

一种基于数学算法规划进针路径的脑部穿刺引导装置的设计及模拟穿刺实验

孙鸿坤¹, 谢沁玲¹, 詹泽周¹, 郭绪杰¹, 李伟津¹, 欧少闽¹, 伍克州²

1. 汕头大学医学院, 广东 汕头 515040; 2. 汕头大学医学院第一附属医院 运动医学中心, 广东 汕头 515040

[摘要] 目的 探讨一种基于数学算法规划进针路径的脑部穿刺引导装置的设计及模拟穿刺实验。方法 通过在仿真颅骨模型设置模拟靶点并进行CT扫描, 三维重建颅骨模型, 利用数学算法规划进针路径, 实现穿刺路径可视化并模拟穿刺, 验证在该装置引导下的准确性以及可能影响准确率的因素。结果 装置的穿刺准确率为84.21%, 不同穿刺深度、穿刺角度对于病灶穿刺准确率的影响无统计学意义; 人工定位误差与靶点定位误差间呈线性关系, 人工取点显像片坐标与真实显像片坐标间误差越大, 靶点误差越大, 该误差可通过回归方程拟合校正。结论 该装置准确率高于传统CT照射下徒手穿刺, 且具有操作简单、制作成本低等优点, 整体上提高了穿刺效果, 具备较高的可行性。

[关键词] 脑部穿刺引导装置; 数学算法; 进针路径; 可视化

Design and Simulated Puncture Experiment of Brain Puncture Guidance Device Based on Mathematical Algorithm Planning Needle Path

SUN Hongkun¹, XIE Qinling¹, ZHAN Zezhou¹, GUO Xujie¹, LI Weijin¹, OU Shaomin¹, WU Kezhou²

1. Medical College, Shantou University, Shantou Guangdong 515040, China; 2. Sports Medicine Center, The First Affiliated Hospital of Shantou University Medical College, Shantou Guangdong 515040, China

Abstract: Objective To explore the design and simulated puncture experiment of brain puncture guidance device based on mathematical algorithm planning needle path. Methods By setting the simulated target point in the emulational skull model and conducting CT scanning, the skull model was reconstructed in three dimensions, and the puncture path was planned by mathematical algorithm to obtain the visualization of puncture path and simulate puncture, and the accuracy under the guidance of the device and the factors that may affect the accuracy were verified. Results The puncture accuracy of the device was 84.21%, and different puncture depth and puncture angle had no statistically significance on lesion puncture accuracy. There was a linear relationship between the artificial positioning error and the target positioning error. The larger the error between the artificial positioning coordinates and the real positioning coordinates, the larger the target positioning error, and this error could be corrected by fitting the regression equation. Conclusion The device has a higher accuracy rate than the traditional CT irradiation free hand puncture, and has the advantages of simple operation and low production cost, which improves the puncture effect and has high feasibility for brain punctures.

Key words: brain puncture device; mathematical algorithm; needle path; visualization

[中图分类号] R197.39

[文献标识码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2023.05.017

[文章编号] 1674-1633(2023)05-0092-07

引言

脑部穿刺活检术是诊断和治疗脑部肿瘤的“金标准”, 血肿抽吸引流术也是治疗脑出血的一种重要术式^[1], 准确的穿刺对各种脑部疾病的诊疗尤为关键。目前我国脑部穿刺技术主要分为两种, 一是通过CT定位病灶徒手穿刺, 即盲穿法; 二是在立体定向、神经导

航等设备辅助下进行穿刺。盲穿法十分依赖医生的穿刺技术, 对医生穿刺手术经验要求较高。但由于头颅是不规则且不可透视的, 穿刺路径、方向及深度常不能精确控制。有研究显示, 盲穿穿刺准确率仅为51.7%^[2], 立体定向活检手术平均诊断率为89.4%^[3]。然而, 立体定向技术工作程序较为繁多, 装置构成较为复杂, 灵活性不高, 使用螺钉与头骨固定的方式易发生出血、感染等并发症^[4]; 且术前准备时间较长^[5], 设备成本和经费投入较高, 很难普及^[6], 不利于急诊手术实施和基层推广普及^[7]。

基于此, 本研究旨在设计一种基于数学算法自动规

收稿日期: 2022-11-15

基金项目: 广东省本科高效教学质量与教学改革工程建设项目(粤教高函〔2021〕29号); 广东省科技创新战略专项资金资助项目(pdjh2022 b0189)。

通信作者: 伍克州, 副研究员, 主要研究方向为骨科运动损伤。

通信作者邮箱: wukezhou0754@163.com

划进针路径的脑部穿刺引导装置,并通过设计模型实验,检测在该装置的辅助下颅脑穿刺术的穿刺准确率,进一步评估装置的可行性。

1 材料与方法

1.1 装置构成

该装置分为测量装置(图1a~b)和穿刺装置(图1c~d),由底座、测量体、穿刺体3部分构成。底座由一个圆环和3个圆柱体构成。在圆柱体圆环上表面水平位置有一个3 mm的圆柱形凹槽,用于放置聚醚醚酮片(显像片),作为CT影像中的定位特征点。圆柱体下方连接一个可以上下活动的活页以便更好地贴合皮肤。测量体的主体是1个正三棱柱,且可以分为前后两部分,便于拆卸。其上方有1个适配深度游标卡尺的凹槽,以固定深度游标卡尺。下方则是3个圆柱形凹槽可以和底座相互嵌合,以固定测量体。穿刺体的主体和测量体一致,同为正三棱柱,下方有3个圆柱形凹槽,上方为1个中空圆柱,空心部分可供穿刺针穿过。

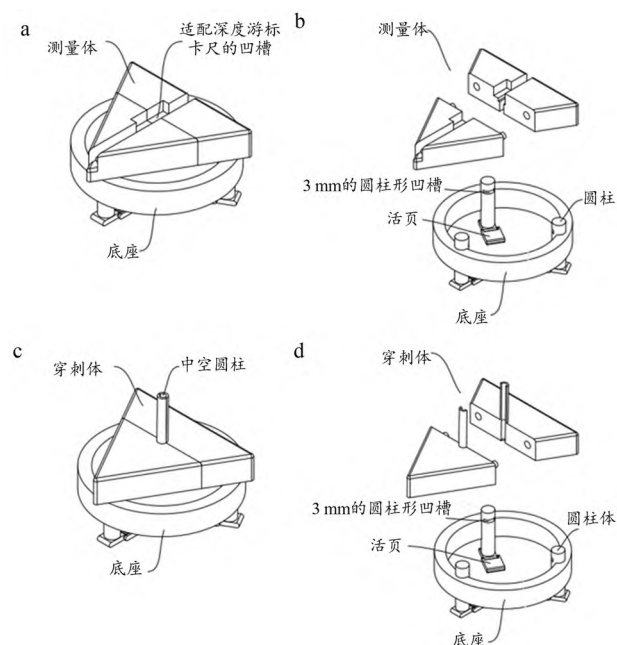


图1 装置图示

注: a. 测量装置; b. 测量装置拆解; c. 穿刺装置; d. 穿刺装置拆解。

1.2 数学算法

建立穿刺靶点与装置定位特征点之间的数学算法^[8],将头颅中靶点与头皮进针点的连线所在的直线在头颅外做出可视化的延伸,形成一带有特定角度的进针槽,穿刺时穿刺针仅需沿着进针槽的路径进针即可。该角度的计算原理是以测量体底面所在平面为基准建立三维坐标系,根据投影将靶点与头皮进针点连线的空间角度拆分为唯一存在的一组角度:水平偏转角度和垂直抬升角度。

算法计算简图如图2所示,三角形ABC代表装置中3个显像片的几何中心构成的边长为n的等边三角形,点A、B、C分别代表三角形ABC平面对应的3个顶点,点D是三角形ABC的重心。设置E点为目标靶点,O为靶点E在平面ABC上的投影点。点F代表头皮进针点,点G代表在三角形ABC平面上的进针点,点E、F、G在同一条直线上。点O'是EO上的一点,且符合关系 $FO'//DO$, $OO'//FD$ 。

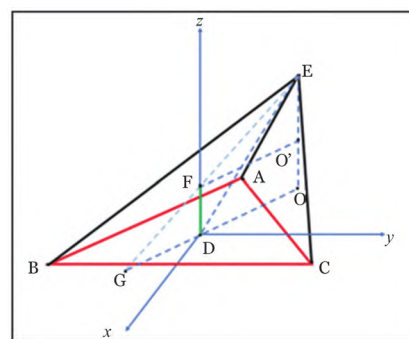


图2 算法计算简图

根据影像资料可知,EA长度为a,EB长度为b,EC长度为c,明确水平旋转角 $\angle ODy$ 和垂直旋转角 $\angle EDO$ 。

以D为原点,作 $Dy//BC$, $EO \perp Dx$, $Dz//EO$,以 Dx 、 Dy 、 Dz 为方向建立空间直角坐标系。设E点坐标为 (x, y, z) 已知: $AB=AC=BC=n$, $FD=w$, D为 $\triangle ABC$ 的重心,长度 $EB=b$, $EC=c$, $EA=a$ 。因此, $D(0,0,0)$, $A(-\frac{n\sqrt{3}}{3}, 0, 0)$, $B(\frac{n\sqrt{3}}{6}, \frac{n}{2}, 0)$, $C(\frac{n\sqrt{3}}{6}, \frac{n}{2}, 0)$, $F(0,0,w)$ 。

根据向量的模长计算公式可得公式(1)~(6)。联立公式(1)~(3)可得x、y、z。水平平面偏转角度可由公式(6)计算。垂直平面抬升角度可由公式(7)计算。三角平面ABC上的进针点G点的坐标为 $(\frac{wx}{w-z}, \frac{wy}{w-z}, 0)$ 。进针的长度即E与F的距离可由公式(8)计算。

$$|\vec{EB}| = \sqrt{(x - \frac{n\sqrt{3}}{6})^2 + (y - \frac{n}{2})^2 + z^2} = b \quad (1)$$

$$|\vec{EA}| = \sqrt{(x + \frac{n\sqrt{3}}{3})^2 + y^2 + z^2} = a \quad (2)$$

$$|\vec{EC}| = \sqrt{(x - \frac{n\sqrt{3}}{6})^2 + (y - \frac{n}{2})^2 + z^2} = c \quad (3)$$

$$|\vec{EF}| = \sqrt{(x - 0)^2 + (y - 0)^2 + (z - w)^2} \quad (4)$$

$$|\vec{DF}| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (5)$$

$$\angle ODy = \arctan|\frac{x}{y}| \quad (6)$$

$$\angle EFO' = \angle EFD - 90^\circ = \arccos \frac{-z}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} - 90^\circ \quad (7)$$

$$|\vec{EF}| = \sqrt{(-x)^2 + (-y)^2 + (w-z)^2} \quad (8)$$

由图2可知,目标靶点E与三角形ABC平面上的G点处于同一直线上。穿刺体的进针槽所在的直线路径由目标靶点E与G点定义。由影像资料可以得到E点坐标。当求得G点坐标后,可在穿刺体的建模中,调整穿刺体进针槽所在的直线路径,使得经由此进针槽进行的穿刺能够直达靶点,见图3。

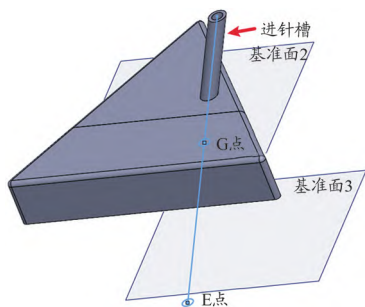


图3 调整进针槽角度的方式

1.3 实验模型制作

在颅骨模型(图4)内部搭建塑料棒支架并黏附模拟靶点^[3]。塑料棒为直径5 mm的实心丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚物(Acrylonitrile Butadiene Styrene, ABS)棒,模拟靶点为直径10 mm、厚度5 mm的聚醚醚酮片。首先,以颅骨模型切口水平面为基础,沿切面的中线固定一塑料棒,再用3根塑料棒沿垂直中线方向将前后距离4等分,然后用6根塑料棒以垂直水平面方向分别固定在均分中线两侧水平ABS棒的位置。最后在搭建的ABS塑料支架上随机均匀设置19个靶点。为方便测量误差,将未设置靶点区域的头盖骨切除。

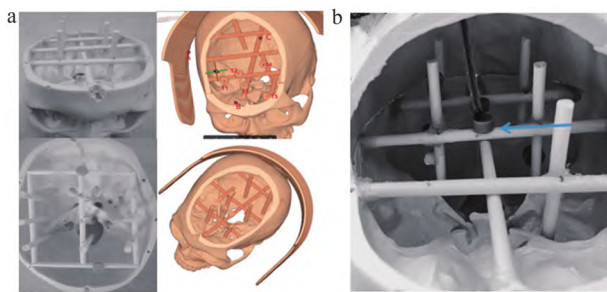


图4 头颅靶点实验模型

注: a. ABS支架; b. 模拟靶点(蓝色箭头)。

1.4 实验流程

准备好实验所需工具及材料后,选择合适的头皮进针点放置测量装置,为方便搬运,将底座用热熔胶固定在以头皮进针点为圆心的位置(图5)。采用深度游标卡尺测量装置底面进针孔到头皮进针点的垂直距离(w)。使用LightSpeed VCT(General Electric Company, 美国)

对颅骨模型进行螺旋CT扫描,获取装置上3个显像片的位置参数,然后将得到的DICOM格式影像资料在Solidworks 2018(Dassault Systèmes, 法国)进行三维重建,然后导入Mimics Medical 21.0(Materialise, 比利时)手动选取穿刺靶点,并测量该装置上的3个显像片与靶点的距离,利用核心算法计算其进针距离及角度。之后在Solidworks 2018完成穿刺体的3D建模,使用Ultimaker Cura 4.13.1(Ultimaker Holding B.V., Holland)将Solidworks 2018导出的STL格式文件进行参数设置并切片生成gcode文件,使用打印机Ender-3 pro(Creality, 中国)进行3D打印。最后,固定头颅,放置打印好的穿刺体,使用穿刺针进行穿刺,待穿刺针的进针距离到达计算的距离时,使用深度游标卡尺测量穿刺针与目标靶点的距离并记录数据。

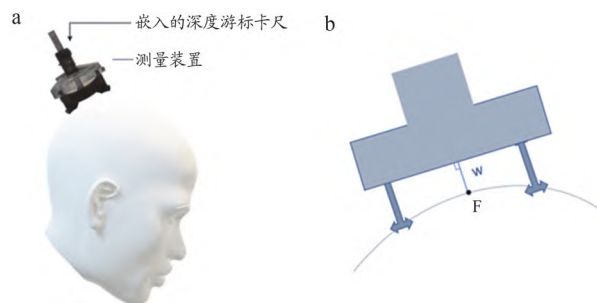


图5 利用测量装置测量垂直距离

注: a. 正视图; b. 示意图。F: 头皮进针点; w: 垂直距离。

1.5 评价指标

穿刺后利用游标卡尺测量穿刺针头与靶点中心的距离,距离越小,穿刺准确度越高,当穿刺针头与靶点中心距离 ≤ 5 mm即为中靶,否则即为脱靶。

1.6 误差分析

误差分析的目的为探究影响误差的因素、产生的阶段以及如何减少误差。由于装置固定于颅骨模型之上,因此不考虑装置移动所造成的穿刺路径偏差。目前模型试验误差主要来源于creality 3D ender 3和三维重建的颅骨模型中定位靶点和穿刺点坐标过程,3D打印机的打印精确度欠佳,仅为0.2 mm。另外,误差还主要来源于在三维重建的颅骨模型中定位靶点和穿刺点坐标过程中所产生的误差^[9]。

从模型实验穿刺结果为成功的16组测算数据中随机挑选出9组。分别只改变9组靶点E1~E9所对应的显像片在三维重建的颅骨模型图像的坐标x、y、z值的其中一个,改变的绝对值分别为0.25、0.50、0.75、1.00、1.25、1.50 mm。然后将改变后得到的坐标值依次代入装置的核心算法中计算,得到新的靶点坐标测算值后,计算靶点测算值之间差值的绝对值|E1-E|。最后将所有计算结

果使用 SPSS 软件进行统计分析,分析分别改变显像片相同绝对值的 x 、 y 、 z 坐标对靶点测算值误差所产生影响的差异和改变绝对值与靶点测算值误差之间的关系。

1.7 统计学分析

采用 SPSS 24.0 软件对数据进行统计分析,计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,两组间比较使用 t 检验,多组间比较使用方差分析;计数资料以例数 (n) 表示,组间比较采用 χ^2 检验,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 模拟穿刺结果

本研究在装置引导下共穿刺 19 次,穿刺中靶 16 次,准确率为 84.21% (16/19),高于 CT 引导下脑部徒手穿刺成功率 (51.7%~77.3%)^[2,10-12],见表 1。

表1 穿刺准确率徒手穿刺数据比较

穿刺方式		成功次数	总次数	穿刺准确率/%
徒手穿刺	杨婉等 ^[2]	150	290	51.7
	高海东等 ^[10]	24	35	65.7
	刘顶新等 ^[11]	15	21	70.0
	卢家璋等 ^[12]	17	22	77.3
辅助穿刺	本研究实验装置	16	19	84.2

2.2 误差分析结果

2.2.1 准确率影响因素

为进一步探究装置穿刺准确率的影响因素,在控制变量的情况下,分别对穿刺深度、水平穿刺角度及垂直穿刺角度进行了探究。不同深度病灶的穿刺准确率、不同水平偏转角度及垂直偏转角度对于穿刺准确率的影响均无统计学差异 ($P=0.058$ 、 0.370 、 0.844),见表 2。

表2 穿刺深度、水平穿刺角度及垂直穿刺角度的穿刺准确率比较

组别	数值范围	穿刺准确率/%	χ^2 值	P 值
不同深度病灶穿刺/mm	40~60	62.50 (5/8)	4.898	0.058
	>60	100.00 (11/11)		
垂直偏转角度/°	0.75~1.00	100.00 (1/1)	1.989	0.370
	1.00~1.25	75.00 (3/4)		
	1.25~1.50	83.33 (10/12)		
	1.50~1.75	100.00 (2/2)		
水平偏转角度/°	0.00~0.50	83.33 (5/6)	0.825	0.844
	0.50~1.00	71.43 (5/7)		
	1.00~1.50	100.00 (6/6)		

由于 3D 重建颅骨模型后空间直角坐标系取显像片坐标 (X 、 Y 、 Z) 为人工取点,存在一定误差。对可能影响靶点误差的 X 、 Y 、 Z 值进行多重比较及回归分析。结果显示, X 、 Y 、 Z 坐标改变对于穿刺偏移程度均有统计意义 ($P < 0.05$)。其中,各坐标误差对于穿刺偏移

程度的影响为 $Z > Y > X$ ($P=0.006$),显像片纵坐标是影响靶点误差的主要因素。显像片坐标 (X 、 Y 、 Z) 误差越大,穿刺偏移程度越大,见表 3。

表3 X 、 Y 、 Z 值改变对于靶点 E 定位误差的多重比较 ($\bar{x} \pm s$)

变量1	变量2	误差	P 值
Z	X	0.6945800554445 \pm 0.1242888361892	<0.001
	Y	0.4792605342223 \pm 0.1242888361892	0.001

注: X 、 Y 、 Z 组变量分别为 X 、 Y 、 Z 值改变量。分别将 X 、 Y 与 Z 组进行比较,得到统计结果。

2.2.2 选点误差与穿刺误差的关系

显像片作为定位特征点,其坐标误差显著影响靶点定位误差,对定位特征点坐标多次转换后进行相关性检验及单因素回归分析,探究定位特征点坐标改变量对于靶点定位误差的影响。结果显示,其定位误差与靶点定位误差间呈线性关系,人工取点定位特征点坐标与真实定位特征点坐标间误差越大,则靶点误差越大。定位误差与靶点定位误差的相关性检验结果 $N=54$, X 、 Y 、 Z 坐标上 Pearson 相关性分别为 $r=0.592$ 、 0.843 、 0.904 ,存在统计学意义 (均 $P < 0.001$)。其回归方程拟合如下:① 靶点定位误差与定位特征点 X 坐标定位误差: $Y=0.4898X+0.0006$ ($P < 0.001$);② 靶点定位误差与定位特征点 Y 坐标定位误差: $Y=0.7106X-0.0037$ ($P < 0.001$);③ 靶点定位误差与定位特征点 Z 坐标定位误差: $Y=1.1887X-0.0028$ ($P < 0.001$)。其中自变量 X : 显像片 X 、 Y 、 Z 坐标改变值,因变量 Y : 靶点坐标变化值。

如图 6 所示为装置引导穿刺下模拟手术后,3 种靶点误差的主要影响因素,即显像片取点位置的 X 值、 Y 值和 Z 值改变值对靶点坐标 (E 点) 改变的绝对距离 (即靶点误差) 影响的散点图。

3 讨论

本研究通过模拟穿刺实验探究一种基于数学算法规划进针路径的脑部穿刺引导装置设计的创新性、科学性、可行性;检测对比该装置与盲穿法或同类型产品辅助穿刺的准确率;最后分析可能的误差影响因素,为后续装置应用于临床试验奠定了基础。本研究的装置采用无创化的固定方式,结构简易,操作简便,可明显减少术前装置准备工作;利用 3D 打印将穿刺路径在头颅外进行可视化,降低了因手动调整穿刺路径造成的误差^[2];同时将 3D 打印与医疗器械相结合以实现对于不同患者穿刺装置的个性化设计。

装置底座被设计为直径 15 cm 的圆环,以便术前消毒、术中钻孔等操作。位于底座上方的测量及穿刺装置为

可拆式,可于测量参数及进针穿刺后向两侧移除而不影响底座及穿刺针位置,方便后续手术操作。这一特点使操作者能够替换不同路径的穿刺装置从而规划多条进针路径,对颅内多个病灶进行穿刺,以达到节省操作时间和节约医疗资源的目的。另外,穿刺装置通过延长进针槽,使穿刺引流管或活检针可以较稳定地到达目标靶点。

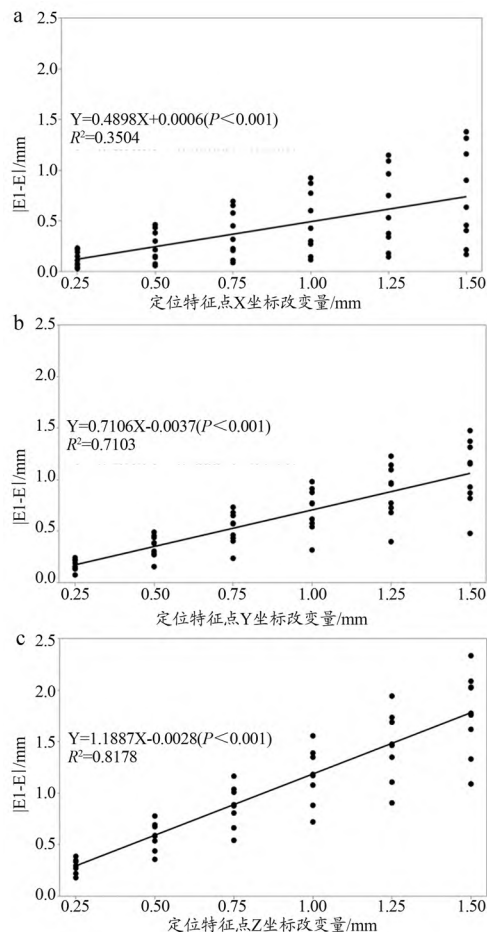


图6 $|E1-E|$ 与定位特征点X(a)、Y(b)及Z(c)坐标改变量的散点图

注:纵坐标为靶点误差。

本实验结果表明,该装置引导下穿刺准确率显著高于盲穿法的准确率^[2,10-12]。表明基于该数学算法规划进针路径的脑部穿刺引导装置具有较高可行性。本研究对模拟靶点位置参数、穿刺结果以及可能的误差影响因素进行统计学分析。结果表明,位于颅内较深区域(>60 mm)的靶点穿刺准确率与较浅的区域($40\sim 60$ mm)无明显差异。有研究显示,较浅的区域由于靠近头皮进针点,受器材、3D打印精确度的影响较大,穿刺成功率会受影响^[13]。本研究中不同的水平偏转角度、垂直偏转角度对穿刺准确率的影响均无统计学意义。

对定位特征点坐标进行多次转换后进行相关性检验及单因素回归分析,结果显示,其定位误差与靶点定位误差间呈线性关系,人工取点定位特征点坐标与真实定

位特征点坐标间误差愈大,穿刺偏移愈大。当改变单轴的变化量为0.5和1.0时,定位特征点Z坐标的变化对头皮进针点F和靶点E的坐标的影响大于X坐标和Y坐标的变化。Z坐标值对穿刺偏移影响较大的可能原因为该装置的核心数学算法中所建立的坐标系要求其进针点Z轴坐标与3个定位特征点需要保持一致,并且要求其平面要与到头皮进针点F与装置底座进针点的连线垂直,改变Z值则破坏了上述建立的关系,因此使其影响大于改变其他坐标所带来的变化,本研究通过计算靶点E各坐标的最终数值建立了拟合方程,分别对应Z的坐标改变值,Y1、Y2、Y3分别对应E点坐标变化值(X,Y,Z),减小其带来的影响,为坐标的选择提供参考依据。

目前,为进行精准的脑部穿刺手术,国内已有应用头皮定位法进行定位的研究^[11],也有使用立体定向引导进行穿刺的^[14],这些方法虽然能一定程度上改良穿刺方法,提高穿刺成功率,但在基层医院缺乏相关设备的情况下无法进行。目前用于颅内病灶的活检、穿刺引流、电刺激主要为立体定向技术(如Riechert-Mundinger)和Leksell立体定向架和立体定向神经机器人系统(如SurgiScope、NeuroMate等)^[12,15],其中立体定向技术的开发越来越精细化,但伴随的是更高的成本与更复杂的操作程序。有框架的立体定向技术由于多采用有创性的头骨螺钉固定方式,使得患者易出现出血、感染及骨折等术中术后并发症;无框架的立体定向技术虽然解决了框架的限制问题,但受到CT扫描机孔径的限制,操作者者实际操作较繁杂,一定程度上增加了穿刺的不准确性。

本研究通过对模拟靶点的检测、试验得到该装置辅助穿刺准确率为84.21%。赵思源^[3]同样采用了头颅模型建立模拟靶点的方式对穿刺准确率及其误差因素进行了探讨,主要是对比不同立体定向穿刺方法在MRI引导下的准确率,本实验参考其研究方法。立体定向系统有多个角度的参数数据,主要以搭建的支架作为坐标参考,但本实验主要以重建的3D模型为参考从而计算其相应坐标。在靶点的选取上也有所不同,本实验采用的是聚醚醚酮片而非填充植物油的塑料管。聚醚醚酮片在重建的模型图中对比更加清晰,且不易发生泄露。

在穿刺过程中,额外的创面会增加手术并发症发生率。为不增加额外创面,有研究使用红外线水平定位仪进行引导引流,由术者外的两人操作仪器进行定位,术者根据两人定位器重合点进行穿刺^[11],虽然提高了穿刺准确率,但定位点是根据术前CT进行定位,且移位的风险较大,术者需要时刻校正进针点,对操作团队的要求较高。近年来,3D打印技术在临床上的应用越来越广^[16]。3D打印可以和CT扫描分层的特性结合,制作

个体化、更贴合临床需要的医疗器械。在与该领域同类型穿刺辅助装置的比较中,本装置具有一定优势。例如,李国良等^[17]使用3D打印的辅助导板治疗丘脑血肿破入脑室的方案中,导板的固定主要以骨性标志物作为参考,导板移开后复位不可避免存在误差,难以保证两次位置完全一致。而本装置采用固定底座的方法,保证了底座的非移动性,解决了该问题。此外,王栋等^[18]设计的立体定向仪,其运动依靠多个关节结构,而关节结构决定了其系统误差的主要来源,通过参数优化也无法消除误差;而固定方式则是通过将底座装夹于手术床体,这将影响医生的手术操作,另外该装置的导向器上设置有刻度线,需要人工等调整穿刺针方向,难以保证手术精度。陈锬峰等^[19]设计的侧脑室穿刺置管定位装置需要依靠颅骨的解剖标志,其适用范围较为受限。与之相比,本装置的穿刺长度、角度等参数已在公式计算中得出,只需建模3D打印即可,无须通过调整穿刺角度等,能够极大地简化程序^[2]。

虽然实验的穿刺成功率较为理想,但模型试验过程与真实的手术过程不同,实验结果存在一定的局限性。如模拟靶点相比真实的肿瘤或血肿体积小,穿刺难度大;经过反复消毒重复使用后,装置的形变程度是否还能满足要求,这些问题都有待临床试验的进一步验证。由于实验在仿真颅骨模型上进行,无法模拟临床操作中根据血管神经的分布从而选择进针点的过程。虽然穿刺深度不会影响穿刺准确率,但在实际临床操作中,随着进针长度的变化,脑组织和空腔等对穿刺针的影响也需要考虑,操作者将越难把握其进针情况,因此,在下一阶段的临床试验中,活体的脑组织、血管、神经等对不同深度的穿刺的影响将重点进行讨论,进针点的选择也应作为探究的方向。根据误差分析结果,在人工进行空间直角坐标系取点显像片时,纵坐标对参数值影响最大,因此可在保证显像的基础上尽量缩减显像片厚度以减少定位误差。此外,由于显像片坐标为人工取点,误差难以避免,在下一步的研究中,可在估算显像片取点误差后通过拟合的回归方程调整坐标参数,最大程度修正穿刺路径。根据以上措施,可减小定位误差,改进定位技术,为进行动物实验奠定理论基础。

4 结论

本研究主要基于数学算法自动规划进针路径的脑部穿刺引导装置设计的模型实验模拟穿刺,设计了一套具有针对性的模拟实验方案,根据其模型实验所得结果,该简易脑部穿刺手术定位支架穿刺准确率达84.21%,显著高于盲穿法的准确率。该装置从整体上提高了穿刺效果,可避免多次穿刺带来的损伤,缩短穿刺时间,减

少术后并发症,进而缩短手术时间,提高手术质量,有一定的临床可行性。

[参考文献]

- [1] Seung WB, Jeong JH, Kim YG. Trajectories for freehand-guided aspiration of deep-seated spontaneous intracerebral hemorrhage[J]. *World Neurosurg*, 2020, 133: e551-e557.
- [2] 杨婉, 杨会军, 高斌. CT导引穿刺定位装置的研制和实验研究[J]. *介入放射学杂志*, 2021, 30(7): 693-696.
Yang W, Yang HJ, Gao B. The development and experimental study of CT-guided puncture positioning device[J]. *J Interv Radiol*, 2021, 30(7): 693-696.
- [3] 赵思源. 立体定向脑活检手术方法的准确性及其影响因素分析[D]. 上海: 第二军医大学, 2015.
Zhao SY. Analysis of accuracy and influencing factors of stereotactic brain biopsy procedures[D]. Shanghai: Second Military Medical University, 2015.
- [4] 苏道庆, 朱建新, 周光华, 等. CAS-R-2无框架与Leksell框架立体定向仪辅助钻孔引流术治疗高血压性脑出血的对比分析[J]. *中华神经医学杂志*, 2021, 20(3): 269-274.
Su DQ, Zhu JX, Zhou GH, et al. CAS-R-2 frameless and Leksell frame stereotactic devices used in trepanation and drainage for patients with hypertensive cerebral hemorrhage: a comparative analysis[J]. *Chin J Neuromed*, 2021, 20(3): 269-274.
- [5] 魏祥品, 汪业汉, 傅先明, 等. 无框架神经导航与立体定向开颅术的比较性研究[J]. *立体定向和功能性神经外科杂志*, 2001, 14(3): 174.
- [6] 强京灵, 师蔚, 吴生贵. 计算机立体定向系统与神经内镜结合在神经外科疾病中的应用[J]. *中国微侵袭神经外科杂志*, 2014, 19(5): 238-240.
- [7] 黎华清, 黎志洲, 王天荣, 等. 3D-CT联合Sina神经外科助手软件在侧脑室穿刺外引流术中的应用[J]. *中国医药科学*, 2020, 10(11): 217-220.
Li HQ, Li ZZ, Wang TR, et al. 3D-CT combined with Sina neurosurgery assistant software in external ventricular drainage[J]. *China Med Pharm*, 2020, 10(11): 217-220.
- [8] 欧少闽, 卢芝洁, 许煥波, 等. 一种简易脑部穿刺手术定位支架、设计辅助支架及方法: 中国, CN111195148B[P]. 2021-06-25.
- [9] 米良. 脑立体定向技术靶点误差影响因素分析[J]. *延安大学学报(医学科学版)*, 2020(3): 31-33.
Mi L. Analysis of the influencing factors of target errors in brain stereotactic technology[J]. *J Yanan Univ (Med Sci)*, 2020 (3): 31-33.
- [10] 高海东, 寿记新, 程森, 等. 3D打印技术辅助下微创穿刺治疗自发性脑出血的疗效分析[J]. *中国实用神经疾病杂志*,

2021, 24(3): 202-207.

Gao HD, Shou JX, Cheng S, *et al.* Clinical research of spontaneous intracerebral hemorrhage by hematoma puncture with three dimensional printing guide board[J]. *Chin J Pract Nerv Dis*, 2021, 24(3): 202-207.

[11] 刘顶新, 郭西良, 张圣邦, 等. 定向软通道穿刺治疗高血压脑出血破入脑室[J]. *安徽医学*, 2012, 33(8): 1029-1030.

[12] 卢家璋, 包陆君, 谢才兰, 等. 红外线水平定位仪引导在侧脑室额角穿刺术中的应用价值[J]. *齐齐哈尔医学院学报*, 2013, 34(12): 1727-1730.

Lu JZ, Bao LJ, Xie CL, *et al.* Value of ultrared position indicator to guide lateral ventricle puncture of frontal angle[J]. *J Qiqihar Univ Med*, 2013, 34(12): 1727-1730.

[13] 李通, 董艳芳, 梅小龙, 等. 立体定向穿刺与徒手穿刺对于高血压脑出血的预后评价[J]. *包头医学院学报*, 2018, 34(5): 43-44.

Li T, Dong YF, Mei XL, *et al.* Evaluation on the prognosis of hypertensive cerebellar hemorrhage by stereotactic puncture and freehand puncture[J]. *J Baotou Med Coll*, 2018, 34(5): 43-44.

[14] 石元洪. 机器人辅助立体定向脑出血硬通道血肿穿刺术的实验研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2010.

Shi YH. The robot-assisted stereotactic hematoma puncture using YL-1 type of mental needle in experimental intracerebral

hemorrhage pigs[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology

[15] Nakagawa JM, Trippel M, Doostkam S, *et al.* The stereotactic suboccipitaltranscerebellar approach to lesions of the brainstem and the cerebellum[J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2018, 166: 10-15.

[16] Faria C, Erhlagen W, Rito M, *et al.* Review of robotic technology for stereotactic neurosurgery[J]. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2015, 8: 125-137.

[17] 李国良, 隋航, 李兴泽, 等. 3D打印技术辅助额前穿刺术治疗高血压性丘脑出血破入脑室[J]. *中国临床神经外科杂志*, 2020, 25(1): 40-42.

[18] 王栋, 曹彤, 刘龙, 等. 基于模块化理念的便携式立体定向仪[J]. *机电工程*, 2013, 30(11): 1301-1305.

Wang D, Cao T, Liu L, *et al.* Portable stereospecofic apparatus based on modular concept[J]. *Mech Electr Eng Mag*, 2013, 30(11): 1301-1305.

[19] 陈锴峰, 钱辉, 骆明, 等. 侧脑室穿刺置管定位装置在脑室外引流中的应用研究[J]. *浙江创伤外科*, 2019, 24(1): 11-12.

Chen EF, Qian H, Luo M, *et al.* Device of lateral ventricle puncturefor external ventricular drain[J]. *Zhejiang J Trauma Surg*, 2019, 24(1): 11-12.

本文编辑 盛伟

上接第78页

VX2移植瘤的研究[J]. *肿瘤*, 2016, 36(4): 396-405.

Ning ZY, Wang P, Chen H, *et al.* Irreversible electroporation ablation technique in treatment of muscular VX2 xenografts in rabbits[J]. *Tumor*, 2016, 36(4): 396-405.

[31] Golberg A, Yarmush ML. Nonthermal irreversible electroporation fundamentals, applications, and challenges[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2013, 60(3): 707-714.

[32] 米彦, 徐进, 唐雪峰, 等. 高频纳秒脉冲串作用下活体兔肌肉收缩剂量效应研究[J]. *高电压技术*, 2018, 44(6): 1913-1921.

Mi Y, Xu J, Tang XF, *et al.* Dose effect of high frequency nanosecond pulse bursts on muscle contraction of rabbit *in vivo*[J]. *High Volt Eng*, 2018, 44(6): 1913-1921.

[33] Ruiz-Fernandez AR, Campos L, Gutierrez-Maldonado SE, *et al.* Nanosecond pulsed electric field (nsPEF): opening the biotechnological pandora's box[J]. *Int J Mol Sci*, 2022, 23(11):

6158.

[34] Vadlamani RA, Nie Y, Detwiler DA, *et al.* Nanosecond pulsed electric field induced proliferation and differentiation of osteoblasts and myoblasts[J]. *J R Soc Interface*, 2019, 16(155): 20190079.

[35] Cadossi R, Massari L, Racine-Avila J, *et al.* Pulsed electromagnetic field stimulation of bone healing and joint preservation: cellular mechanisms of skeletal response[J]. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*, 2020, 4(5): e1900155.

[36] Di Bartolomeo M, Cavani F, Pellacani A, *et al.* Pulsed electromagnetic field (PEMF) effect on bone healing in animal models: a review of its efficacy related to different type of damage[J]. *Biology (Basel)*, 2022, 11(3): 402.

本文编辑 崔丽君