \mu\text{m}$ 内,且与止焊台的高度基本相同。由此可得,阻熔导能接头结构具有较好的微通道高度保持与控制能力,使微通道的到高度与止焊台高度基本保持相同,键合精度达到 $2\ \mu\text{m}$ 。

4.2 键合工艺参数的探索

微流体在微沟道内的流动是 POCT 芯片实现标志物检测与疾病诊断的原动力。为了保证 POCT 芯片检测的稳定性和一致性,必须保证不同芯片间微流体的流速相同。在毛细系统中,微通道以几何结构和表面特性产生的毛细力作为驱动力,驱动微流体流动^[15]。流体的流速 Q 是由毛

细系统的润湿性、流体的黏度、流动阻尼和毛细通道中的毛细压力共同决定的,其方程^[16]可描述为:

$$Q = \frac{1}{\eta} \cdot \frac{\Delta P}{R_F}, \quad (1)$$

$$P_c = -\gamma \left[\frac{\cos \alpha_b + \cos \alpha_t}{H} + \frac{\cos \alpha_l + \cos \alpha_r}{W} \right], \quad (2)$$

$$R_F = \left[\frac{1}{12} \left(1 + \frac{5H}{6W} \right) \frac{WHR_H^2}{L} \right]^{-1}, \quad (3)$$

$$R_H = \frac{HW}{H+W}, \quad (4)$$

其中: η 为流体的黏度, ΔP 为流体内部和流体前沿的压力差, R_F 为流动路径的全部阻尼, P_c 为液-气弯液面的毛细压力, γ 为流体的表面张力, $\alpha_{b,t,l,r}$ 分别为流体在底面、顶面、左侧和右侧墙壁的接触角, H 和 W 分别是微通道的深度和宽度, L 为微通道的长度, R_H 为微通道的水力半径。由上述公式可以得出,对于相同材料、相同通道结构和相同表面特性的微通道,影响微流体流速的主要因素是通道高度 H 。因此,主要以键合后的芯片通道高度作为超声波键合工艺参数探索的主要指标。

根据图6所示的键合时间 T 和键合压力 F_w 与微通道高度 H 的三维曲面图,给出通道高度在 $33.5 \sim 35.5 \mu\text{m}$ 内的键合时间和键合压力的工艺参数,如图7所示。对于其他的键合参数,超声振幅 A 为 $60 \mu\text{m}$ 、保压时间 T_H 为 5 s 、保压压力 F_H 与键合压力 F_w 相同。超声波键合后的POCT芯片如图8所示,可以看出,键合后的芯片微通道形貌完整,导能筋熔接均匀,且流延较少。

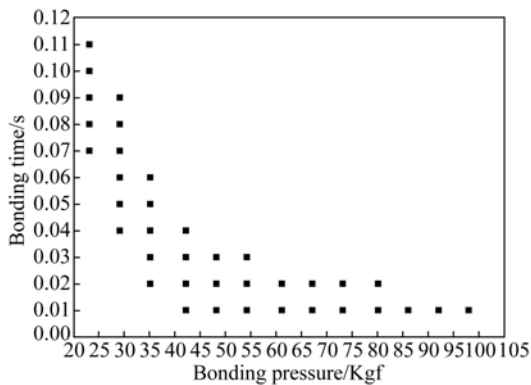


图7 键合时间和键合压力的工艺参数表

Fig.7 Parameter table of bonding time and bonding pressure

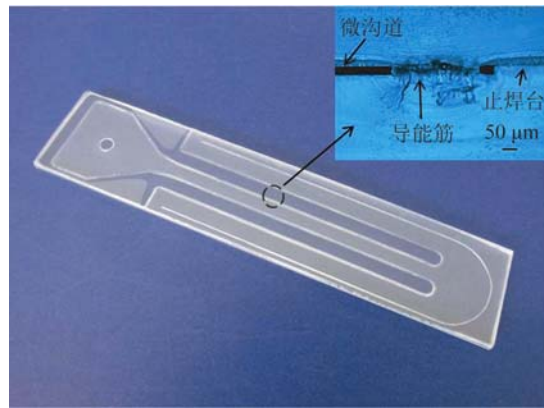


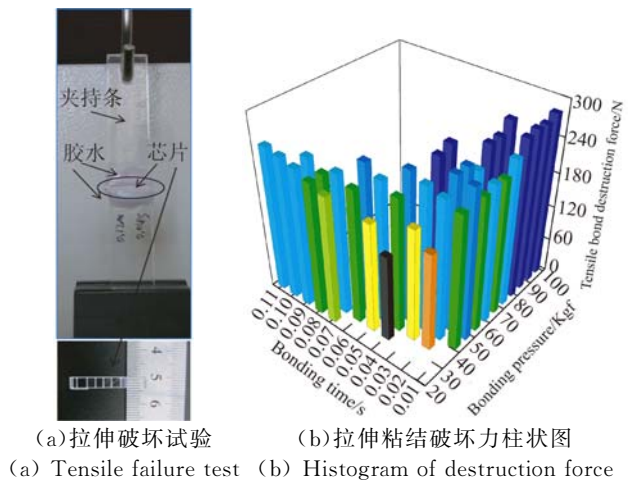
图8 超声波键合后的POCT芯片

Fig.8 POCT chips after ultrasonic bonding

4.3 超声波键合强度测试

为了验证图7的键合工艺参数的合理性,继续开展了键合强度实验。为了便于键合强度实验的进行和获得较精确的结果,把键合好的芯片切成 $15 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$ 的小块。为了便于拉伸试验机夹持芯片,使用丙烯酸胶水在芯片小块上下表面黏接了夹持条。拉伸破坏试验如图9(a)所示,绘制了键合时间和键合压力与拉伸黏结破坏力的柱状图,如图9(b)所示。

从键合强度柱状图中可以得到:(1)使用图7的键合工艺参数键合的芯片其拉伸黏接破坏力分布在 $150 \sim 290 \text{ N}$ 之间,相对应的键合强度为 $2.5 \sim 4.8 \text{ MPa}$,键合强度较高于其他键合方法;(2)增加键合时间或者增加键合压力均有利于提高键合强度;(3)与增加键合时间相比,增加键合压力更有利于提高键合强度。



(a) 拉伸破坏试验

(b) 拉伸黏结破坏力柱状图

(a) Tensile failure test (b) Histogram of destruction force

图9 键合强度实验

Fig.9 Experiment of bonding strength

4.4 密闭性实验和全血驱动实验

目前 POCT 芯片主要采用毛细力和离心力的驱动方式分离血清^[17]。通过合理的微沟道设计,可以实现血清的自分离与自驱动检测。由于微沟道的结构尺寸不同以及表面修饰差异,不能保证毛细驱动流动的稳定性的影响,继续对图 7 的键合工艺参数进行了密闭性实验和全血驱动实验。为了便于观察键合后芯片是否存在漏液的情况,采用了红墨水测试芯片的密闭性,如图 10 所示。实验结果表明,图 7 的键合工艺参数能够实现芯片的良好键合,芯片密闭性良好,不漏液。

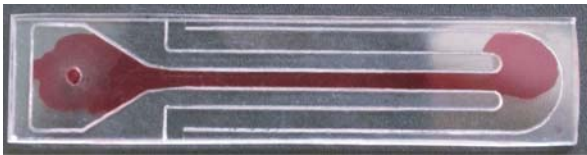
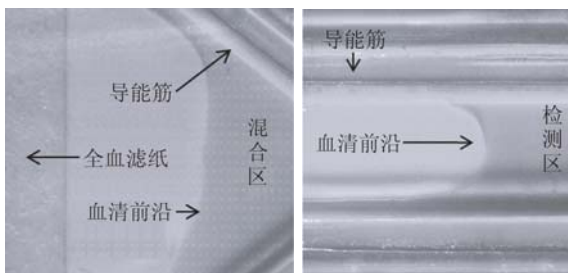


图 10 密闭性实验

Fig. 10 Leakproofness test

为了测试不同芯片间的全血驱动时间稳定性,采用羊全血开展了全血驱动实验。实验芯片是本实验室设计制作的 POCT 检测芯片。该芯片采用了导能筋布置形式和阻熔导能接头结构,并用注塑成型的方法制作而成。选用图 7 所示的某个工艺参数(键合压力为 35 Kgf,键合时间为 0.04 s)键合芯片,并在键合好的芯片中随机挑选了 20 片进行重复实验。实验过程中记录血清流过混合区和检测区的图像(如图 11 所示),并用秒表记录从滴入全血到血清流过芯片检测区终点的时间间隔(如表 1 所示)。



(a) 血清流过混合区

(b) 血清流过检测区

(a) Serum in the mixed zone (b) Serum in the testing zone

图 11 全血驱动实验

Fig. 11 Experiment of whole blood driving

根据表 1 的实验数据,经计算可得:全血驱动实验的平均时间为 237.3 s,极差仅为 18 s。在后续病理标志物检测过程中,此时间范围误差满足蛋白混合和病理标志物检测的时间稳定性要求。

表 1 全血驱动实验结果

Tab. 1 Result of whole blood driving

序号	驱动时间/s	序号	驱动时间/s
1	238	11	246
2	229	12	240
3	236	13	243
4	243	14	239
5	231	15	242
6	238	16	242
7	242	17	233
8	235	18	230
9	237	19	228
10	239	20	235

5 结 论

本文根据 POCT 芯片键合精度高、键合强度高、生产速度快以及生物兼容性好的要求,设计了结构化的导能筋布置形式和阻熔导能结构,并制作了实验芯片。然后研究了键合参数对芯片微通道高度保持性的影响,并根据芯片键合后的微通道测量高度制定了键合工艺参数表。最后,为了检验工艺参数表的合理性,开展了键合强度实验、密闭性实验和全血驱动实验。实验结果证明:结构化的导能筋布置形式设计合理,利于 POCT 芯片各功能的集成;阻熔导能接头结构能够有效提高对芯片微通道高度的控制能力,键合精度达到 $2\ \mu\text{m}$;键合后芯片的导能筋熔接均匀,密闭性良好,不漏液;键合工艺表中的参数能够实现高强度的键合,键合强度不小于 2.5 MPa;芯片中微流体的流速较为稳定,全血驱动时间极差小于 20 s,满足病理标志物即时检测的要求。

参考文献:

- [1] 李晓琼,杨春华,潘邵武,等. 面向 POCT 应用的微流控芯片技术综述[J]. 世界复合医学,2015,1(1):30-37.
LI X Q, YANG CH H, PAN SH W, *et al.*. Microfluidic Lab-on-a-chip technologies for point-of-care testing system [J]. *World Journal of Complex Medicine*, 2015, 1(1):30-37. (in Chinese)
- [2] 唐廷辉,董成霞,周廷美. 检验医学的新领域-POCT [J]. 中国医学创新,2012,9(23):153-154.
TANG Y H, DONG CH X, ZHOU Y M. New field for medical test-POCT [J]. *Medical Innovation of China*, 2012, 9(23):153-154. (in Chinese)
- [3] 范建华,邓永波,宣明,等. PC 微流控芯片黏接筋与溶剂的协同辅助键合[J]. 光学精密工程,2015,23(3):708-713.
FAN J H, DENG Y B, XUAN M, *et al.*. Synergistic bonding process of solvent and tendon for PC-based microfluidic chips [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(3):708-713. (in Chinese)
- [4] WANG X D, JIN J, LI X, *et al.*. Low-pressure thermal bonding [J]. *Microelectronic Engineering*, 2011, 88:2427-2430.
- [5] LI X, WU N Q, ROJANASAKUL Y, *et al.*. Selective stamp bonding of PDMS microfluidic devices to polymer substrates for biological applications [J]. *Sensors and Actuators*, 2013, 193:186-192.
- [6] 王晓东,郑英松,张宗波,等. 聚合物微流控芯片超声波微熔融键合方法[J]. 纳米技术与精密工程,2011,9(3):270-274.
WANG X D, ZHENG Y S, ZHANG Z B, *et al.*. Ultrasonic micro-melting bonding method of polymer microfluidic chips [J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2011, 9(3):270-274. (in Chinese)
- [7] 罗怡,何盛强,王晓东. 聚合物多层微流控芯片超声波键合界面温度研究[J]. 材料科学与工艺,2012,20(1):88-92.
LUO Y, HE SH Q, WANG X D. Interfacial temperature study of multi-layer ultrasonic bonding for polymer microfluidic chip [J]. *Materials Science & Technology*, 2012, 20(1):88-92. (in Chinese)
- [8] 韦鹤,王晓东,刘冲,等. 塑料微流控芯片的超声波焊接键合的仿真[J]. 中国机械工程,2005,16(增):82-84.
WEI H, WANG X D, LIU CH. Bonding simulation of ultrasonic welding method for plastic microfluidic chip [J]. *China Mechanical Engineering*, 2005, 16:82-84. (in Chinese)
- [9] TRUCKENMULLER R, CHENG Y, AHRENS R, *et al.*. Micro ultrasonic welding: joining of chemically inert polymer microparts for single material fluidic components and systems [J]. *Microsystem Technologies*, 2006, 12(10-11):1027-1029.
- [10] 张宗波,罗怡,王晓东,等. 基于局部溶解性激活的聚合物微流控芯片超声波键合[J]. 纳米技术与精密工程,2011,9(4):345-349.
ZHANG Z B, L Y, WANG X D, *et al.*. A local solubility activation for ultrasonic bonding of polymer microfluidic chips [J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2011, 9(4):345-349. (in Chinese)
- [11] 罗怡,张苗苗,孙屹博,等. PC 微流控芯片黏接筋与溶剂的协同辅助键合[J]. 光学精密工程,2011,19(4):754-761.
LUO Y, ZHANG M M, SUN Y B, *et al.*. Synergistic bonding process of solvent and tendon for PC-based microfluidic chips [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19(4):754-761. (in Chinese)
- [12] JAKEWAY S C, DE M A J, RUSSEL E L. Miniaturized total analysis systems for biological analysis [J]. *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry*, 2000, 366(6-7):525-539.
- [13] CHUAH Y K, CHIEN L H J, CHANG B C, *et al.*. Effects of the shape of the energy director on far-field ultrasonic welding of thermoplastics [J]. *Polymer Engineering & Science*, 2000, 40(1):157-167.
- [14] JIANG J, ZHAN J, YUE W, *et al.*. A single low-cost microfabrication approach for polymethylmethacrylate, polystyrene, polycarbonate and polysulfone based microdevices [J]. *RSC Advances*, 2015, 5(45):36036-36043.
- [15] MUKHOPADHYAY S, BANERJEE J P, ROY S S, *et al.*. Effects of liquid viscosity, surface wettability and channel geometry on capillary flow in SU8 based microfluidic devices [J]. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 2013, 42:30-35.
- [16] ZIMMERMANN M, SCHMID H, HUNZIKER P, *et al.*. Capillary pumps for autonomous capillary systems [J]. *Lab on a Chip*, 2007, 7(1):119-125.
- [17] 范建华,邓永波,宣明,等. CD_like 全血分析芯片

内压缩空气的定量泵送[J]. 光学精密工程, 2014, 22(10):2733-2739.

FAN J H, DENG Y B, XUAN M, *et al.*. Pneu-

matic-pumping metering in CD-like microfluidic chip for whole blood analysis [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(10):2733-2739. (in Chinese)

作者简介:



刘冲(1963—),男,四川成都人,博士,教授,博士生导师,1989年于华中科技大学获得硕士学位,1993年于华南理工大学获得博士学位,主要从事微机电工程领域的研究工作。E-mail: chongl@dlut.edu.cn



李经民(1979—),男,辽宁抚顺人,博士,副教授,硕士生导师,2010年于大连理工大学获得博士学位,2012年博士后出站,主要从事微机电工程、机电一体化、反求工程等方面的研究。E-mail: jingminl@dlut.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)