

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 10/02 (2006.01)

A61B 17/32 (2006.01)

B06B 1/06 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610010024.0

[43] 公开日 2006 年 10 月 25 日

[11] 公开号 CN 1850008A

[22] 申请日 2006.5.10

[21] 申请号 200610010024.0

[71] 申请人 哈尔滨工业大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区西大直街 92 号

[72] 发明人 陈立国 孙立宁 王会香 刘亚欣

[74] 专利代理机构 哈尔滨市松花江专利商标事务所  
代理人 牟永林

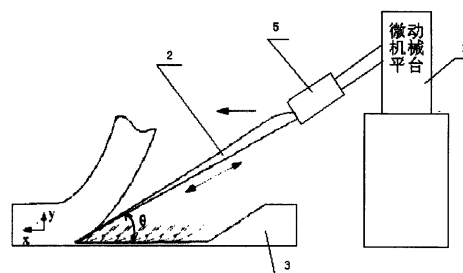
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 1 页

## [54] 发明名称

压电超声显微切割方法

## [57] 摘要

本发明属于生物医学中生物组织切片的切割、分离方法。压电超声显微切割方法，它克服了手工完成组织切片的切割、分离致使工作强度大、操作者易疲劳、误差大的缺陷。它通过下述步骤完成：使后端固定于微动机械平台(1)上的微切割刀具(2)的尖端贴近生物组织(3)的表面，(1)为具有空间三个坐标方向运动自由度的微动平台；使(2)切入(3)；使(2)在(1)的驱动下，在水平面内进给运动，从而切割分离出生物组织切片，在进给运动的过程中，(2)始终沿其自身长度方向进行超声振动。本发明切割时，微切割刀具在高精度的(1)驱动下沿预定切割轨迹运动，微切割刀具不断作超声振动，在超声的作用下，切割更容易，生物组织切片的边缘更平滑，切割后组织可以直接进行下一步分析，不需要后续处理。



1、压电超声显微切割方法，其特征在于它通过下述步骤完成：一、使后端固定于微动机械平台（1）上的微切割刀具（2）的尖端贴近生物组织（3）的表面，微切割刀具（2）与生物组织（3）的上表面成角度（ $\theta$ ），微动机械平台（1）为具有空间三个坐标方向运动自由度的微动平台；二、使微切割刀具（2）切入生物组织（3）；三、使微切割刀具（2）在微动机械平台（1）的驱动下，在水平面内进给运动，从而切割分离出生物组织切片，在进给运动的过程中，微切割刀具（2）始终沿其自身长度方向进行超声振动。

2、根据权利要求1所述的压电超声显微切割方法，其特征在于微切割刀具（2）的尖端为针状，采用压电陶瓷（5）作为微切割刀具（2）的超声振动驱动部件。

## 压电超声显微切割方法

### 技术领域

本发明属于生物医学中生物组织切片的切割、分离方法。

### 背景技术

随着生物技术及其相关科学技术的飞速发展,生物显微操作技术的研究受到国内外学者的广泛关注,其中有关微切割操作的研究尤其成为热点。例如,随着生物工程和医学研究水平的提高,生物医学已经发展到从分子水平上探索疾病的发病机理和揭示生命现象本质的阶段。病理切片的显微镜分析是行之有效的方法之一,也是比较准确的手段。但要分析病理机理或分析基因排列情况,必须从切片中提出指定的细胞组织区域。所以在分子病理学研究中,如何选取并收集所需的研究材料也是比较常遇到的难题。目前普遍采用手工完成组织切片的切割、分离,致使工作强度大、操作者易疲劳、人为误差不可避免。因此,研究适合于微操作系统,能够进行对组织切片进行切割与分离,并且对其损伤小,使其方便适合后继操作的微操作工具,具有重要意义。

### 发明内容

本发明的目的是提供一种压电超声显微切割方法,以克服手工完成组织切片的切割、分离致使工作强度大、操作者易疲劳、误差大的缺陷。它通过下述步骤完成:一、使后端固定于微动机械平台1上的微切割刀具2的尖端贴近生物组织3的表面,微切割刀具2与生物组织3的上表面成角度 $\theta$ ,微动机械平台1为具有空间三个坐标方向运动自由度的微动平台;二、使微切割刀具2切入生物组织3;三、使微切割刀具2在微动机械平台1的驱动下,在水平面内进给运动,从而切割分离出生物组织切片,在进给运动的过程中,微切割刀具2始终沿其自身长度方向进行超声振动。本发明切割时,微切割刀具在高精度的微动机械平台1驱动下沿预定切割轨迹运动,同时,微切割刀具不断作超声振动,在超声的作用下,切割更容易,生物组织切片的边缘更平滑,切割后组织可以直接进行下一步分析,不需要后续处理。从而克服了手工切割、分离生物组织切片工作强度大、操作者易疲劳、误差大的缺陷。本发明将超声切割原理引入

微操作领域，以压电超声显微振动切割原理为基础，采用超声振动原理进行显微切割工具的研制，为微切割技术的研究与发展打开了新的思路。从而推动显微切割技术的发展，促进生物工程技术研究的进步。

### 附图说明

图 1 是本发明的操作示意图，图 2 是用手工显微切割的生物组织切片效果图，图 3 是用微动机械平台 1 控制微切割刀具 2 动作，但没有超声振动的切割后生物组织切片效果图，图 4 是用本发明方法直线轨迹切割后生物组织切片效果图，图 5 是用本发明方法圆形轨迹切割后生物组织切片效果图。

### 具体实施方式

具体实施方式一：下面结合图 1 至图 5 具体说明本实施方式。本实施方式通过下述步骤完成：一、使后端固定于微动机械平台 1 上的微切割刀具 2 的尖端贴近生物组织 3 的表面，微切割刀具 2 与生物组织 3 的上表面成角度  $\theta$ ，微动机械平台 1 为具有空间三个坐标方向运动自由度的微动平台；二、使微切割刀具 2 切入生物组织 3，切入的深度为 3~6 微米；三、使微切割刀具 2 在微动机械平台 1 的驱动下，在水平面内先横向进给再纵向进给，或者先纵向进给再横向进给，从而切割分离出生物组织切片，在横向进给和纵向进给的过程中，微切割刀具 2 始终沿其自身长度方向进行超声振动，振动的频率为 40~50 千赫兹。

如图 1 所示切割刀具沿着刀具轴线的振动轨迹：

$$S(t) = A \cos(2\pi ft) \quad (1)$$

式中  $A$ —振动位移幅值； $f$ —振动频率

那么刀具在 x-y 坐标平面内相对于被切割物质的运动轨迹为：

$$x(t) = A \cos(2\pi ft) \cos \theta + vt \quad (2)$$

$$y(t) = A \cos(2\pi ft) \sin \theta \quad (3)$$

式中  $\theta$ ——切割刀具与水平面倾角；

$v$ ——刀具按切割轨迹横向进给速度切割速度

那么刀具在 x-y 坐标平面内的速度为：

$$v_x(t) = v - A2\pi f \sin(2\pi ft) \cos \theta \quad (4)$$

$$v_y(t) = -A2\pi f \sin(2\pi ft) \sin \theta \quad (5)$$

当  $A2\pi f < v$ , 即  $v_{x\min} > 0$  的时候, 切割刀具不与被切割物质和切屑分离, 这时候的切割叫做不分离状态的振动切割; 当  $A2\pi f > v$ , 即  $v_{x\min} < 0$  的时候, 切割刀具与被切割物质和切屑分离, 这时候的切割叫做分离状态的振动切割。

对于超声振动切割时一般频率较高, 工作在分离状态的振动切割状态。这种状态的刀具相对于被切割物质的切割速度可以表示为:

$$v_{xx}(t) = \begin{cases} v - A2\pi f \sin(2\pi ft) \cos \theta & (t_b + nT) \leq t \leq (t_e + nT) \\ 0 & (t_e + nT) \leq t \leq (t_b + (n+1)T) \end{cases} \quad (6)$$

$$v_{yx}(t) = \begin{cases} -A2\pi f \sin(2\pi ft) \sin \theta & (t_b + nT) \leq t \leq (t_e + nT) \\ 0 & (t_e + nT) \leq t \leq (t_b + (n+1)T) \end{cases} \quad (7)$$

式中  $T$ —振动周期;  $t_b$ —每次循环中切割开始的时间;  $t_e$ —每次循环中切割结束的时间;  $n=0, 1, 2, \dots$

可见超声振动切割过程是不连续的。切割过程中的切割力变化也是不连续的。假设推进切割力正比与切割的深度  $u_0$  和宽度  $b_0$  平均推进切割力  $F_{eve}$  在超声切割的过程中可以表述如下:

$$F_{eve}(t) = K_{eve} b_0 u_0 h(t) \quad (8)$$

式中  $K_{eve}$ —推进方向的阻力系数;  $h(t)$ —单位矩形函数, 表示切割状态

$$h(t) = \begin{cases} 1 & (t_b + nT) \leq t \leq (t_e + nT) \\ -1 & (t_e + nT) \leq t \leq (t_b + (n+1)T) \\ 0 & (t_e + nT) \leq t \leq (t_b + (n+1)T) \end{cases} \quad (9)$$

当  $h(t)$  为 1 的时候, 刀具的切割面和切屑之间的摩擦力方向与一般的摩擦力方向一致; 当  $h(t)$  为 -1 的时候, 表示摩擦力方向反向; 当  $h(t)=0$  的时候, 表示刀具与被切割物质和切屑分离。可见, 在超声振动切割的过程中, 切割过程是不连续的, 不连续的超声切割作用有效的减小了刀具的推进切割阻力, 从而平均摩擦力也显著的减小, 有利于减少切割过程中的由于摩擦而产生的热量。因此, 超声振动切割使切割边缘更平整, 无褶皱, 对切割周围物质影响减小。

具体实施方式二：下面结合图 1 具体说明本实施方式。本实施方式与实施方式一的不同点是：微切割刀具 2 的尖端为针状，采用压电陶瓷 5 作为微切割刀具 2 的超声振动驱动部件。把压电陶瓷 5 固定在微切割刀具 2 的后端即能实现对其进行超声振动的驱动。如此设置，结构简单、成本低，技术可靠性高。

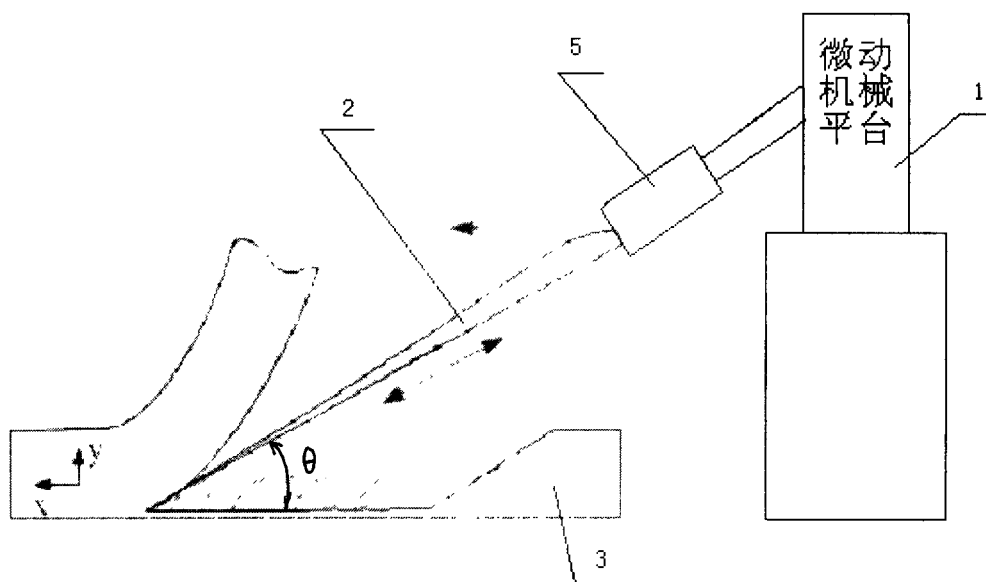


图 1



图 2

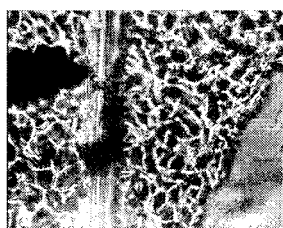


图 3

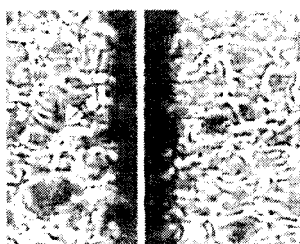


图 4

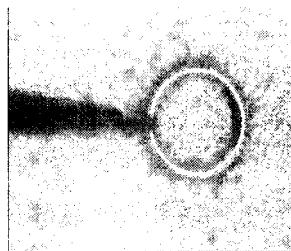


图 5

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 压电超声显微切割方法                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN1850008A</a>                     | 公开(公告)日 | 2006-10-25 |
| 申请号            | CN200610010024.0                               | 申请日     | 2006-05-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 哈尔滨工业大学  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 哈尔滨工业大学  |         |            |
| [标]发明人         | 陈立国<br>孙立宁<br>王会香<br>刘亚欣                       |         |            |
| 发明人            | 陈立国<br>孙立宁<br>王会香<br>刘亚欣                       |         |            |
| IPC分类号         | A61B10/02 A61B17/32 B06B1/06                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

本发明属于生物医学中生物组织切片的切割、分离方法。压电超声显微切割方法，它克服了手工完成组织切片的切割、分离致使工作强度大、操作者易疲劳、误差大的缺陷。它通过下述步骤完成：使后端固定于微动机械平台(1)上的微切割刀具(2)的尖端贴近生物组织(3)的表面，(1)为具有空间三个坐标方向运动自由度的微动平台；使(2)切入(3)；使(2)在(1)的驱动下，在水平面内进给运动，从而切割分离出生物组织切片，在进给运动的过程中，(2)始终沿其自身长度方向进行超声振动。本发明切割时，微切割刀具在高精度的(1)驱动下沿预定切割轨迹运动，微切割刀具不断作超声振动，在超声的作用下，切割更容易，生物组织切片的边缘更平滑，切割后组织可以直接进行下一步分析，不需要后续处理。

