



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118806387 A

(43) 申请公布日 2024.10.22

(21) 申请号 202310461040.5

G16H 40/60 (2018.01)

(22) 申请日 2023.04.20

(71) 申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518055 广东省深圳市南山区深圳大学
学城学苑大道1068号

(72) 发明人 王琳 王烨 李光林 杜世伟
张一栏 庄云集

(74) 专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事
务所(普通合伙) 44316
专利代理师 张桂平

(51) Int. Cl.

A61B 17/34 (2006.01)

A61B 34/20 (2016.01)

A61B 34/10 (2016.01)

A61B 90/50 (2016.01)

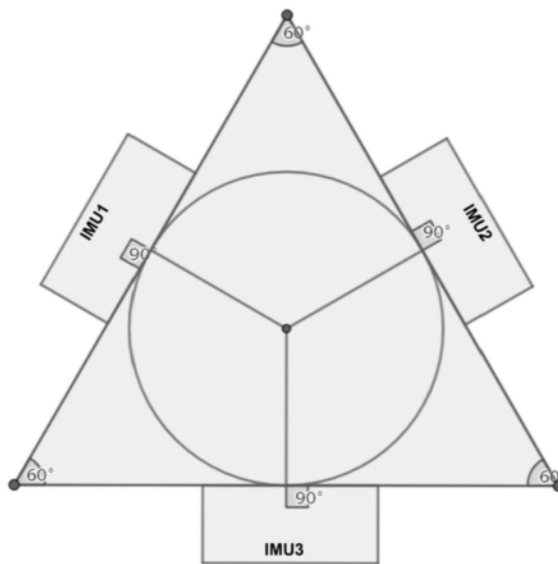
权利要求书1页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法及装置

(57) 摘要

本发明涉及一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法及瞄准器,包括:设计模块安装装置,将三个IMU模块安装在模块安装装置上,三个IMU模块绕模块安装装置中心位置中心对称且各相差60度;设计辅具,将模块安装装置可拆卸地连接在辅具上,模块安装装置在辅具的辅助下具有3个转动自由度;基于惯性导航技术,使用模块安装装置实时获取穿刺针的方向角度,结合术前规划的穿刺路径的方向角度,实现术中精准导航。本发明通过将多个惯性传感模块与一种个性化定制的机械结构集成使用,旨在解决含有惯性传感模块的穿刺导引装置在三维空间中由人手操控移动行进时容易产生方向角度偏移失准的问题。



1. 一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,包括以下步骤:

S101: 设计模块安装装置,将三个IMU模块安装在模块安装装置上,三个IMU模块绕模块安装装置中心位置中心对称且各相差60度;

S102: 设计辅具,将模块安装装置可拆卸地连接在辅具上,模块安装装置在辅具的辅助下具有3个转动自由度;

S103: 基于惯性导航技术,使用模块安装装置实时获取穿刺针的方向角度,结合术前规划的穿刺路径的方向角度,实现术中精准导航。

2. 根据权利要求1所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,模块安装装置设计为:3个IMU模块分别安装于形状为等边三角形的三条边的侧面,每个IMU模块之间的横滚角Roll、绕IMU自身X轴的角度相差 60° 。

3. 根据权利要求1所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,模块安装装置在三维空间中总是做刚体运动。

4. 根据权利要求1所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,术前规划的穿刺路径的方向角度包括:分别计算IMU1的方向角度 $(\alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$ 与IMU3的方向角度 $(\alpha_3, \beta_3, \gamma_3)$,以及IMU2的方向角度 $(\alpha_2, \beta_2, \gamma_2)$ 与IMU3的方向角度 $(\alpha_3, \beta_3, \gamma_3)$,针对每个IMU模块得到2组方向角度数据。

5. 根据权利要求1所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,使用IMU模块的加速度数据进行纯数学计算进行精准的方向角度控制。

6. 根据权利要求1所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,由于IMU模块在运动中会偶然输出0值加速度,通过求取2组方向角度的平均值减少峰值误差。

7. 根据权利要求1所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,其特征在于,辅具包括:支撑底座;可伸缩的垂直支撑杆,安装在支撑底座上;可锁止的球铰链,分布于水平伸缩杆的两端,一球铰链连接在垂直支撑杆和水平伸缩杆之间;水平伸缩杆,其长度满足手术操作空间范围;刚性连接结构,位于水平伸缩杆末端球铰链处,连接模块安装装置。

8. 一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准器,其特征在于,包括:

模块安装装置,将三个IMU模块安装在模块安装装置上,三个IMU模块绕模块安装装置中心位置中心对称且各相差60度;

辅具,将模块安装装置可拆卸地连接在辅具上,模块安装装置在辅具的辅助下具有3个转动自由度。

9. 根据权利要求8所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准器,其特征在于,模块安装装置为:3个IMU模块分别安装于形状为等边三角形的三条边的侧面,每个IMU模块之间的横滚角Roll、绕IMU自身X轴的角度相差 60° 。

10. 根据权利要求8所述的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准器,其特征在于,辅具包括:支撑底座;可伸缩的垂直支撑杆,安装在支撑底座上;可锁止的球铰链,分布于水平伸缩杆的两端,一球铰链连接在垂直支撑杆和水平伸缩杆之间;水平伸缩杆,其长度满足手术操作空间范围;刚性连接结构,位于水平伸缩杆末端球铰链处,连接模块安装装置。

基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及颅内血肿微创清除术辅助机器人领域,具体而言,涉及一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法及装置。

背景技术

[0002] 世界卫生组织在2020年底报道指出,脑卒中(Stroke,又叫中风)成为近年来仅次于心脏病的全球第二大致死病因,2019年统计有超过600万人死于该病,占全球总死亡人数的11%。它是一种急性脑血管疾病,主要分为缺血性和出血性脑卒中(Cerebral Hemorrhage,又叫脑出血或脑溢血),其中后者死亡率较高。而颅内血肿(ICH, Intracranial Hematoma)的形成不仅限于脑出血,也可能由外伤所致。因此,针对颅内血肿此类高危疾病,在神经内科保守药物治疗未见成效的情况下,必须及时进行颅内血肿清除手术,例如微创置管引流术等。但如果缺少神经外科导航系统的有效辅助,则会给患者带来极大的手术风险与病痛折磨。这就更加凸显了神经外科导航系统的重要作用。

[0003] 对于开颅式颅内血肿清除方法,患者不仅要承受巨大痛苦,而且手术极易诱发感染,手术失败率高,即使手术成功也容易引起一些术后并发症,影响治愈效果。随着最近几十年医学成像技术的蓬勃发展,微创手术时代开启。很多颅内血肿患者可以接受微创置管引流术的治疗,该方法要求对颅内血肿进行精确定位。常见的颅内血肿定位方法包括徒手解剖标志定位、有框架和无框架的立体定向导航(机械式、光学或电磁等)、智能手持设备陀螺仪定位、智能手持设备增强现实定位、头戴式混合现实定位等。方法很多但万变不离其宗,无论传统的徒手解剖标志定位法,还是先进的导航设备辅助定位法,都必须先在术前规划好穿刺路径。医生根据CT或MRI的医学影像信息构造出的颅内三维“地图”并结合解剖学知识,制定一条最佳穿刺路径,然后在术中使穿刺导引装置(穿刺针)尽可能按照规划路径行进,最终命中病灶靶点。

[0004] 徒手解剖标志定位法不依赖任何导航辅助设备,仅需在患者剃光的头部遵循解剖学知识进行标志描绘,而后纯粹凭借主刀医生的个人经验实施穿刺手术,这就导致该方法的稳定性、传承性和普及性都很差。有框架的立体定向导航需要将患者头部硬性固定,也就是说,需要在患者头部打颅骨固定钉,而且只能对患者进行半麻醉处理。因此,该硬性固定过程会使患者非常煎熬,尤其对于一些儿童患者更加难以完成手术。虽然在手术最核心的颅内血肿定位问题上,徒手解剖标志定位法目前仍能提供最精准定位,但考虑到手术操作时间、硬性固定头部、框架可能遮挡穿刺路径等诸多弊端,该方法已趋淘汰。

[0005] 相较之下,无框架的立体定向导航在一定程度上可以解决上述问题,同时保持了毫米级的定位精度,但是导航系统造价十分昂贵,一台设备售价高达数百万到上千万元,属于较稀缺医疗资源,目前仍不能惠及全民。本质上,光学和电磁导航系统都是利用电磁波定位原理,在三维空间中建立特定坐标系,标定患者头部与手术操作空间的位置关系,实现穿刺导航。二者的区别在于光学导航系统追踪导引装置(穿刺针)尾部的运动轨迹,而电磁导航系统能够追踪穿刺针尖端的运动轨迹;另外,前者仍需硬性固定头部、存在一定光学遮

挡、标定操作繁琐耗时,而后者无需硬性固定头部、操作时间较短,但存在金属干扰问题。

[0006] 智能手持设备陀螺仪定位、智能手持设备增强现实定位、头戴式混合现实定位等方法本质上都是利用三维空间中物体之间的方向角度关系,即在规划穿刺路径时,基于CT或MRI的医学影像信息,获取所规划穿刺路径分别与矢状面、冠状面、横断面构成的三个夹角,而后再通过各自不同的技术手段重建穿刺轨迹(穿刺针运动方向)与患者头部以及颅内血肿的方向角度关系,实现穿刺导航。由于此类方法在最核心的定位精度方面还有待提高,因此目前市面上没有形成具备竞争力的成熟产品,也并非医院主流的颅内血肿定位方法。但是,以智能手持设备陀螺仪定位为例,仅需一部智能手机就能够完成如此复杂的穿刺手术。该方法的便携灵活、易于使用、无需硬性固定头部、低成本等特点使其具备更多发展潜力,有望造福我国乃至世界广大的颅内血肿患者。

[0007] 实际上,智能手持设备陀螺仪定位是利用了惯性导航原理,即惯性测量单元(IMU, Inertial Measurement Unit)通常包含加速度计、陀螺仪、磁强计,分别可测量IMU自身在三维空间中X、Y、Z轴的加速度矢量、角速度矢量、磁场强度矢量。当旋转IMU时,陀螺仪测得IMU自身的旋转角速度,通过结合时间变量计算积分,可以获取IMU由初始姿态到最终姿态的在三个坐标轴上的方向角度变化值(Roll横滚角、Pitch俯仰角、Yaw偏航角)。然而,这样单独使用陀螺仪计算角度过于简单粗暴,会产生较大的积分误差,且随时间推移,误差累计增大。因此,往往需要结合加速度计和磁强计,利用Kalman滤波、互补滤波等算法不断修正误差,从而计算出相对精准的方向角度。随着传感器硬件工艺的改良与发展,目前业内广泛使用的微机电系统(MEMS, Micro-Electro-Mechanical System) IMU芯片具有微型化、低成本、低功耗的特点,一般商用IMU模块的角度误差可以控制在 0.1° 以内,即使受到强磁干扰也依然精准。然而,手动操控IMU模块在空间中沿特定轨迹行进时,总会有难以维持在固定方向角度的问题,而且积分误差随时间推移不断累积导致偏航角度容易失准。关于如何利用IMU方向角度对颅内血肿进行实时定位的具体方法描述,可以在已授权的专利《颅内穿刺方法、颅内穿刺装置、颅内穿刺系统及存储介质》(申请号:CN202110729676.4)和已授权的专利《Intracranial puncture method, intracranial puncture apparatus, intracranial puncture system and storage medium》(申请号:LU500668)中详细查看,此处不再赘述。

[0008] 首先,针对颅内血肿清除的开颅手术方法会使患者承受巨大痛苦,且手术极易诱发感染,手术失败率高,即使手术成功也容易引起一些术后并发症,影响治愈效果。本发明利用惯性导航原理,实时精准定位颅内血肿,辅助神经外科医生实现微创手术治疗,即颅内血肿穿刺置管引流术。

[0009] 其他可用于颅内血肿穿刺置管引流术的颅内血肿定位导航方法、辅助系统包括:徒手解剖标志定位、有框架和无框架的立体定向导航(机械式、光学或电磁等)、智能手持设备陀螺仪定位、智能手持设备增强现实定位、头戴式混合现实定位等。

[0010] 徒手解剖标志定位法需要在患者剃光的头部遵循解剖学知识进行标志描绘,而后纯粹凭借主刀医生的个人经验实施穿刺手术,因此,该方法的稳定性、传承性和普及性都很差。本发明基于惯性导航技术,实现对颅内血肿的实时、精准定位,操作简单、易用,具有良好的稳定性,容易推广普及。

[0011] 有框架的立体定向导航需要将患者头部“硬性固定”,也就是说,需要在患者头部打颅骨固定钉,而且只能对患者进行半麻醉处理。因此,该硬性固定的过程会使患者非常煎

熬,尤其对于一些儿童患者更加难以完成手术。本发明避免硬性固定头部,术中头部可移动,有效缓解患者的手术痛苦且使医生能够更舒适地完成手术操作。

[0012] 无框架的立体定向导航系统(光学或电磁)造价十分昂贵,一台设备售价高达数百万到上千万元,属于较稀缺医疗资源,目前仍不能惠及全民。光学导航系统仍需硬性固定头部、存在一定光学遮挡、标定操作繁琐耗时,而电磁导航系统存在金属干扰问题。本发明兼具高精度定位与低成本的特点,有望覆盖医疗水平欠发达地区,造福颅内血肿患者。

[0013] 智能手持设备陀螺仪定位、智能手持设备增强现实定位、头戴式混合现实定位方法都存在一定程度上的定位精度不准问题,误差往往都处于厘米级别,因此,适用穿刺手术人群严重受限(如特定位置、特定尺寸的血肿)。本发明通过将多个IMU模块与一种个性化定制的机械结构集成,确保穿刺精度达到毫米级别,以更高几率命中病灶靶点从而提高手术效果(即血肿引流效率),并且有望适用于更广泛的颅内血肿患者。

发明内容

[0014] 本发明实施例提供了一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法及装置,以至少解决现有颅内穿刺偏航角度易失准的技术问题。

[0015] 根据本发明的一实施例,提供了一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法,包括以下步骤:

[0016] S101:设计模块安装装置,将三个IMU模块安装在模块安装装置上,三个IMU模块绕模块安装装置中心位置中心对称且各相差60度;

[0017] S102:设计辅具,将模块安装装置可拆卸地连接在辅具上,模块安装装置在辅具的辅助下具有3个转动自由度;

[0018] S103:基于惯性导航技术,使用模块安装装置实时获取穿刺针的方向角度,结合术前规划的穿刺路径的方向角度,实现术中精准导航。

[0019] 进一步地,模块安装装置设计为:3个IMU模块分别安装于形状为等边三角形的三条边的侧面,每个IMU模块之间的横滚角 α_0 、绕IMU自身X轴的角度相差 60° 。

[0020] 进一步地,模块安装装置在三维空间中总是做刚体运动。

[0021] 进一步地,术前规划的穿刺路径的方向角度包括:分别计算IMU1的方向角度 $(\alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$ 与IMU3的方向角度 $(\alpha_3, \beta_3, \gamma_3)$,以及IMU2的方向角度 $(\alpha_2, \beta_2, \gamma_2)$ 与IMU3的方向角度 $(\alpha_3, \beta_3, \gamma_3)$,针对每个IMU模块得到2组方向角度数据。

[0022] 进一步地,使用IMU模块的加速度数据进行纯数学计算进行精准的方向角度控制。

[0023] 进一步地,由于IMU模块在运动中会偶然输出0值加速度,通过求取2组方向角度的平均值减少峰值误差。

[0024] 进一步地,辅具包括:支撑底座;可伸缩的垂直支撑杆,安装在支撑底座上;可锁止的球铰链,分布于水平伸缩杆的两端,一球铰链连接在垂直支撑杆和水平伸缩杆之间;水平伸缩杆,其长度满足手术操作空间范围;刚性连接结构,位于水平伸缩杆末端球铰链处,连接模块安装装置。

[0025] 根据本发明的另一实施例,提供了一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准装置,包括:

[0026] 模块安装装置,将三个IMU模块安装在模块安装装置上,三个IMU模块绕模块安装

装置中心位置中心对称且各相差60度；

[0027] 辅具，将模块安装装置可拆卸地连接在辅具上，模块安装装置在辅具的辅助下具有3个转动自由度。

[0028] 进一步地，模块安装装置为：3个IMU模块分别安装于形状为等边三角形的三条边的侧面，每个IMU模块之间的横滚角 θ_{roll} 、绕IMU自身X轴的角度相差 60° 。

[0029] 进一步地，辅具包括：支撑底座；可伸缩的垂直支撑杆，安装在支撑底座上；可锁止的球铰链，分布于水平伸缩杆的两端，一球铰链连接在垂直支撑杆和水平伸缩杆之间；水平伸缩杆，其长度满足手术操作空间范围；刚性连接结构，位于水平伸缩杆末端球铰链处，连接模块安装装置。

[0030] 一种存储介质，存储介质存储有能够实现上述任意一项基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法的程序文件。

[0031] 一种处理器，处理器用于运行程序，其中，程序运行时执行上述任意一项的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法。

[0032] 本发明实施例中的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法及瞄准器，通过将多个惯性传感模块与一种个性化定制的机械结构集成使用，旨在解决含有惯性传感模块的穿刺导引装置（穿刺针）在三维空间中由人手操控移动行进时容易产生方向角度偏移失准的问题。本发明能够优化偏航角度易失准的问题，保证穿刺针严格按照所规划的穿刺路径行进，提高惯性导航的穿刺精准度。

附图说明

[0033] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解，构成本申请的一部分，本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明，并不构成对本发明的不当限定。在附图中：

[0034] 图1为本发明中三角环形装置示意图；

[0035] 图2为本发明中穿刺手术辅具示意图；

[0036] 图3为本发明实验操作图。

具体实施方式

[0037] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分的实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都应当属于本发明保护的范围。

[0038] 需要说明的是，本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别类似的对象，而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该理解这样使用的数据在适当情况下可以互换，以便这里描述的本发明的实施例能够以除了在这里图示或描述的那些以外的顺序实施。此外，术语“包括”和“具有”以及他们的任何变形，意图在于覆盖不排他的包含，例如，包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元，而是可包括没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0039] 实施例1

[0040] 市面上现有的神经外科导航系统操作繁琐、价格高昂,不易推广到医疗水平欠发达地区,本发明为此设计了一种基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准器,通过将多个惯性传感模块与一种个性化定制的机械结构集成使用,旨在解决含有惯性传感模块的穿刺导引装置(穿刺针)在三维空间中由人手操控移动行进时容易产生方向角度偏移失准的问题。本发明能够优化偏航角度易失准的问题,保证穿刺针严格按照所规划的穿刺路径行进,提高惯性导航的穿刺精准度。另外,本发明不仅能够对颅内血肿进行实时、精准定位,辅助神经外科医生施展颅内血肿微创清除术;而且具有便携灵活、易于使用、无需硬性固定头部、低成本等特点,力争实现为我国广大乡镇地区的脑出血患者提供科学精准和高性价比的医疗服务。

[0041] 本发明将多个IMU模块与一种个性化定制的机械结构集成使用,保留便携灵活、易于使用、无需硬性固定头部、低成本等特点,同时又能够确保穿刺时导引装置严格按照所规划的穿刺路径进行穿刺,属于一种创新方案。

[0042] 本发明技术方案主要包括两部分内容:(1)一种基于惯性导航技术的多传感器融合方法;(2)一种面向颅内血肿穿刺引流术的个性化定制机械结构设计。本发明将这两部分内容结合,进行系统集成开发,利用IMU模块与个性化定制的机械结构,实现对颅内血肿穿刺轨迹的定向瞄准。

[0043] 本发明的技术方案详细阐述如下:

[0044] (一)本发明技术方案的第一部分内容是基于惯性导航技术,设计一种多传感器融合方法,以改善IMU模块在计算偏航角度时随时间推移产生的积分误差问题。为避免使用积分计算角度,首先设计一种三角环形装置,如图1所示,3个IMU模块分别固定于形状为等边三角形的三条边(三个侧面),使每个IMU模块之间的横滚角Roll(绕IMU自身X轴的角度)相差 60° 。

[0045] 每个IMU模块用*i*表示,位姿变化用 ω 表示,横滚角Roll用 α 表示,俯仰角Pitch用 β 表示,偏航角Yaw用 γ 表示,则对于其自身坐标系 $O_i: X_i - Y_i - Z_i$ 可以用数学公式描述如下:

$$[0046] \quad \omega_i = (\dot{\alpha}_i \quad \dot{\beta}_i \quad \dot{\gamma}_i)^T \quad (1)$$

[0047] 每个IMU模块测量的线性加速度值可表述为:

$$[0048] \quad a_i = (a_{x_i} \quad a_{y_i} \quad a_{z_i})^T g \quad (2)$$

[0049] 其中*g*为重力加速度(9.81m/s²)。鉴于各组件都被机械地固定在一起,每个IMU模块产生的全局线性加速度 a_0 是相同的,其自身加速度到全局加速度的转换应该也是相同的,也就是说,该装置在三维空间中总是做刚体运动。因此,

$$[0050] \quad a_0 = {}^0R_1 a_1 \quad (3)$$

$$[0051] \quad a_0 = {}^0R_2 a_2 \quad (4)$$

$$[0052] \quad a_0 = {}^0R_3 a_3 \quad (5)$$

[0053] 其中 0R_1 、 0R_2 、 0R_3 是唯一的三维旋转群SO(3)映射,分别将IMU1、IMU2、IMU3的自身加速度投影到全局加速度。由公式(3)~(5)可得,

$$[0054] \quad {}^0R_1 a_1 = {}^0R_2 a_2 = {}^0R_3 a_3 \quad (6)$$

[0055] 根据旋转矩阵性质,任何给定的旋转矩阵*R*必然是正交的,因此,

[0056] $R^T R = R R^T = I_3$ (7)

[0057] ${}^i R_j^{-1} = {}^i R_j^T = {}^j R_i$ (8)

[0058] 其中 I_3 是三阶单位矩阵。因此,根据上述旋转矩阵运算法则,公式(6)可以被扩展为:

[0059] $a_1 = {}^1 R_0 {}^0 R_2 a_2 = {}^1 R_2 a_2$ (9)

[0060] $a_2 = {}^2 R_0 {}^0 R_1 a_1 = {}^2 R_1 a_1 = {}^1 R_2^T a_1$ (10)

[0061] $a_1 = {}^1 R_0 {}^0 R_3 a_3 = {}^1 R_3 a_3$ (11)

[0062] $a_3 = {}^3 R_0 {}^0 R_1 a_1 = {}^3 R_1 a_1 = {}^1 R_3^T a_1$ (12)

[0063] $a_2 = {}^2 R_0 {}^0 R_3 a_3 = {}^2 R_3 a_3$ (13)

[0064] $a_3 = {}^3 R_0 {}^0 R_2 a_2 = {}^3 R_2 a_2 = {}^2 R_3^T a_2$ (14)

[0065] 其中公式(9)和(10)是描述IMU1与IMU2的关系,公式(11)和(12)是描述IMU1与IMU3的关系,公式(13)和(14)是描述IMU2与IMU3的关系。三对关系的后续计算方法相同,虽然使用2个IMU模块就可以实现无积分方法计算偏航角,但额外增加1个IMU,衍生出额外的2组计算公式,有助于增强本发明的算法稳定性。由于计算方法相同,下面将只针对IMU1与IMU2的关系展开详细的计算方法描述,其余2组关系不再赘述。

[0066] 鉴于2个IMU的相对方向角度不变,也就是说, ${}^1 R_2$ 或 ${}^2 R_1$ 不会随着三角环形装置的移动而变化,因此,可以通过标定实验得出 ${}^1 R_2$ 的唯一解,表示如下:

[0067] ${}^1 R_2 = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}$ (15)

[0068] 其中 r_{ij} 应满足正交归一化条件:

[0069] ${}^1 R_2^T {}^1 R_2 = I_3$ (16)

[0070] 因此,求解 ${}^1 R_2$ 就成了一个解决带约束条件的非线性最小二乘法优化问题,如下所示:

[0071]
$$\text{minimize } \sum_{k=1}^{n_c} (a_{1,k} - {}^1 R_2 a_{2,k})^T (a_{1,k} - {}^1 R_2 a_{2,k}) + \sum_{k=1}^{n_c} (a_{2,k} - {}^2 R_1 a_{1,k})^T (a_{2,k} - {}^2 R_1 a_{1,k})$$

[0072]
$$\text{subjected to } {}^1 R_2^T {}^1 R_2 - I_3 = 0_3$$
 (17)

[0073] 其中 n_c 表示标定实验产生的样本数量。公式(17)是相对于 ${}^1 R_2$ 和 ${}^2 R_1$ 进行的对称式构建,以确保公平优化2个IMU模块的计算误差。下一步按照Levenberg-Marquardt等优化算法对实验所得加速度数据进行处理计算,即可获得方位矩阵 ${}^1 R_2$ 。

[0074] 根据公式(6)和(10),可得:

[0075] ${}^0 R_1 a_1 - {}^0 R_2 a_2 = 0$

[0076] ${}^0 R_1 a_1 - {}^0 R_2 {}^2 R_1 a_1 = 0$

[0077] $({}^0 R_1 - {}^0 R_2 {}^2 R_1) a_1 = 0$ (18)

[0078] 由于 a_1 不总为0,因此:

$$[0079] \quad {}^0R_1 = {}^0R_2 {}^2R_1 \quad (19)$$

[0080] 任何给定的旋转矩阵,都可以分解为三个围绕全局坐标系有序且连续的横滚角-俯仰角-偏航角的旋转,如下所示:

$$[0081] \quad R_{x_0}(\alpha_1)R_{y_0}(\beta_1)R_{z_0}(\gamma_1) = R_{x_0}(\alpha_2)R_{y_0}(\beta_2)R_{z_0}(\gamma_2) {}^1R_2 \quad (20)$$

[0082] 其中 1R_2 为已知量,其余变量如下:

$$[0083] \quad R_{x_0}(\alpha_i) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha_i & -\sin\alpha_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i \end{pmatrix} \quad i = 1, 2 \quad (21)$$

$$[0084] \quad R_{y_0}(\beta_i) = \begin{pmatrix} \cos\beta_i & 0 & \sin\beta_i \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta_i & 0 & \cos\beta_i \end{pmatrix} \quad i = 1, 2 \quad (22)$$

$$[0085] \quad R_{z_0}(\gamma_i) = \begin{pmatrix} \cos\gamma_i & -\sin\gamma_i & 0 \\ \sin\gamma_i & \cos\gamma_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad i = 1, 2 \quad (23)$$

[0086] 横滚角 α 和俯仰角 β 都可以使用反三角函数计算,如下所示:

$$[0087] \quad \alpha_i = \arctan2\left(-a_{x_i}, \sqrt{a_{y_i}^2 + a_{z_i}^2}\right) \quad i = 1, 2 \quad (24)$$

$$[0088] \quad \beta_i = \arctan2(a_{y_i}, a_{z_i}) \quad i = 1, 2 \quad (25)$$

[0089] 至此,未知变量仅剩偏航角 γ_1 和 γ_2 。

[0090] 然后,在公式(20)的等式两边分别从左乘 $R_{y_0}(\beta_1) {}^T R_{x_0}(\alpha_1) {}^T$,使之变为:

$$[0091] \quad R_{z_0}(\gamma_1) = R_{y_0}(\beta_1) {}^T R_{x_0}(\alpha_1) {}^T R_{x_0}(\alpha_2)R_{y_0}(\beta_2)R_{z_0}(\gamma_2) {}^1R_2 \quad (26)$$

[0092] 通过扩展公式(26)可以得到9个包含 γ_1 和 γ_2 的非线性方程,再利用Maple等数学软件可进一步推导得出下列闭式表达式:

$$[0093] \quad R_{z_0}(\gamma_1) = \Lambda(\gamma_2) = \begin{pmatrix} \Lambda_{11}(\gamma_2) & \Lambda_{12}(\gamma_2) & \Lambda_{13} \\ \Lambda_{21}(\gamma_2) & \Lambda_{22}(\gamma_2) & \Lambda_{23} \\ \Lambda_{31} & \Lambda_{32} & \Lambda_{33} \end{pmatrix} \quad (27)$$

[0094] 其中 $\Lambda(\gamma_2)$ 是正交矩阵的乘法运算,因此,应满足下列正交归一化条件:

$$[0095] \quad \Lambda_{11}^2(\gamma_2) + \Lambda_{12}^2(\gamma_2) + \Lambda_{13}^2 = 1 \quad (28)$$

$$[0096] \quad \Lambda_{21}^2(\gamma_2) + \Lambda_{22}^2(\gamma_2) + \Lambda_{23}^2 = 1 \quad (29)$$

$$[0097] \quad \Lambda_{31}^2 + \Lambda_{32}^2 + \Lambda_{33}^2 = 1 \quad (30)$$

$$[0098] \quad \Lambda_{11}^2(\gamma_2) + \Lambda_{21}^2(\gamma_2) + \Lambda_{31}^2 = 1 \quad (31)$$

$$[0099] \quad \Lambda_{12}^2(\gamma_2) + \Lambda_{22}^2(\gamma_2) + \Lambda_{32}^2 = 1 \quad (32)$$

$$[0100] \quad \Lambda_{13}^2(\gamma_2) + \Lambda_{23}^2(\gamma_2) + \Lambda_{33}^2 = 1 \quad (33)$$

[0101] 另外,根据公式(23)与(27)可得:

$$[0102] \quad \begin{pmatrix} \cos\gamma_1 & -\sin\gamma_1 \\ \sin\gamma_1 & \cos\gamma_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Lambda_{11}(\gamma_2) & \Lambda_{12}(\gamma_2) \\ \Lambda_{21}(\gamma_2) & \Lambda_{22}(\gamma_2) \end{pmatrix} \quad (34)$$

[0103] 且 $\Lambda_{33}^2 = 1$ 。因此， $\Lambda_{33} = 1$ 或者 $\Lambda_{33} = -1$ ，分别表示顺时针或者逆时针旋转。

[0104] 根据公式(28)~(34)可以推出：

$$[0105] \quad \Lambda_{11}^2(\gamma_2) + \Lambda_{12}^2(\gamma_2) = 1 \rightarrow \Lambda_{13} = 0 \quad (35)$$

$$[0106] \quad \Lambda_{11}^2(\gamma_2) + \Lambda_{21}^2(\gamma_2) = 1 \rightarrow \Lambda_{31} = 0 \quad (36)$$

$$[0107] \quad \Lambda_{21}^2(\gamma_2) + \Lambda_{22}^2(\gamma_2) = 1 \rightarrow \Lambda_{23} = 0 \quad (37)$$

$$[0108] \quad \Lambda_{12}^2(\gamma_2) + \Lambda_{22}^2(\gamma_2) = 1 \rightarrow \Lambda_{32} = 0 \quad (38)$$

[0109] 最后得到2个关于 γ_1 和 γ_2 的独立非线性方程：

$$[0110] \quad f(\gamma_1, \gamma_2) = \begin{pmatrix} \cos\gamma_1 - \Lambda_{11}(\gamma_2) \\ \sin\gamma_1 - \Lambda_{21}(\gamma_2) \end{pmatrix} = 0 \quad (39)$$

[0111] 受制于下列约束条件：

$$[0112] \quad c(\gamma_1, \gamma_2) = \begin{pmatrix} \Lambda_{11}(\gamma_2) - \Lambda_{22}(\gamma_2) \\ \Lambda_{12}(\gamma_2) + \Lambda_{21}(\gamma_2) \end{pmatrix} = 0 \quad (40)$$

[0113] 该方程的求解属于具有非线性约束的最小化问题，可采用顺序二次规划(SQP)算法进行求解，最终得到偏航角 γ_1 和 γ_2 。

[0114] 同理，根据公式(11)、(12)以及公式(13)、(14)，可用于分别计算IMU1的方向角度 $(\alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$ 与IMU3的方向角度 $(\alpha_3, \beta_3, \gamma_3)$ ，以及IMU2的方向角度 $(\alpha_2, \beta_2, \gamma_2)$ 与IMU3的方向角度 $(\alpha_3, \beta_3, \gamma_3)$ ，于是针对每个IMU模块都得到了2组方向角度数据。由于IMU模块在运动中可能会偶然输出0值加速度，导致计算过程中产生峰值误差，通过求取2组方向角度的平均值可以在一定程度上减少峰值误差。综上所述，仅使用IMU模块的加速度数据进行纯数学计算即可实现精准的方向角度，此即为本发明方案的第一部分内容，利用多传感器融合方法实现无积分偏航角计算。

[0115] (二)基于上述多传感器融合算法，三角环形装置可用于实时获取穿刺针的方向角度，结合术前规划的穿刺路径的方向角度，即可实现术中精准导航。然而，若医生手拿穿刺导引装置进行穿刺，需要根据动态的方向角度信息不断调整穿刺轨迹，势必会产生额外的人工误差。因此，本发明方案的第二部分内容是设计一种个性化定制机械结构，作为穿刺手术辅具，用于固定三角环形装置，该辅具示意图如图2所示。

[0116] 该辅具包括：支撑底座1，带有5个可拆卸式真空吸盘，确保辅具在使用过程中静止，不使用时方便移动；垂直支撑杆2，可伸缩，高度可变；可锁止球铰链3，分布于水平伸缩杆4的两端，使得其所连接杆件具有空间3个转动自由度，方便调节相应角度，并且调节完成后固定可锁止球铰链3，防止晃动；水平伸缩杆4，其长度满足手术操作空间范围，即，以患者头部为圆心直径约1米左右；刚性连接结构5，位于水平伸缩杆4末端球铰链处，用于连接并固定三角环形装置。

[0117] 与现有技术相比，本发明的优点为：

[0118] 本发明提出的多传感器融合方法，有效减少IMU模块计算偏航角的积分漂移误差，同时结合一种个性化定制结构的穿刺手术辅具，用于辅助颅内血肿穿刺术，实现穿刺轨迹的实时精准导航。相对于现有神经外科导航技术的最大优势是灵活便捷、操作简单易用、低成本、无需硬性固定头部，并维持高精度。

[0119] 本发明已经过实验验证,图3是实验中使用IMU模块获取方向角度,模拟穿刺手术。在IMU模块的标定实验中,测得IMU模块的横滚角、俯仰角、偏航角最大误差为 1.2° 、最小误差为 0.01° ,平均绝对误差(MAE)为 0.52° (横滚角MAE为 0.11° ,俯仰角MAE为 0.79° ,偏航角MAE为 0.66°)。3个方向角度的MAE都低于 1° ,穿刺精度理论上可以达到毫米级。

[0120] 实施例2

[0121] 一种存储介质,存储介质存储有能够实现上述任意一项基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法的程序文件。

[0122] 实施例3

[0123] 一种处理器,处理器用于运行程序,其中,程序运行时执行上述任意一项的基于惯性导航技术的颅内穿刺轨迹定向瞄准方法。

[0124] 上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0125] 在本发明的上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中沒有详述的部分,可以参见其他实施例的相关描述。

[0126] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的技术内容,可通过其它的方式实现。其中,以上所描述的系统实施例仅仅是示意性的,例如单元的划分,可以为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,单元或模块的间接耦合或通信连接,可以是电性或其它的形式。

[0127] 作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0128] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0129] 集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可为个人计算机、服务器或者网络设备)执行本发明各个实施例方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、移动硬盘、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0130] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

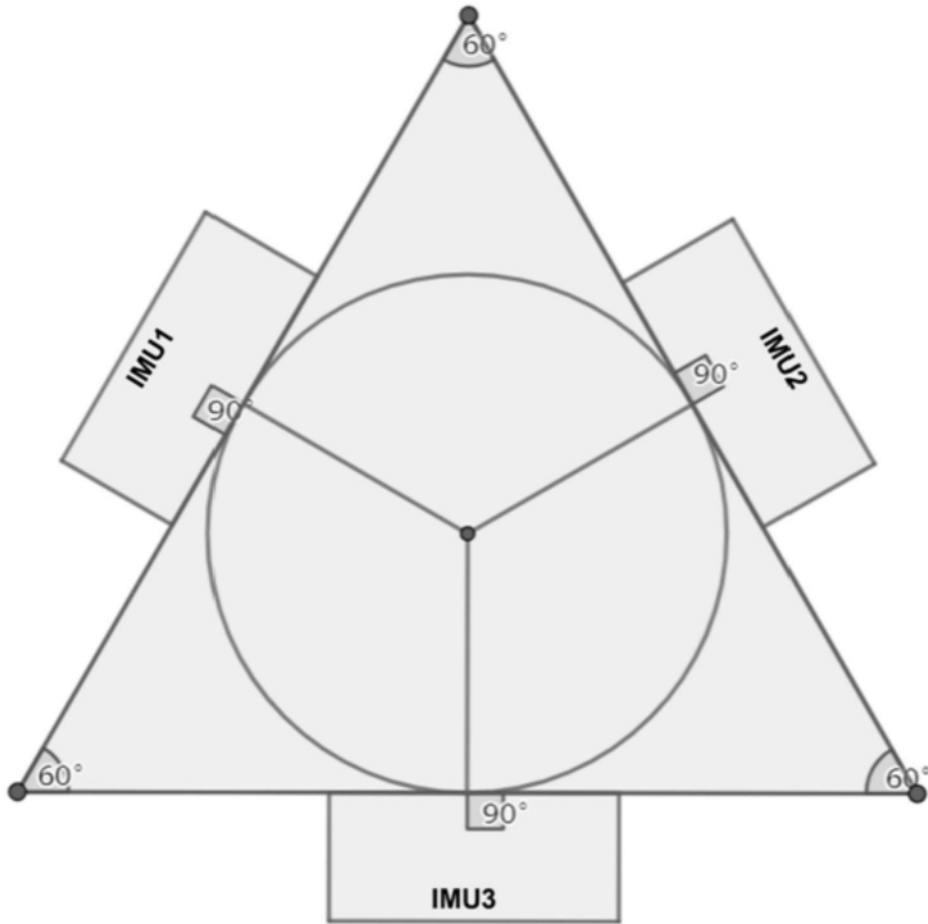


图1

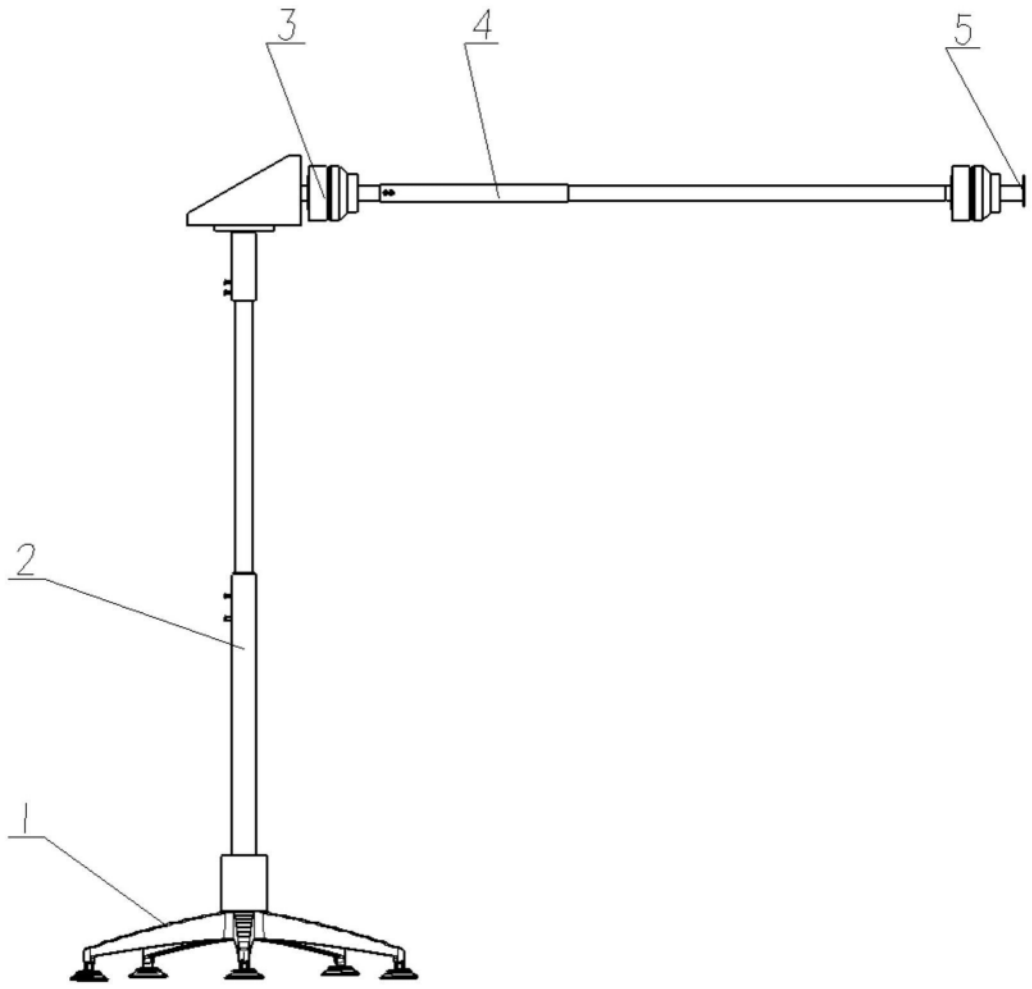


图2

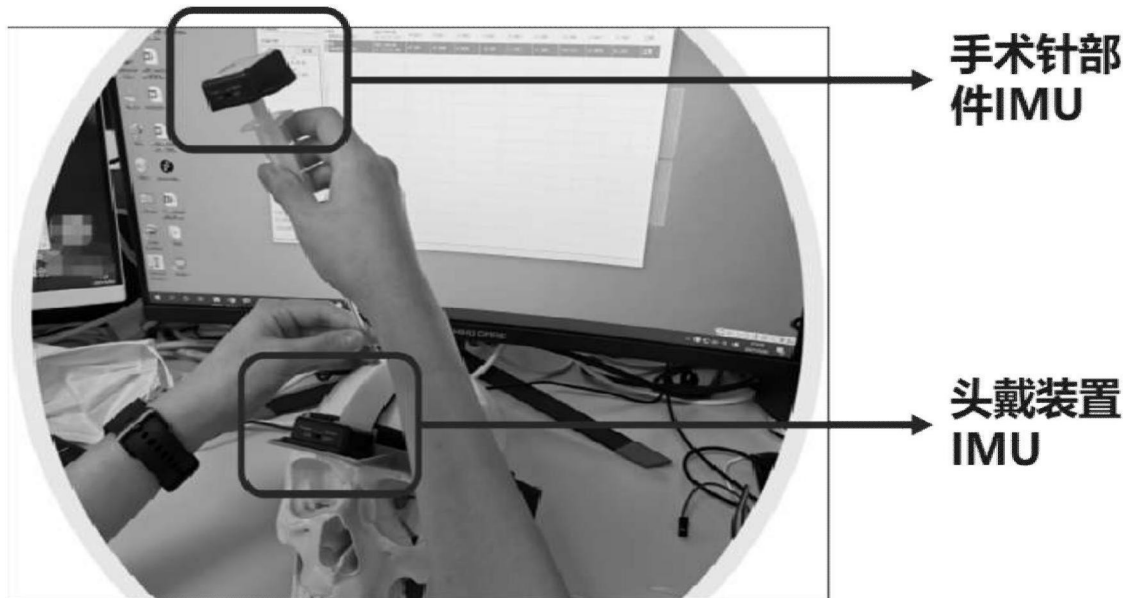


图3