



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102258399 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201110107671. 4

审查员 李澍歆

(22) 申请日 2011. 04. 28

(73) 专利权人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 林艳萍 汪方 王成焘

(74) 专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王锡麟 王桂忠

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 201067403 Y, 2008. 06. 04, 全文.

WO 2008/086613 A1, 2008. 07. 24, 全文.

CN 101069964 A, 2007. 11. 14, 全文.

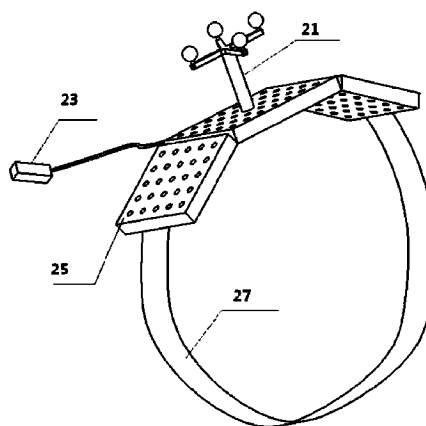
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 2 页

(54) 发明名称

超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器

(57) 摘要

一种医疗器械技术领域中的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器。包括：光学定位参考架、超声换能器点阵装置、数据交换接口及可调节长度的绷带，光学定位参考架通过刚性连接固定在超声换能器点阵装置上，超声换能器点阵装置通过可调节长度的绷带固定的手术部位，超声换能器点阵装置引出数据交换接口，数据交换接口将超声换能器点阵装置将采集到的超声信息实时发送给手术导航系统主机，光学定位参考架所获得的光学定位信息实时传送给手术导航系统主机，经手术导航系统主机对坐标变换和位置补偿计算，实现骨组织的无创实时跟踪。本发明提高手术精度和安全性，扩大手术导航技术在骨科手术的使用范围，提高医患人员对导航系统的接受度。



1. 一种超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征在于,包括:光学定位参考架、超声换能器点阵装置、数据交换接口及可调节长度的绷带,光学定位参考架通过刚性连接固定在超声换能器点阵装置上,超声换能器点阵装置通过可调节长度的绷带固定在手术部位,超声换能器点阵装置引出数据交换接口,数据交换接口将超声换能器点阵装置采集到的超声信息实时发送给手术导航系统主机,光学定位参考架获得的光学定位信息实时传送给手术导航系统主机,手术导航系统主机对坐标变换和位置补偿计算,实现骨组织的无创实时跟踪。

2. 根据权利要求1所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述的光学定位参考架为一个刚性结构支架,其上至少安装有3个反光球。

3. 根据权利要求2所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述反光球的间距不小于30mm,且反光球两两之间的距离差不小于5mm。

4. 根据权利要求1所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述的超声换能器点阵装置为板状材料,包括分布有30到100个超声换能器的结构装置。

5. 根据权利要求4所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述的超声换能器,超声换能器点阵分布使得每个所述超声换能器都能采集到该换能器内的发射器与骨组织间的距离。

6. 根据权利要求4或者5所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述的超声换能器,每个超声换能器之间距离为8mm-15mm。

7. 根据权利要求1所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述的数据交换接口将超声换能器点阵装置所采集的距离信息实时传输到手术导航系统的主机。

8. 根据权利要求1所述的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器,其特征是,所述的可调节长度的绷带将超声换能器点阵装置固定在手术部位,其长度可调。

超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器

技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种医疗器械技术领域中的骨科手术导航用的跟踪器,特别是一种超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器。

背景技术

[0002] 基于图像引导的骨科手术导航技术本质,是在手术中通过定位跟踪仪实时跟踪患者手术区域骨组织和手术器械,并将二者的相对位置关系通过空间配准反映到术前重建模型中,通过图像信息来引导医生完成精准手术,减少手术创伤,提高手术安全性。因此,如何在骨科手术导航过程中对患者骨组织进行实时跟踪是手术导航技术必须解决的首要问题。

[0003] 骨科手术过程中可能需改变操作部位目标组织(骨组织)的空间位置,因此在导航系统不能将骨组织作为一个固定不动体来跟踪,而是必须对移动的骨组织实时跟踪,以确定其实时空间坐标。目前,大多数导航系统是通过在骨组织上加载侵入性(有创)的跟踪器,将骨组织和跟踪器视为一个刚体,以侵入性跟踪器的空间位置代表骨组织的空间位置。该操作会造成患者额外创伤,可能导致软组织感染、应力性骨折等并发症;同时固定在骨组织上的跟踪器必须保证操作期间不能发生任何移动和旋转,否则将直接影响到手术精度。实际手术过程中,跟踪器与骨组织间难免发生位置改变,往往需要重新完成空间配准操作,增加手术时间和难度,提高了手术风险,严重影响导航技术的临床应用和推广。

[0004] 经对现有技术文献的检索发现,至今尚未有与本发明主题相同或者类似的文献报道。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于克服现有技术中的不足,提供一种超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器。本发明改变了骨科手术导航系统的有创跟踪现状,避免跟踪器的术中松动问题,实现无创、精确的实时跟踪目的,同时大大增加手术导航技术的应用领域,提高医患人员对导航系统的接受度。

[0006] 本发明是通过以下技术方案实现的:

[0007] 本发明包括:光学定位参考架、超声换能器点阵装置、数据交换接口及可调节长度的绷带,光学定位参考架通过刚性连接固定在超声换能器点阵装置上,超声换能器点阵装置通过可调节长度的绷带固定的手术部位,超声换能器点阵装置引出数据交换接口,数据交换接口将超声换能器点阵装置采集到的超声信息实时发送给手术导航系统主机,光学定位参考架所获得的光学定位信息实时传送给手术导航系统主机,经手术导航系统主机对坐标变换和位置补偿计算,实现骨组织的无创实时跟踪。

[0008] 所述的光学定位参考架为一个刚性结构支架,其上至少安装有3个反光球,每个反光球间距不小于30mm,且反光球两两之间的距离差不小于5mm。

[0009] 所述的超声换能器点阵装置为板状材料,包括分布有30到100个超声换能器的结构装置,每个超声换能器之间距离8mm-15mm,超声换能器点阵分布以每个超声换能器都能

采集到超声信息时换能器内的发射器与骨组织间的距离,实现骨组织的术中经皮定位。

[0010] 所述的超声换能器的数量与布局与无创跟踪器所应用的手术部位骨性结构特征有关;手术部位的骨结构曲率变化明显或骨组织结构复杂,则需要超声换能器集中分布以采集骨组织的细节数据;手术部位的骨结构曲率变化不明显或骨组织结构趋于平滑,则需要增加超声换能器的数量且分散布局,以采集到更多更大范围的骨组织术中数据。超声换能器的数量与布局可通过实验分析验证后优化设计。

[0011] 所述的数据交换接口将超声换能器点阵装置所采集的距离信息实时传输到手术导航系统的主机。

[0012] 所述的可调节长度的绷带将超声换能器点阵装置固定在手术部位,其长度可调。

[0013] 本发明采用的超声换能器点阵装置,其超声换能器的数量和位置布局与手术部位的骨性结构特征有关,通过实验分析与验证后,优化选择超声换能器的数目并完成布局及结构优化设计,同时对超声测距参数进行优化选择,保证超声测距的精度;每个超声换能器都能采集到该换能器内的发射器与骨组织间的距离,实现骨组织的术中经皮定位;本发明采用的光学定位参考架可通过软件对其进行精度标定,标定信息可被导航系统识别,用于实现光学定位跟踪仪对光学定位参考架的实时定位跟踪。

[0014] 本发明在骨科无创手术导航避免跟踪器的术中松动问题,实现无创、精确的实时跟踪,导航系统中的光学定位跟踪仪可以实时采集光学定位参考架的空间位置信息,通过机械加工和精度标定可确定超声换能器与光学定位参考架间的空间位置关系,超声换能器可经皮采集到骨组织的术中空间位置,将这三者通过空间坐标变换和位置补偿即可在术中实时获取骨组织在导航系统下的空间位置坐标。

[0015] 本发明基于多点超声测距和光学定位的耦合技术,实现了骨组织的术中经皮无创实时跟踪,避免的骨组织实时跟踪的有创及松动问题,提高手术精度和安全性,扩大手术导航技术在骨科手术的使用范围,提高医患人员对导航系统的接受度。

附图说明

[0016] 图 1 无创跟踪器示意图;

[0017] 图 2 基于无创跟踪器的骨科手术导航示意图;

[0018] 图 3 光学定位参考架示意图;

[0019] 图 4 超声换能器点阵装置示意图。

具体实施方式

[0020] 以下结合附图对本发明的实施例作详细说明:以下实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0021] 实施例

[0022] 如图 1 所示,本实施例包括:光学定位参考架 21、超声换能器(探头)点阵装置 25、数据交换接口 23 及可调节长度的绷带 27,光学定位参考架通过刚性连接固定在超声换能器点阵装置上,超声换能器点阵装置通过可调节长度的绷带固定的手术部位。导航手术过程中,无创跟踪器通过数据交换接口将超声经皮采集到的数据实时发送给手术导航系统主

机,通过坐标变换算法和位置补偿算法,实时计算骨组织在导航系统坐标系下的位置坐标,实现骨组织的无创实时跟踪。

[0023] 如图 2、3 所示,本实施例的具体实现过程如下:

[0024] 本实施例光学定位参考架 21,参考架上安装有四个反光球,反光球直径为 11.5mm,第一反光球 41 和第四反光球 44 间距离为 78.78mm,第二反光球 42 与第四反光球 44 间距离为 91.94mm,第三反光球 43 与第四反光球 44 间距离为 38.08mm,第一反光球 41 与第三反光球 43 间距离为 73.00mm,第二反光球 42 与第三反光球 43 间距离为 67.67mm,第一反光球 41 与第二反光球 42 间距离为 44.84mm,满足每个反光球间距不小于 30mm 且反光球两两之间的距离差不小于 5mm 的设计要求;通过软件实现光学定位参考架的精度标定。

[0025] 如图 4 所示,本实施例的超声换能器点阵装置为厚度为 12mm 的钛合金板 51,其上分散布局了 85 个孔 52,,每个孔内精确安装一个包含超声发射器和接收器的超声换能器,超声换能器间最小距离为 10mm;确定每个超声换能器的空间位置坐标,与完成精度标定的光学定位参考架耦合,通过空间转换算法,将每个超声换能器在光学定位参考架坐标系下转化为导航系统坐标系下的坐标。患者术前行 CT 扫描,使用骨科手术导航系统中的软件功能,实现图像处理与三维重建,得到患者术前骨组织的虚拟模型。

[0026] 本实施例术中将无创跟踪器通过可调节绷带固定在手术部位 33,保证其光学定位参考架在导航系统中的定位跟踪仪 31 的视野范围内;术中超声换能器实时获取每个换能器所采集到的骨组织术中空间坐标信息,通过数据交换接口以每秒 20 次 (20Hz) 的刷新频率将这些空间坐标信息实时传输到手术导航系统主机 32,实时获取骨组织在导航系统坐标系下的空间位置信息;通过空间配准算法,将骨组织术中数据与术前虚拟模型进行匹配,得到实时得到骨组织术中与术前模型间的变换矩阵,在不给患者带来附加创伤的同时,实现骨组织的术中经皮实时跟踪目的。

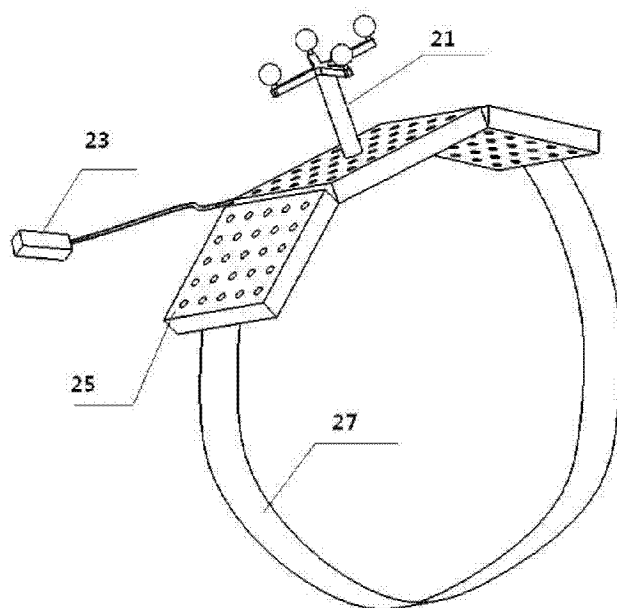


图 1

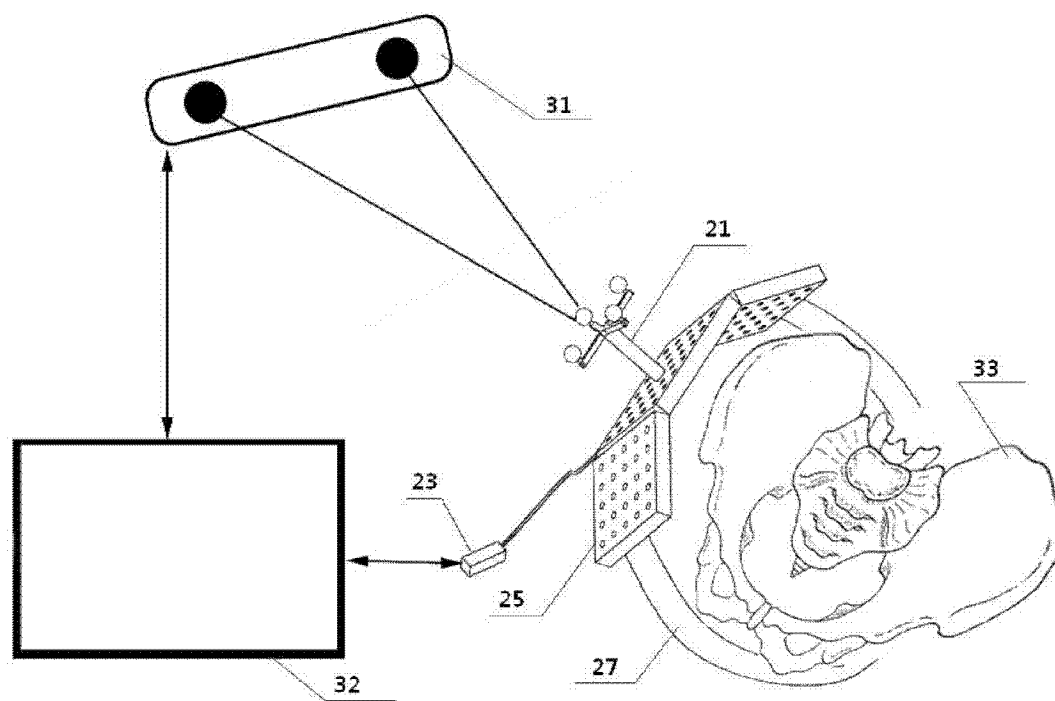


图 2

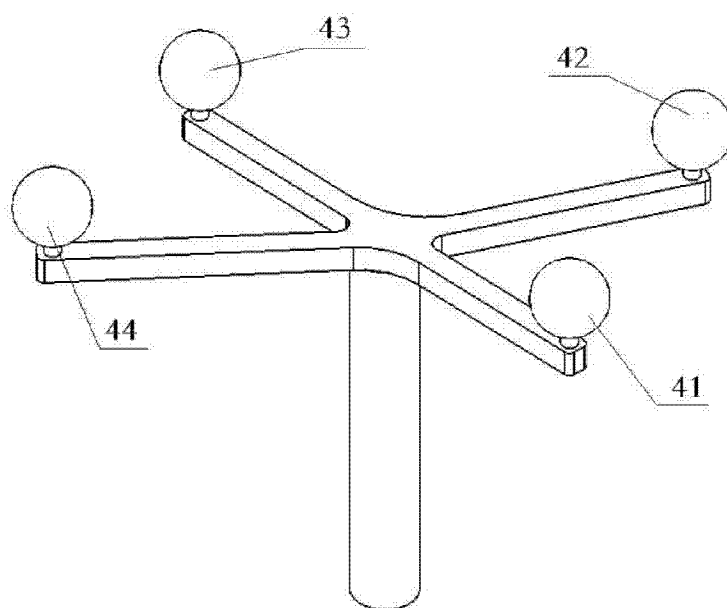


图 3

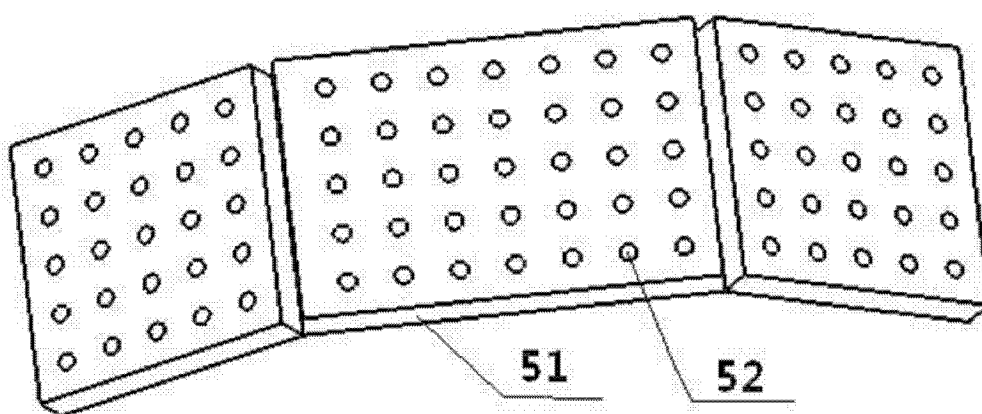


图 4

专利名称(译)	超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器		
公开(公告)号	CN102258399B	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	CN201110107671.4	申请日	2011-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	林艳萍 汪方 王成焄		
发明人	林艳萍 汪方 王成焄		
IPC分类号	A61B19/00 A61B8/00 A61B34/20		
CPC分类号	A61B8/4227		
代理人(译)	王锡麟 王桂忠		
其他公开文献	CN102258399A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医疗器械技术领域中的超声测距与光学定位耦合的无创实时跟踪器。包括：光学定位参考架、超声换能器点阵装置、数据交换接口及可调节长度的绷带，光学定位参考架通过刚性连接固定在超声换能器点阵装置上，超声换能器点阵装置通过可调节长度的绷带固定的手术部位，超声换能器点阵装置引出数据交换接口，数据交换接口将超声换能器点阵装置将采集到的超声信息实时发送给手术导航系统主机，光学定位参考架所获得的光学定位信息实时传送给手术导航系统主机，经手术导航系统主机对坐标变换和位置补偿计算，实现骨组织的无创实时跟踪。本发明提高手术精度和安全性，扩大手术导航技术在骨科手术的使用范围，提高医患人员对导航系统的接受度。

