

器械评价

无框架立体定位系统的比较：精度、精密度及应用

---

Ethan A. Benardete, M.D., Ph.D.,  
Michael A. Leonard, M.D., Howard L. Weiner, M.D.  
纽约, 纽约医学中心, 神经外科系

---

**对象:** 无框架立体定位系统已经成为外科手术中的不可或缺的部分。我们中心最近在临床应用中引进了一种小型便携式无框架立体定位系统, 即 Cygnus PFS 系统(Compass International, Rochester, MN)。这项研究的目的在于比较 Cygnus PFS 系统和目前我们研究所应用的其它两种较大的系统, 即 SMN 系统(Zeiss, Oberkochen, Germany)和 ISG viewing wand (ISG Technologiees, Totonto, Canada)的精度。这些系统代表了目前可购买到的三种无框架立体定位技术。每种系统使用的空间定位方法都是不同的, 比如机械联动 (ISG 系统)、磁场数字化 (Cygnus 系统), 或者光学技术 (SMN 系统)。

**方法:** 通过使用立体定位“模型”, 我们用相同的数据集测量了三个系统的精度。使用 10 个磁共振成像数据集计算了对九个靶进行三维空间定位的误差。对每个系统的精密度也进行了计算。

**结果:** 在这项实验研究记录中, Cygnus 系统的平均精度为  $1.90 \pm 0.7 \text{ mm}$ , ISG viewing wand 系统的平均精度为  $1.67 \pm 0.43 \text{ mm}$ , SMN 系统的平均精度为  $2.61 \pm 0.99 \text{ mm}$ 。系统间在精度值上没有显著差异。

**结论:** 我们观察到三个系统在精度和精密度上只有很小的差别。我们对每个系统的优点和缺点进行了简单的评论并且注意到其它因素, 如便携性、易用性以及显微镜集成性都会影响无框架立体定位系统的选择。(神经外科学 49:1409—1416, 2001)

**关键词:** 精度、精密度、立体定位技术

随着计算机价格的下降和 X 射线电子计算机断层摄影术以及磁共振成像 (MRI) 的广泛应用, 将无框架立体定位系统应用于神经外科实时术中引导变得越来越平常 (11)。我们研究所最近引进了一种小型便携式无框架立体定位系统, 即 Cygnus PFS 系统 (Compass International, Rochester, MN)。经常使用的另外两种系统是 SMN 系统 (Zeiss, Oberkochen, Germany) 和 ISG viewing wand (ISG Technologiees, Totonto, Canada)。为了测定新的 Cygnus 系统的有用性, 我们对

它的精度进行了测量并与 ISG 和 SMN 系统进行了对比。

Maciunas (14) 对立体定位系统的精度和精密度下了定义。精度是指系统提供一个点在空间中的真实位置的能力。精密度的程度反应了立体定位系统在对空间中同一个点进行反复定位时的变化。如果一个系统在进行的测量中有很大程度的偏差, 那么它可以是精密的, 但却是不精确的。如果一个立体定位系统能使精密度最大化而使偏差度最小化, 那么它就更精确。立体定位系统产生错误的方式有许多种 (12)。

无框架立体定位实质上就是使实际空间和先前获得的图像相关联。从三维(3-D)空间到图像空间的转化依赖于对3-D空间的精确数字化和精确的计算。图像采集设备的质量也会影响靶的定位(15, 18, 19)。在手术中使用, 脑部移位和组织错位等因素可以对精度产生很大的影响(7)。

使用相似的方法和相同的数据集, 我们设法测量这些无框架系统的精度。在所有其它因素都相同的情况下, 在定位上相对数量的误差可以归因于系统本身。我们采集了“立体定位模型”的MRI数据, 然后把相同的图像传送到每个系统。使用每个系统对模型内的多个靶进行定位。测量系统定位与每个靶的实际位置之间的差别。然后计算三维空间中每个系统的定位误差的总体估计值。通过反复的测量, 我们能够估计每个系统的精密度。

## 材料与方法

### 无框架立体定位系统

三种无框架立体定位系统的商用型目前在我们的研究所都有使用。每个系统由一个维修代表进行检查, 并保证在这项研究前3个月设备正常工作。

### SMN 系统

SMN系统(Zeiss)使用红外线光发射二极管(LED)和线性电偶联设备照相机在三维空间中定位一个手术显微镜(Zeiss)和一个135mm的手持探头(Image Guided Technologies, Inc., Boulder, CO)。显微镜的焦点平面中心

作为物理空间中定位器的定位器头使用。在工作站(Digital Equipment Corp., Boston, MA)执行图像配位的计算和成像数据的术中显示。据报道, 基于LED的技术的定位精度在基准测试中可达0.1mm.(30)

### ISG 系统

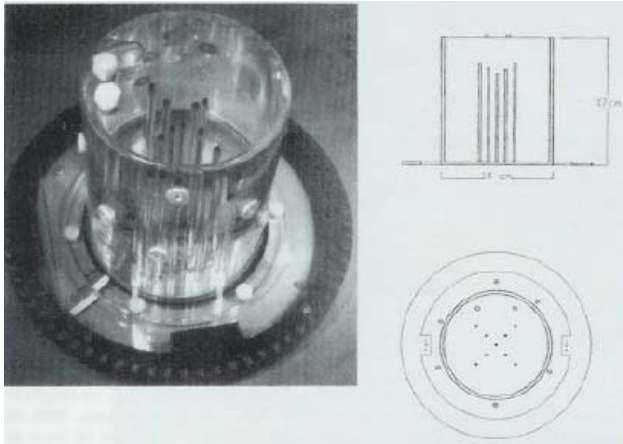
ISG viewing wand(ISG Technologies)使用一个带有电角度计的六节臂在三维空间中进行交互式定位。我们使用“短神经”指示器进行这些研究。图像配位计算是在工作站(Hewlett-Packard, Palo Alto, CA)上执行的, 工作站也能显示图像以进行交互式定位。

### Cygnus 系统

Cygnus系统使用用磁场来定位物理空间中的指示器(17)。对于图像空间和物理空间之间转化的计算是在一个300Mhz的便携式计算机(Dell, Round Rock, TX)上进行的。

### 立体定位模型

用一个专门设计的模型来提供测试每个立体定位系统时需要的标准靶集。模型是一个用于MRI的圆柱体(高17cm; 直径14cm), 内部充满硫酸铜溶液(0.02%)(10)。圆柱体内部有九个与底部距离不同的靶(图1)。靶的长度分别为14.3 cm、13.9 cm、13.5 cm、13 cm、12.5 cm、12 cm、11.5 cm、11 cm和10.5cm。模型安装在一个可以移动的基底环上, 并可以固定在MRI扫描设备内。在圆柱体的表面上安装有8个或更多的标准的粘附性基准标记(IZI Medical products, Baltimore, MD), 用于MRI。



**图 1 .模型。**用于进行精度评估的立体定位模型包括一个有 9 个不同高度靶子（来自基底部）的透明塑料圆柱体。线图显示不同高度的靶子如何排列。

### 图像采集

使用 Siemens Magnetom Vision 扫描装置

(Siemens AG, Munich, Germany)对模型进行磁化准备快速梯度回波扫描 (TR, 12ms; TE, 4ms; 反转时间, 300ms; 翻转角度, 15 度; 矩阵, 180×256 像素; 视野, 230 像素)(13)。磁化准备快速梯度回波数据包括 128 个矢状段 (1.2mm)。通过局域网将成像数据传输到 SMN 系统和 Cygnus 系统。通过光盘将数据传输到 ISG viewing wand 系统上。

### 记录和测量

MRI 后, 可以使用下面两种方法中的一种来测量每个系统的误差。在方法 1 中, 模型的基底环安装在一个可以定位模型的支架 (Compass International) 上。在方法 2 中, 模型安装在标准手术台上的三点式头部支架中, 并象配位手术中患者那样进行配位 (图 2)。对定位误差测量的方法在下面进行详述。两种方法都被用于 ISG 和 SMN 系统的精度的测量。只有方法 2 可以用于对 Cygnus 系统精度的测量; 支架 (方法 1) 会使 Cygnus 发射器的磁场发生畸变, 从而降低系统的精度。我们观察到, 应用两种不同的方法所得到的测量值之间的差异小于 10% (见下面)

### 测量方法 1

使用支架时, 带有手持曲柄的齿轮允许模型以亚毫米的增量在 x、y 和 z 三个方向移动。模型最初放在原点 (x=0,y=0,z=0)。对于每个系统,

要对模型外的 8 个基准标记进行配位。之后计算每个系统的配位误差, 即物理空间中基准点和图像空间中基准点间的均方根 (RMS) 距离。为了继续执行靶测量, 系统要求显示的 RMS 距离小于 2mm。作为协议的一部分, 每个系统应在最多 3 次试验内得到小于 2mm 的 RMS 距离。如果不能获得这种配位精度, 则应舍弃此 MRI 数据集。然而, 在每个测试中, 每个系统只需要一次或者两次试验就可以获得小于 2mm 的 RMS 距离, 不需要舍弃任何数据。



**图 2.头部框架内的模型。**对于方法 2, 通过与手术中定位患者头部相同的方式将模型安装到三点式头部支架中。使用外层圆柱体的基准点配位成像数据, 然后移去外层圆柱体以方便接触靶。用每个无框架系统来确定空间中靶顶端的位置。指示器和靶顶端之间的距离作为定位误差。

移去模型的外层圆柱, 以方便对内部靶进行测量。SMN 系统和 ISG viewing wand 都可以提供一个手持指示器。这两个系统应用各自的指

示器测量三维空间定位误差的过程如下。基于每个系统的计算机显示，把手持指示器放置到每个靶的顶端。之后使用一个标准、灵活的牵引器臂把定位器用固定在空间中。通常情况下，在指示器端和靶点的顶端存在一小段距离。之后通过一个手动曲柄改变靶点在  $x$ 、 $y$  和  $z$  方向的位置，直到靶点顶端正好处于指示器端为止。读出  $x$ 、 $y$  和  $z$  片的刻度，就可以得到三个正交轴的误差 ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ )。三维定位误差  $E$  定义为，

$$E = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2} \quad (1)$$

它是三维空间中空间的实际点和靶的计算位置之间的距离。每个系统都执行了对 10 次独立的 MRI 数据采集的配位和误差测量。

通过使用每个数据集对靶定位误差进行多次估计的方法来测试每个系统的精密度（见“结果”部分）。这样我们就可以确定靶点定位的变化。两个作者（EAB 和 MAL）在使用 10 个以前的 MRI 数据集进行测量方法的练习后，进行了所有的这些测量。

因为 SMN 显微镜用焦点平面作为物理定位设备，所以测量定位误差时需要对其程序进行修改。在对基准点进行配位并移去外层圆柱体后，第一个靶的顶端被移入显微镜视野中心的焦点（用一个交叉排线来标记）。通常这种方法将在计算机显示的显微镜焦点位置（以水平线和垂直线在计算机屏幕上交点标记）和靶指示端之间产生较小的差异。SMN 系统使用一个红外线 LED 矩阵来显示手术区的位置。这个定位设备连接在模型上；因此可按上述方法操纵模型的位置。将靶顶端直接放在显微镜局部点所需要的  $x$ 、 $y$  和  $z$  位置进行配位，这些位置显示在计算机监视器上。 $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向上的位移量在这些正交方向产生误差，即  $\Delta x$ 、 $\Delta y$  和  $\Delta z$ 。之后，按照前面所述的方法计算三维靶定位 (Eq.1)。

### 测量方法 2

模型安装在一个三点式头部支架上，按平常的方法配位基准点。然后如上所述，移去外层的

圆柱体，将每个系统的定位器沿朝向靶顶端的方向移动，直到计算机屏幕显示定位器正好位于顶端为止（图 3）。然后使用带有数字测微计（最小刻度为 0.01mm，精度为  $\pm 0.02\text{mm}$ ）的 2.5 倍双目放大镜（Mitutoyo, Japan）来测量定位器顶端和靶顶端的距离。为了证实方法 1 和方法 2 产生的结果是相同的，对 ISG 和 SMN 两种系统都使用两种方法进行了测试。靶和定位器之间的距离用方法 1 和方法 2 各自的数据集来测量。我们观察到，对于 SMN 和 ISG 系统而言，方法 1 和 2 的一致率平均在 8.6% 以内。

为了测量每个系统的精密度，对数据集进行配位并独立记录 3 次靶定位误差。然后计算并平均误差的统计学变化。使用两个不同的数据集重复此过程，计算平均的变化。统计值产生一个对每个系统的靶定位变化性的估计（表 1，最后一行）

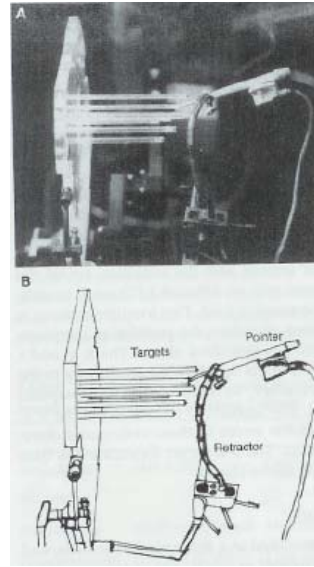


图 3.靶的定位。如照片 (A) 和图 (B) 所示，正如在每个系统的计算机显示器观察到的那样，无框架系统 (ISG、SMN 或 Cygnus 系统) 定位器端处于靶顶端的位置。然后使用一个标准的牵引器臂将指示器固定在空间中，用双目放大镜放大和数字测微计测量靶顶端和定位器端之间的距离。

### 结果

对立体定位模型进行 10 次独立的成像。每个过程中相同的数据被传输到每个立体定位系统中。配位图像，并如前所述计算三维靶的定位误差。表 1 总结了对每个系统进行这些测量后的数据。数据的第一行显示了每个系统报告的图像记录误差中 10 个数据集的平均值。对于 ISG 系统，误差是  $1.25 \pm 0.50\text{mm}$ （平均值  $\pm$

标准差)。Cygnus 系统的误差是  $1.10 \pm 0.32\text{mm}$ 。这项研究中每次试验的测量的记录误差要小于  $2\text{mm}$ 。表 1 的第二行是平均误差, 即所有 10 个数据集的 9 个靶点中的每个靶点的定位误差的平均值。因此, 这是每个系统 90 次单独测量值的平均值。ISG 系统的平均误差是  $1.67\text{mm}$ , 而 Cygnus 系统的平均误差是  $1.90\text{mm}$ 。SMN 指示器的平均误差是  $2.26\text{mm}$ , 而显微镜的平均误差是  $2.61\text{mm}$ 。表一中再下一行显示对每个系统相同设定进行测量时的中值。每个系统的平均值和中值相似, 表明数据中没有太多的无关点。尤其对于 SMN 系统, 我们检查了 x、y 和 z 方向上是否存在误差程度内的一致性偏差。对于 10 次试验的数据集, 每个误差的平均值和标准差如下: x,  $0.96 \pm 0.13\text{mm}$ ; y,  $1.19 \pm 0.18\text{mm}$  和 z,  $0.63 \pm 0.13\text{mm}$ 。

表 1 的第四行代表所有数据集测量误差的标准

差。这个统计值反应了对每个靶点测量的误差的变化程度。ISG 系统的标准误差最小; 但是, 所以系统的标准误差都小于  $1\text{mm}$ , 没有统计学差异。

表 1 的最后一行代表每个系统计算的靶定位误差的方差。这个统计值反应了每个系统在空间中重复定位靶的精密度。我们列出这些数据来比较不同的系统。与其他的系统相比, ISG 系统显示的平均方差较小, 但是所有三个系统的平均方差都小于  $0.5\text{mm}$ 。三个系统在方差方面的差别没有统计学意义。

对数据集进行单因素方差分析 (24)。这些系统在精度上有显著的统计学差异 ( $p < 0.05$ ), ISG 和 Cygnus 系统比 SMN 显微镜或者指示器的精确性高。图 4 代表每个系统的平均精度和标准差。Cygnus 和 ISG 系统的精度的差别没有统计学意义。

表 1 三种无框架立体定位系统精度和精密度的比较 \*

系统	记录误差 (mm)	平均误差 (mm)	误差中值 (mm)	标准差 (mm)	方差 (mm)
ISG 系统	1.25	1.67	1.62	0.43	0.20
SMN 显微镜	1.53	2.61	2.53	0.99	0.44
SMN 指示器	1.53	2.26	2.29	0.83	0.36
Cygnus	1.10	1.90	1.72	0.70	0.34

\* 每个系统都报告了配位误差。平均误差和误差中值表明了每个系统的定位误差。还提供了定位误差的标准差。方差是对每个系统精密度的测量。细节见下文。

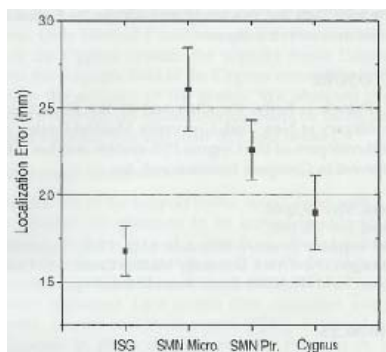


图 4. 定位精度。对系统的定位精度进行比较 (见材料与与方法部分)。误差栏显示每次测量平均值的一个标准误差。如图所示, Cygnus 和 ISG 系统的精确性显著优于 SMN 指示器 (Ptr.) 或者显微镜 (Micro.)。

## 讨论

### 无框架立体定位系统

已经有几种不同的技术应用于神经外科无框架立体定位系统的开发。早期系统使用限制臂在三维空间进行定位 (27)。ISG viewing wand 是由这些早期系统发展而来的一个系统。声波技术也已经被用于显微镜或者指示器的定位, 但是对于空气中音速的校正和干扰使得这些系统难以使用 (21)。声波方法的基准检测报告精度已经提高到  $1.55\text{mm}$ , 但是 (21), Cygnus 系统中的磁场数字转换器能提供用于定位空间点的有用方法 (4, 9)。SMN 系统中使用的

红外线 LEDs 视觉技术的报告精度 2-4mm(1, 8, 22, 23)。

### 精度

影响立体定位系统手术中精度的因素有很多。靶的定位依赖于三维空间中定位器的技术。计算机和软件建立了图像和定位器数据之间的联系(2)。精度还依赖于靶的稳定性(28)和定位器到达物理空间中的靶的能力。尽管已经对主要的框架系统进行了对比(16)，但是很少有研究认真测量了无框架立体定位系统的靶点定位精度。对于多种无框架系统的直接对比的文章还没有见到发表。

Sipos 等(26)和 Golfinos 等(5)以前作过关于 ISG viewing wand 系统的精度的报告。

Sipos 等(26)使用表面基准点测量到了 2.5mm 的精度。Golfinos 等(5)观察到在 2mm 内的靶点定位。尽管表面安装的记录方法可以用于 ISG 系统，但研究表明，基准方法更精确(6)。据报道，相似的人工臂可以提供 2.5mm 的手术中精度(3)。

使用基于红外线 LED 的指示器系统时，有报告显示靶点定位的精度在 2-3.8mm 之间(23)。同一个研究小组在使用了无框架立体定位显微镜后，所报告手术中定位误差小于 2mm(22)。Ryan 等(25)的报告显示使用 LED 偶联棒的手术中精度为 4.8mm，标准误差为 3.5mm。

总的来说，我们的精度测量与以前的报告接近。我们通过对每个系统用相同的数据集来比较三个系统的精度和精密度。我们观察到三个系统显示出的精度几乎都是相同的。

### 优点和缺点

由于 Cygnus 系统的便携性和简易性，在我们

研究所的许多应用中都使用这种系统取代其他两种系统。在纽约大学，从 1998 年 6 月到 1999 年 12 月，使用 Cygnus PFS 系统共对 117 名患者进行了 126 次操作。表 2 总结了这些数据。无框架立体定位系统主要用于肿瘤切除手术；几乎三分之二的操作是用于治疗轴内肿瘤的，其余三分之一用于治疗轴外肿瘤。大多数的轴外肿瘤是脑膜瘤，多数的轴内肿瘤是不同程度的神经胶质瘤。轴内肿瘤中有 4 个在脑室内。系统执行了 123 次开颅术程序，3 个头骨钻孔程序，以对与肿瘤相关的囊肿进行活组织检查和抽吸。使用无框架立体定位可以在所有可能的位置(如额部、顶骨、翼点、颞部、枕骨部和枕骨下)进行颅骨切开术。两个最常用的位置是额部和颞部。没有与使用 Cygnus 系统相关的并发症的报道。

测试的每个系统都有优点和缺点(表 3)。ISG viewing wand 系统具有标准的精度。但是机械耦合臂较为笨重并限制了自由活动度。红外线 LED 技术(SMN 系统使用)能产生好的精度，没有机械耦合臂，而且便于在手术范围内进行移动。但是它要求在电偶联设备照相机、探头和显微镜之间的视线不能有障碍。磁场数字化系统(如 Cygnus 系统)有与其他两个系统同等的精度。机械臂或者视线问题也不会影响这些系统。但是，手术范围内的金属物体会干扰磁性接收器。在手术中，我们还没有发现这个因素产生的问题。

考虑到这些无框架系统的精度范围，对于活组织检查或者深部位损伤的切除术(如丘脑)和要求更高精度的功能程序，有框架系统很显然仍然有用和必要。总之，有框架系统有更高的精度和精密度(20, 29)。

表 2. 18 个月中 126 例患者对 Cygnus 系统的临床应用

程序	颅骨切开术 (123 例)	头骨穿孔 (3 例)	其他 (0 例)
诊断	轴外肿瘤 (33 例)	轴内肿瘤 (91 例)	血管 (2 例)
颅骨切开术放置	额部 (51 例)	颞部 (28 例)	翼点 / 其他 (47 例)
手术	首次切除 (96 例)	复发 (27 例)	组织活检 / 吸取术 (3 例)

## 结论

我们观察到，这些系统的精度和精密度是大体相当的。对于大多数的应用，这些系统之间在精度上的小的差别是不重要的。在我们研究所，Cygnus 系统被证明可以用于需要使用无框架立体定位手术的各种临床病例中。因为这些系统的精度相似，其他因素（如便携性、易用性、成本和显微镜组合）将会影响立体定位系统的选择。

**表3. 三个被检测无框架立体定位系统的优点和缺点**

	ISG	SMN	Cygnus
技术	机械	光学	磁场
精度	++	+	++
优点	良好建立	显微镜	便携式
缺点	有限的活动范围	视线	干扰

ROM, 活动范围; ++, 定位误差<2mm; +, 定位误差>2mm。

## 致谢

我们向对这项研究中的 MRI 数据采集提供帮助的纽约大学医学院 MRI 系的 Edmond A.Knopp 博士和对图像采集提供帮助的 Alexandra E.Benardete 表示感谢。

收到日期，2000 年 5 月 16 日

录用日期，2001 年 7 月 20 日

再版要求: Ethan A. Benardete, M.D., Ph.D.,  
Department of Neurosurgery, New York  
University Medical Center, 560 First Avenue,  
New York, NY 10016. Email:  
benare01@med.nyu.edu

## 参考文献

1. Banett GH, Kormos DW, Steiner CP, Weisenberger J: Intraoperative localization using an armless, frameless stereotactic wand: Technical note. J Neurosurg 78:510-514,1993
2. Day R, Heilbrun MT, Koehler S, McDonald P, Peters W, Sienuonow v; Therr-point transformation for integration of multiple coordinate systems; Applications to tumor, functional, and fractionated fractionated radiosurgery stereotactic planning Stereotact Funk Neurosurg 63:76-79,1994
3. Eljarnel MS: Accuracy, efficacy, and clinical applications of the Radionics Operating Arm System. Comput Aided Surg 2:292-297,1997
4. Goerss SJ, Kelly PJ, Kall B, Stiving S; A stereotactic magnetic field digitizer, Stereotact Funct Neurosurg 63:89-92;1994
5. Golfinos JG, Fitzpatrick BC, Smith LR, Spetzler RF; Clinical use of a frameless stereotactic arm; Results of 325 cases. J Neurosurg 83:197-205;1995
6. Helm PA, Eckel TS; Accuracy of registration methods in frameless stereotaxis. Compute Aided Surg 3:51-56;1998
7. Hill DL, Maurer CR Jr, Maciunas RJ, Barwise JA, Fitzpatrick JM, Wang MY; Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy, Microsurgery 43:514-528,1998
8. Horseman GA, Reinhardt HF; Micro-stereometry, A frameless computerized navigating system for open microsurgery, Comput Med Imaging Graph 18:229-233,1994
9. Kall BA, Goerss SJ, Kelly PJ, Stiving SO, Three-dimensional display in the evaluation and performance of neurosurgery without a stereotactic frame: More than a pretty picture? Stereotact Funct Neurosurg 63:69-75;1994
10. Kelly PJ: Tumor stereotaxis. Philadelphia, W,B, Saunders Co., 1994

11. Kelly PJ: Stereotactic surgery; What is past is prologue. *Microsurgery* 46:16-27;2000
12. Kitchen ND, Lemieux L, Thomas DG: Accuracy in frame-based and frameless stereotaxy *Stereotact Funct Neurosurg* 61:195-206;1993
13. Knopp EA: venous Disease and tumors. *Magn Reson Imaging Clin North Am* 3:509-528;1995
14. Maciunas RJ: Pitfalls, in Barnett GH, Roberts DW, Machines RJ (eds): *Image-Guided Neurosurgery; Clinical Applications of Surgical Navigation*. St Louis QUALITY medical Publishing 1998, PP 43-62.
15. Maciunas RJ, Fitzpatrick JM, Gadamsetty S, Maurer CR; A universal method for geometric correction of magnetic resonance images for stereotactic microsurgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 66:137-140;1996
16. Maciunas RJ, Galloway RL, Latimer JW: The application accuracy of stereotactic frames *Microsurgery* 35:682-695;1994
17. Mascot CR: The Cygnus PFS image-guided system. *Microsurgery* 46:235-238;2000
18. Maurer CR, Ablutions GB, Decant BM, Gadamsetty S, Margolin RA, Maciunas RJ, Fitzpatrick JM: Effect of geometrical distortion correction in MR on image registration accuracy. *J Comput Assist Tomogr* 20:666-679;1996
19. Plante B, Turkstra L: Sources of error in the quantitative analysis of MRI scans. *Magn Reason Imaging* 9:589-595;1991
20. Pollack IF, Albright AL, Adelson PD, Fitz CR; The role of frameless stereotactic techniques in the treatment of pediatric CNS lesions *Pediatr Neurol* 13:209-216;1995.
21. Roberts DW, Nakajima T, Bowater B, Paladins J, Frets E, Fagan E, Horton A, Strohbalm J, Further development and clinical applicator of the stereotactic operating microscope *Stereotact Funct Neurosurg* 58:114-117,1992
22. Roessler K, Ungersboeck K, Aichholzer M, Dietrich W, Geezer H, Matula C, Czech T, Koos WT: Frameless stereotactic lesion contour-guided surgery using a computer-navigated microscope *Surg Neurol* 49:282-289;1998
23. Roessler K, Ungersboeck K, Dietrich W, Aichbolzer M, Hittmeir K, Mahula C, Czech T, Koos WT: Frameless stereotactic guided neurosurgery: Clinical experience with an infrared based pointer device navigation system. *Acta Neurochir (Wien)* 139:551-559;1997
24. Rosner B; *Biostatistics*, Boston, Duxbury Press, 1995
25. Ryan MJ, Erickson RK, Levin DN, Pelizzari CAM, Macdonald RL, Dohrmann GJ, Frameless stereotaxy with real-time tracking of patient head movement and retrospective patient-image registration *J Neurosurg* 85:287-292;1996
26. Sipes EP, Tebo Sa, Zinreich Sj, Long DM, Brem H; In vivo accuracy testing and clinical experience with the ISG viewing wand. *Neurosurgery* .39;194-204;1996
27. Takizawa T; Isometric stereotactic three-dimensional digitizer for neurosurgery. *Stereotact Funct*



- NEUROSURG 60:175-193;1993
28. Vinas FC, Zamora no L, Buciu R, Li QH, Shams F, Jiang Z, Diaz FG; Application accuracy study of a semi permanent fiducial system for frameless stereotaxis. Comput Aided Surg 2:257-236;1997
29. Young RF, Posewitz A, Accuracy of stereotaxis. J Neurosurg 84:303-304;1996
30. Zamorano LJ, Nolte L, Kadi AM, Jiang Z, Interactive Intraoperative localization using an infrared-based system. Stereotact Funct Neurosurg 63:84-88;1994

#### 备注

这项仔细而设计良好的研究显示了三种可以购买到的无框架立体定位外科导航系统的基准精度（即空间点的定位）和精密度（即对空间中相同点的重复定位）。资料具有实际的意义，因为选择分析的三种系统依赖于不同的定位技术。由于这些系统的精度大体上相当，所以在外科中的有用性主要取决于它们使用的方便性、便携性、应用的灵活性以及成本。这项研究显示，依赖于是否使用定位指示器和基于显微镜的定位，单个商用系统的精度存在的很小差别。使用显微镜的焦距作为 z 坐标时固有的不准确度与作者实验室中精度的降低看起来没有关系。尽管这里所评价的以磁场为基础的定位系统具有更好的便携性、更便宜，在基准测试中显示出更高的精度，但还是应在包括复合金属牵引器系统、基于电流的凝固装置和其它伪影来源的“现场”的手术环境中对其进行进一步的评估。

Kim J.Burchiel  
Nathan R.Selder  
Portland, Oregon

作者比较了三个无框架立体定位系统的精度和精密度。这项研究有特殊的意义，因为这三种系统基于完全不同的靶的原理—即一个使用铤接臂、一个使用光发射二极管基准点探测，另一个使用电磁场。

据我所知，目前所有可购买到的系统都可以精确到 2mm 内，作者所测试的系统也是如此。但是必须承认，在临床应用中会引入其他的变化，最终的精密度不会接近实验室中测量到的精密度。也许误差的主要来源是成像层面的厚度，因此必须根据每个病例的要求来制定扫描技术。

一定会有人询问可能引起 Cygnus 系统 (Compass International, Rochester, MN) 误差的磁场畸变。执行测试的实验室条件不能模拟手术室中可能出现的磁场畸变，因此对于系统的评估必须谨慎解释。作者以他们的经验指出，磁场畸变不是一个问题。

只要硬脑膜打开，插入牵引器，或者切除手术开始，所有系统都会变得不精确。即使如此，图像引导的应用使外科医生能够安全有效地接近损伤，最大限度地切除病变组织而最小限度地损伤周围脑组织，所有这些都是任何一个切除手术所希望的目标。

作者得出结论，每个系统都在合理的精度和重复性下工作，这无疑是在大多数的活组织检查或者图像引导下的肿瘤切除手术的要求之内。但是，对于每个病例，必须考虑“今天我需要达到多大的精度？”2-3mm 的精密度对于神经胶质瘤（肿瘤的边界不能明确）或者转移性肿瘤（只要找到肿瘤，通常边界十分明显）来说是好的，但在功能性神经外科手术中对于大多数的电极插入则是不够精确的。不管系统是有框架的还是无框架的，必须选择能够满足直接需要的系统。不论使用哪种系统，最终指导手术的是外科医生的临床判断。

Philip L.Gildenberg  
Houston, Texas

**Benardete** 等比较了三个无框架立体定位系统的精度和精密度。所有三个系统在精密度和精度上似乎很相似。我发现在不同系统的相对优点方面,这篇文章对外科手术的指导很有用处。为了去除结果解释中的任何潜在的偏见,作者应该公开其在被评价产品的公司中所拥有的任何经济利益。

**Andres M.Lozano**

Toronto,Ontario,Canada

---

*Self-portrait in Front of an Easel, by Paul Gauguin, 1885. Private collection, Switzerland.*

