



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110160517 B

(45) 授权公告日 2021.03.16

(21) 申请号 201910429435.0
 (22) 申请日 2019.05.22
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 110160517 A
 (43) 申请公布日 2019.08.23
 (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 孙俊峰 施政恺 刘凯 童善保
 (74) 专利代理机构 上海一平知识产权代理有限公司 31266
 代理人 徐迅 成春荣
 (51) Int. Cl.
 G01C 21/00 (2006.01)
 A61N 7/00 (2006.01)
 G06T 17/00 (2006.01)
 G16H 30/20 (2018.01)

(56) 对比文件
 EP 1381430 A1, 2004.01.21
 FR 2950189 A1, 2011.03.18
 US 2014296646 A1, 2014.10.02
 CN 107205720 A, 2017.09.26
 CN 109893784 A, 2019.06.18
 CN 108245314 A, 2018.07.06
 CN 105828724 A, 2016.08.03
 CN 108827182 A, 2018.11.16
 CN 104545919 A, 2015.04.29
 CN 104548390 A, 2015.04.29
 CN 105536156 A, 2016.05.04
 US 9061133 B2, 2015.06.23
 US 2011112394 A1, 2011.05.12
 姜翔飞等. 面向无创神经调控应用的超声时间反演经颅聚焦方法的仿真研究.《声学技术》. 2016, 第35卷(第6期), 417-420.

审查员 张茹

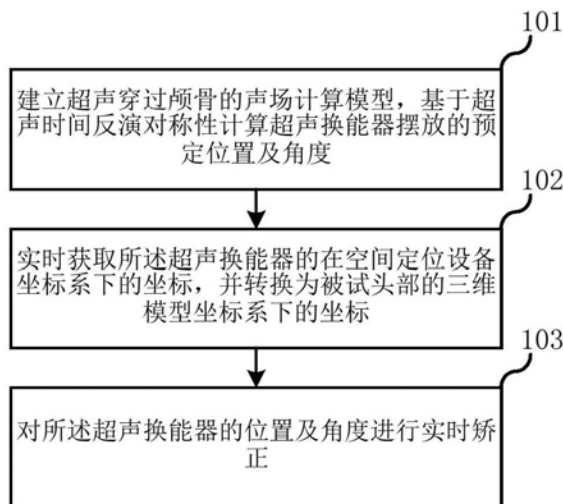
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

一种超声换能器的实时导航方法及系统

(57) 摘要

本申请公开了一种超声换能器的实时导航方法和系统,该导航方法包括:建立超声穿过颅骨的声场计算模型,基于超声时间反演对称性计算超声换能器的摆放位置及角度;实时获取所述超声换能器的在空间定位设备坐标系下的坐标,并转换为被试头部的三维模型坐标系下的坐标;对所述超声换能器的位置及角度进行实时矫正。



1. 一种超声换能器的实时导航系统,其特征在于,包括:

声场计算模块,被配置为建立超声穿过颅骨的声场计算模型,计算声波的传播并确定声波传播的方向,并且基于超声时间反演对称性计算出超声换能器摆放的预定位置及角度;

图像数据重建模块,被配置为建立被试头部的三维模型;

空间定位设备,被配置为获取所述超声换能器的位置和角度信息;

坐标转换模块,被配置为将所述超声换能器在所述空间定位设备中的坐标转换为在所述图像数据重建模块中的坐标;

导航模块,被配置为将所述超声换能器调整至预定位置及角度。

2. 如权利要求1所述的实时导航系统,其特征在于,所述声场计算模块建立融合被试头部的CT影像数据或/和磁共振影像数据的超声穿过颅骨的声场计算模型,确定靶点及刺激域,基于超声传播的时间反演对称性原理计算出可能的刺激路径,计算出对应于该可能的刺激路径的所述超声换能器所摆放的空间位置和角度参数。

3. 如权利要求2所述的实时导航系统,其特征在于,所述超声换能器发出声波的入射方向为所述靶点处的虚拟点声源发出的声波在所述刺激域处的出射方向的反方向。

4. 如权利要求2所述的实时导航系统,其特征在于,所述超声换能器和刺激域处头皮的距离与所述刺激域处的头皮和所述靶点的距离之和近似等于超声换能器的焦距。

5. 如权利要求1所述的实时导航系统,其特征在于,所述图像数据重建模块导入被试头部的CT影像数据或/和磁共振影像数据,建立三维模型,并进行多平面显示。

6. 如权利要求1所述的实时导航系统,其特征在于,还包括:第一刚体和第二刚体,所述第一刚体为针状刚体,所述第二刚体固定于所述超声换能器的一端;所述第一刚体和第二刚体上各自独立设置若干个红外反射球。

7. 如权利要求1所述的实时导航系统,其特征在于,所述坐标转换模块分别获取被试头部的若干个位置点在所述空间定位设备、所述图像数据重建模块坐标系下的坐标位置,获得所述空间定位设备的坐标到所述图像数据重建模块坐标的转换矩阵。

8. 如权利要求1所述的实时导航系统,其特征在于,还包括:头部动作检测模块,用于检测被试头部的偏移;所述头部动作检测模块通过第三刚体检测被试头部的偏移,所述第三刚体上设置若干个红外反射球。

9. 一种超声换能器的实时导航方法,其特征在于,包括:

建立超声穿过颅骨的声场计算模型,计算声波的传播并确定声波传播的方向,并且基于超声时间反演对称性计算超声换能器摆放的预定位置及角度;

实时获取所述超声换能器在空间定位设备坐标系下的坐标,并转换为被试头部的三维模型坐标系下的坐标;

对所述超声换能器的位置及角度进行实时矫正,将所述超声换能器调整至预定位置及角度。

10. 如权利要求9所述的实时导航方法,其特征在于,通过所述空间定位设备获取第一刚体的位置坐标与固定于所述超声换能器一端的第二刚体的位置坐标,通过所述第一刚体确定所述超声换能器出射面的轴心位置相对于所述第二刚体的偏移。

一种超声换能器的实时导航方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及经颅超声刺激神经调控技术领域,且特别涉及一种超声换能器的实时导航方法及系统。

背景技术

[0002] 过去几十年的时间里,已经出现了多种神经调控技术,例如经颅磁刺激(TMS)、经颅超声刺激(TUS)、深部脑刺激(DBS)和经颅直流电刺激(TDCS)等方法。这些神经调控技术通过对脑内特定部位施加特定模式的物理刺激来实现对脑功能的探测或对脑疾病的治疗。其中,经颅超声刺激(TUS)采用低频低强度的脉冲聚焦超声穿透皮肤、颅骨等头部组织,聚焦于颅内一个较小的区域,实现对该区域内(以及与该区域相关联的脑区)的神经活动的调控(增强或抑制)。聚焦超声可以穿透头皮和颅骨组织后依然保持较好的聚焦性,从而具有高的空间分辨率,且能够对深部的脑区进行精准刺激;另一方面,超声波是一种机械性波,不会干扰电场和磁场,因此TUS与神经电信号及磁共振影像兼容,使用者能够在进行超声刺激的同时记录神经电活动或磁共振影像数据。在安全性方面,TUS使用低强度的脉冲超声进行功能性刺激。现有研究表明TUS不引发脑组织的功能性或器质性损伤,是一种安全的非侵入式神经调控技术。

[0003] 使用者无法直接观察到低频聚焦超声经过头皮和颅骨后的聚焦位置以及预设的目标靶点位置,需要一个合适的导航系统对超声换能器的摆放进行引导以实现经颅超声的焦域和目标靶点的对位。颅骨的形状、厚度等在不同个体间有明显的差异,颅骨会对穿过它的超声波产生影响,引起超声波的传播方向发生一定量的偏折,从而导致经颅超声的焦域发生偏移。

[0004] 现有的神经调控的导航技术有多种,包括基于红外光学的导航技术和基于功能磁共振的导航技术。基于功能磁共振的导航技术对设备要求高,技术复杂,环境适应性差且成本高。基于红外光学的导航技术和系统广泛被用于经颅磁刺激的导航。但用于经颅磁刺激的这些红外光学导航系统没有考虑到颅骨等脑组织对声场的影响,也就难以避免颅骨所导致的经颅声场焦域的偏移(相较于没有颅骨情况下),难以对TUS实现高空间精度的导航。因此,为充分发挥TUS神经调控技术的高空间分辨率优势,专门针对TUS刺激的实时导航方法和系统有着重要价值和强烈的需求。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提出一种用于人体经颅超声刺激的实时导航方法和系统。该系统可用于规划经颅超声刺激路径,并实时引导超声换能器到预定的位置和角度,从而实现实时高空间精度的经颅超声刺激。

[0006] 为了解决上述问题,本申请公开了一种超声换能器的实时导航系统,包括:

[0007] 声场计算模块,被配置为建立超声穿过颅骨的声场计算模型,基于超声时间反演对称性计算出超声换能器摆放的预定位置及角度;

- [0008] 图像数据重建模块,被配置为建立被试头部的三维模型;
- [0009] 空间定位设备,被配置为获取所述超声换能器的位置和角度信息;
- [0010] 坐标转换模块,被配置为将所述产生换能器在所述空间定位设备中的坐标转换为在所述图像数据重建模块中的坐标;
- [0011] 导航模块,被配置为将所述超声换能器调整至预定位置及角度。
- [0012] 在一个优选例中,所述声场计算模块建立融合被试头部的CT影像数据或/和磁共振影像数据的超声穿过颅骨的声场计算模型,确定靶点及刺激域,基于超声传播的时间反演对称性原理计算出可能的刺激路径,计算出对应于该可能的刺激路径的所述超声换能器所摆放的空间位置和角度参数。
- [0013] 在一个优选例中,所述超声换能器发出声波的入射方向为所述靶点处的虚拟点声源发出的声波在所述刺激域处的出射方向的反方向。
- [0014] 在一个优选例中,所述超声换能器和刺激域处头皮的距离与所述刺激域处头皮和所述靶点的距离之和近似等于超声换能器的焦距。
- [0015] 在一个优选例中,所述图像数据重建模块导入被试头部的CT影像数据或/和磁共振影像数据,建立三维模型,并进行多平面显示。
- [0016] 在一个优选例中,还包括:第一刚体和第二刚体,所述第一刚体为针状刚体,所述第二刚体固定于所述超声换能器的一端;所述第一刚体和第二刚体上各自独立设置若干个红外反射球。
- [0017] 在一个优选例中,所述坐标转换模块分别获取被试头部的若干个位置点在所述空间定位设备、所述图像数据重建模块坐标系下的坐标位置,获得所述空间定位设备的坐标到所述图像数据重建模块坐标的转换矩阵。
- [0018] 在一个优选例中,还包括:头部动作检测模块,用于检测被试头部的偏移;所述头部动作检测模块通过第三刚体检测被试头部的偏移,所述第三刚体上设置若干个红外反射球。
- [0019] 本申请还公开了一种超声换能器的实时导航方法包括:
- [0020] 建立超声穿过颅骨的声场计算模型,基于超声时间反演对称性计算超声换能器摆放的预定位置及角度;
- [0021] 实时获取所述超声换能器的在空间定位设备坐标系下的坐标,并转换为被试头部的三维模型坐标系下的坐标;
- [0022] 对所述超声换能器的位置及角度进行实时矫正。
- [0023] 在一个优选例中,通过所述空间定位设备获取第一刚体的位置坐标与固定于所述超声换能器一端的第二刚体的位置坐标,通过所述第一刚体确定所述超声换能器出射面的轴心位置相对于所述第二刚体的偏移。
- [0024] 相对于现有技术,本申请的超声换能器的实时导航方法和系统具有以下有益效果:
- [0025] 本发明提出的实时导航方法和系统,能够基于超声传播的时间反演对称性原理,只需要进行一次虚拟点声源的传播计算,就可以提前进行经颅超声路径规划,修正经颅超声神经调控中超声在颅内传播的焦域偏移的影响,确定超声换能器所需摆放的位置和角度,并实时引导超声换能器到此预期的位置和角度上,无需在每次超声换能器位置调整后

都重新进行经颅声场的计算,从而实现实时高空间精度的经颅超声刺激功能。

[0026] 同时该导航方法和系统扩展便捷,只需要在不同超声换能器上绑定不同型号刚体,通过空间定位设备可以同时实时采集多个不同型号刚体的位置和角度信息,从而实现多个超声换能器的提前路径规划和实时追踪导航功能。多个超声换能器的导航仅仅在刚体型号选择上有不同,其余步骤与单超声换能器导航相同。

附图说明

[0027] 图1示出了本发明一实施例中的超声换能器的实时导航系统的框图;

[0028] 图2示出了本发明一实施例中的基于超声时间反演对称性计算超声换能器摆放位置和角度的示意图;

[0029] 图3示出了本发明一实施例中的第一刚体做轴端固定旋转的示意图;

[0030] 图4示出了本发明一实施例中的确定超声换能器与第二刚体位置偏差的示意图;

[0031] 图5示出了本发明一实施例中超声换能器在空间定位设备坐标系下的坐标转换为被试头部的三维模型坐标系下的坐标,并调整超声换能器位置和角度的示意图;

[0032] 图6示出了本发明一实施例中超声换能器的实时导航方法的流程图。

具体实施方式

[0033] 在以下的叙述中,为了使读者更好地理解本申请而提出了许多技术细节。但是,本领域的普通技术人员可以理解,即使没有这些技术细节和基于以下各实施方式的种种变化和修改,也可以实现本申请各项权利要求所要求保护的技术方案。

[0034] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明的实施方式作进一步地详细描述。

[0035] 部分概念说明:

[0036] TUS,Transcranial Ultrasound Stimulation,经颅超声刺激,指由聚焦超声换能器或平面超声换能器所发出的超声波穿过头皮颅骨等形成对颅内脑组织的刺激

[0037] MRI,Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像

[0038] CT,Computed Tomography,电子计算机断层扫描

[0039] Pivot Rotation,轴端固定旋转

[0040] 参考图1所示,本申请公开了一种超声换能器的实时导航系统10,包括:声场计算模块11、图像数据重建模块12、基于红外光学的空间定位设备13、通讯模块14、坐标转换模块15、头部动作检测模块16和导航模块17。

[0041] 其中,声场计算模块11用于建立超声穿过颅骨的声场计算模型,基于超声时间反演对称性计算超声换能器摆放的预定位置及角度。超声换能器的功能是将输入的电功率转换成机械功率(即超声波)再传递出去。具体的,参考图2所示,首先需要导入被试头部的CT影像数据或/和MRI图像数据,构建被试头部的颅骨30的结构模型,选择需要进行经颅超声刺激的靶点20后,假设在预先设定的刺激靶点20处设有一个虚拟点声源,系统将在可视化界面显示颅骨30结构平整情况、刺激路径41的距离等信息,由使用者(如医生)综合这些信息、使用场景及目的来综合确定合适的刺激域31。一般来说,刺激域31应选定为与靶点20距离较近的位置,且应保证位于靶点20处的虚拟点声源发射的声波从刺激域31处出射的超声

方向要与刺激域31切面成垂直或接近垂直状态。由此确定的刺激域31,经由超声传播的时间反演对称性原理确定的超声换能器40的摆放方向将与颅骨头皮成垂直或接近垂直的关系,从而便于超声换能器40和颅骨头皮之间的耦合。选定刺激靶点20和刺激域31后,基于超声传播的时间反演对称性原理进行声场计算和超声换能器40位置和入射方向的确定。

[0042] 超声传播的时间反演对称性原理是指:基于波动方程的时间反演对称性,假设已知一个虚拟点声源发射的声波经过物体(例如颅骨30)后的声波出射路径,则沿着该出射路径的反向入射声波将穿过物体后经过虚拟点声源位置。具体地,本申请中提出基于超声传播的时间反演对称性原理的TUS实时导航方法:假设在靶点20处存在一个虚拟点声源,该点声源所发声波向四周传播,计算出虚拟点声源所发出声波通过颅骨30上的刺激域31后的出射方向,则超声换能器40所发出的声波可沿该出射方向的反方向进行入射,根据超声传播的时间反演对称性原理,沿该出射方向反方向入射的声波将到达虚拟点声源(也即预先选定的刺激靶点)。基于这一考虑,虚拟点声源发出的声波在刺激域31处的出射方向的反方向被确定为超声换能器40所发出声波的入射方向,也即超声换能器40的中轴线与该方向重合,且超声换能器40的声波出射面朝向刺激域处的头皮。

[0043] 所述的超声穿过颅骨的声场计算,本实施例从简化模型和降低计算量考虑,假设超声在颅骨传播时是线性传播,且颅骨介质是各项同性的,并且不考虑剪切波模式。基于这一模型设定,本实施例采用如下k-空间(k-space)法来计算声波的传播:

$$[0044] \quad \frac{\partial}{\partial \xi} p^n = \mathcal{F}^{-1} \{ j k_{\xi} \kappa e^{j k_{\xi} \Delta \xi / 2} \mathcal{F} \{ p^n \} \} \quad (1)$$

$$[0045] \quad u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} = u_{\xi}^{n-\frac{1}{2}} - \frac{\Delta t}{\rho_0} \frac{\partial}{\partial \xi} p^n + \Delta t S_{F_{\xi}}^n \quad (2)$$

$$[0046] \quad \frac{\partial}{\partial \xi} u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} = \mathcal{F}^{-1} \{ j k_{\xi} \kappa e^{-j k_{\xi} \Delta \xi / 2} \mathcal{F} \{ u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} \} \} \quad (3)$$

$$[0047] \quad \rho_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} = \rho_{\xi}^n - \Delta t \rho_0 \frac{\partial}{\partial \xi} u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} + \Delta t S_{M_{\xi}}^{n+\frac{1}{2}} \quad (4)$$

$$[0048] \quad k_{\xi} = \begin{cases} \left[-\frac{N_{\xi}}{2}, -\frac{N_{\xi}}{2}+1, \dots, \frac{N_{\xi}}{2}-1 \right] \frac{2\pi}{\Delta \xi N_{\xi}} & \text{当 } N_{\xi} \text{ 是偶数时} \\ \left[-\frac{(N_{\xi}-1)}{2}, -\frac{(N_{\xi}-1)}{2}+1, \dots, \frac{(N_{\xi}-1)}{2} \right] \frac{2\pi}{\Delta \xi N_{\xi}} & \text{当 } N_{\xi} \text{ 是奇数时} \end{cases} \quad (5)$$

$$[0049] \quad p^{n+1} = c_0^2 (\rho^{n+1} - L_d) \quad (6)$$

$$[0050] \quad L_d = -\tau \mathcal{F}^{-1} \left\{ k^{\gamma-2} \mathcal{F} \left\{ \rho_0 \sum_{\xi} \frac{\partial}{\partial \xi} u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} \right\} \right\} + \eta \mathcal{F}^{-1} \{ k^{\gamma-1} \mathcal{F} \{ \rho^{n+1} \} \} \quad (7)$$

$$[0051] \quad \rho^{n+1} = \sum_{\xi} \rho_{\xi}^{n+1} \quad (8)$$

[0052] 上述各方程中,p表示声场中某一质点由于声扰动引起的声压, ρ_0 表示介质的静场密度, ρ 表示离散时刻的介质密度, u_{ξ} 表示质点的振速,其中 $\xi = x, y, z$ 表示三维空间中的x,

y, z 三个维度方向, j 表示虚数单位, $\mathcal{F}\{\cdot\}$ 和 $\mathcal{F}^{-1}\{\cdot\}$ 表示空间傅里叶变换和空间傅里叶反变换, Δt 和 $\Delta \xi$ 分别表示上述离散计算方程中的时间离散步长和空间 ξ 方向的离散步长, k_ξ 表示传播介质中 ξ 方向的波数, 上标 n 和 $n+1$ 表示对应变量的当前和下一离散时刻, 上标 $n - \frac{1}{2}$ 和 $n + \frac{1}{2}$ 表示对应变量的时间间隔行点的时刻, $S_{F_\xi}^n$ 表示 n 时刻的声源输入, $S_{M_\xi}^{n+\frac{1}{2}}$ 表示 $n + \frac{1}{2}$ 时刻的外部物质输入(在本实施例中可设为0), N_ξ 表示在 ξ 方向的空间离散网格点数目, $\kappa = \text{sinc}(c_{\text{ref}}k \Delta t/2)$ 表示修正因子, c_{ref} 为参考声速, c_0 表示介质中的声速, L_d 描述声波在介质传播中被幂律吸收, $\tau = -2\alpha_0 c_0^\gamma$, $\eta = 2\alpha_0 c_0^\gamma \tan(\pi\gamma/2)$, α_0 为幂律吸收关系的前因子, γ 是幂律吸收关系的幂律指数, $k = \sqrt{\mathbf{k} \cdot \mathbf{k}} = \sqrt{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2}$ 表示标量波数。

[0053] 根据上述离散方程组, 再进一步引入完美匹配层(PML)吸收出射的声波后, 即可仿真计算得到位于靶点20处的一个虚拟点声源所发出声波通过颅骨30上的刺激域31后的出射方向。需要说明的是, 为简明和降低计算量起见, 本实施例仅介绍了假设超声在颅骨中线性传播, 颅骨介质是各向同性的, 且没有计入剪切波模式。本发明已经知晓对于低强度的TUS应用场景, 如在声传播模型中进一步考虑颅骨中声波的非线性传播因素及剪切波模式, 最终计算出来的导航参数(超声换能器的位置及朝向)对进一步降低导航误差影响甚小, 而假设颅骨介质是各向同性在导航应用中也是可接受的。因此, 纳入超声在颅骨的非线性传播, 颅骨介质各向异性以及剪切波模式的声计算模型亦不偏离本发明的精神和范围。

[0054] 进一步, 确定超声换能器40与头皮之间的距离 L , 该距离 L 与靶点20到刺激域31处头皮的距离 S 之和近似等于超声换能器40的焦距。本申请中提供可视化界面引导使用者调整超声换能器40的中轴线和所确定的入射方向重合, 并调整超声换能器40与刺激域31处头皮的距离到达确定距离, 则超声换能器40所发出的声波经过颅骨30后的焦点将与靶点20重合, 从而实现高空间精度的经颅超声刺激。

[0055] 需要说明的是, 本实施例采用超声换能器40的焦距 $=L+S$ 来确定超声换能器与刺激域处的头皮的距离 L 。超声换能器的焦距和 L 对应的是空气中的声速, S 对应的组织介质中的声速, 因此焦距 $=L+S$ 的公式只能为近似相等。更进一步的, 由于超声换能器的摆放接近垂直于头皮颅骨, 所述距离 L 的计算误差主要带来声场传播方向的焦点偏移, 然而聚焦超声的焦点处声场分布主要为长轴在声场传播方向的长椭球体, 因此声场传播方向的微小焦点偏移误差对实际使用影响不大。

[0056] 本申请中只需要进行一次虚拟点声源20的传播计算, 一旦确定入射方向及超声换能器40和刺激域31头皮间距后, 之后只需要引导摆放超声换能器40, 使其位置和入射角度与可视化界面上显示的所确定的位置和入射角度相重合即完成导航, 而无需在每次超声换能器40位置调整后都重新进行经颅声场的计算, 从而实现实时的可视化导航。需要说明的是, 要实现高精度的超声穿过颅骨的声传播计算, 计算量较大, 如每当超声换能器位置调整后都重新进行经颅声场的计算, 则难以做到实时声场计算和导航。

[0057] 图像数据重建模块12建立被试头部的三维模型。具体的, 图像数据重建模块12导入被试头部的脑结构影像数据进行三维重建和多平面重建, 构建被试头颅表面和被试脑组

织结构的三维结构模型及相应坐标系,实现数据的可视化。图像数据重建模块12主要通过开源工具包vtk(visualization toolkit)导入被试头部的MRI影像数据并进行三维重建和多平面重建,通过实时拖动鼠标调整视角分别观察两种重建的结果。除此之外,图像数据重建模块12还可以采用多平面重建界面用于展示超声换能器40相对被试头颅位置角度关系的功能。在完成配准工作进入导航流程后,多平面重建界面内通过圆柱体和射线展示超声换能器的位置和角度,并引导超声换能器到正确的位置和角度。

[0058] 空间定位设备13是一种能够测量特制红外反射小球位置和角度信息的光学测量系统,用于获取所述超声换能器40的位置。本实施例空间定位设备采用加拿大NDI公司的Polaris Vicra红外光学定位仪作为空间定位设备。空间定位设备13获取第一刚体131的位置,其中,所述第一刚体131为针状刚体,所述第一刚体131上设置至少三个红外反射球1311,第一刚体131做针尖位置(图3中0点)不变的轴端固定旋转(Pivot Rotation),偏移轴端d角度进行旋转,参考图3所示,获取多个红外反射小球1311的位置和角度信息,以确定针尖位置。NDI公司提供的空间定位设备13的API软件开发包提供了该轴端固定旋转操作的对应配准程序,通过保持第一刚体131的针尖不动,第一刚体131做轴端固定旋转,结合程序即可计算第一刚体131到其针尖位置的坐标偏移。通过将该坐标偏移导入导航系统,即可实现通过追踪第一刚体131来追踪其针尖位置的功能。

[0059] 参考图4所示,第二刚体132通过固定装置固定于超声换能器40一端,所述第二刚体132上设置至少三个红外反射球1321,空间定位设备13用计算的针状刚体131的针尖位置点出超声换能器40的出射面轴心A,并在空间定位设备13获取针尖位置坐标,此时针尖位置坐标与第二刚体132的位置坐标的差即为超声换能器40的出射面轴心A相对于第二刚体132的偏移,从而获取超声换能器40的偏移位置。

[0060] 进一步的,通讯模块14实时传递空间定位设备13获取的所述超声换能器40的位置信息,从而实时的获取超声换能器40的偏移以进行实时调整。其中,通讯模块14通过USB串口连接计算机和空间定位设备13。

[0061] 参考图5所示,坐标转换模块15将所述换能器在所述空间定位设备13中的坐标转换为在所述图像数据重建模块12中的坐标。

[0062] 具体的,所述坐标转换模块15分别获取被试头部的若干个点在所述空间定位设备13、所述图像数据重建模块12坐标系下的坐标位置,确定所述空间定位设备13与所述图像数据重建模块12的坐标转换矩阵。例如,获取4个不同位置点在空间定位设备13坐标系的坐标信息 (x_i, y_i, z_i) ($i=1, 2, 3, 4$),选取的4个位置点可以是例如鼻尖鼻翼,左右耳窝,左右眉骨等头颅表面突出位置中的任意不处于同一平面上的4个位置点,获取选取的该4个位置点在图像数据重建模块12的三维结构模型坐标系的坐标信息 (X_i, Y_i, Z_i) ($i=1, 2, 3, 4$),根据不同坐标系间的坐标转换公式:

$$[0063] \quad \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad i=1, 2, 3, 4,$$

[0064] 建立含有12个等式的12元一次方程组,解得包含 a_{11} - a_{34} 的坐标转换矩阵,从而实现超声换能器40的位置角度从空间定位设备13的坐标系到图像数据重建模块12中的三维

结构模型坐标系的转换。可以理解的是,在本发明的其他实施例中,还可以选取不同的位置点,例如,选取鼻尖、左耳窝、右耳窝、左眉骨的位置点,例如还可以选取下颚等位置点作为其中1个位置点,或选取不同数目的位置点,例如选取鼻尖、鼻翼、左耳窝、右耳窝、左眉骨5个位置点,当然还可以选取6个、7个等位置点,只要可以实现由所述空间定位设备13中的坐标转换为在所述图像数据重建模块12中的坐标均在本发明保护的思想范围之内。

[0065] 进一步的,本发明的头部动作检测模块16用于检测被试头部的偏移,根据被试头部的偏移调整超声换能器40的位置。继续参考图5所示,通过在被试头部佩戴第三刚体133,第三刚体133上具有若干个红外反射小球,在基于红外光学的空间定位设备13的追踪下捕捉被试头部的微小运动,在导航系统中实时更新导航参数,引导使用者对应地调整超声换能器40的位置和方向,从而避免被试头部运动造成的超声刺激的空间误差。具体的,在坐标转换模块15进行配准过程前在被试头部佩戴第三刚体133,在红外空间定位设备13的追踪下,可以确定第三刚体133位于被试头部的的位置。在导航过程中实时追踪该第三刚体133的位置和角度,可以得到实时的被试头部位置和姿态情况,并在导航系统中进行实时的导航参数更新。

[0066] 根据超声换能器40的偏移以及被试头部的偏移,采用导航模块17调整所述超声换能器40的位置及角度为所述声场计算模块11确定的位置及角度,使得超声换能器40维持在预定的位置和角度上。

[0067] 需要说明的是,要实现高空间精度的超声穿过颅骨的声传播计算,计算量较大,如每当超声换能器位置调整后都重新进行经颅声场的计算,则难以做到实时声场计算和导航。本发明能够基于超声传播的时间反演对称性原理,只需要进行一次虚拟点声源的传播计算,就可以提前进行经颅超声路径规划,修正经颅超声神经调控中超声在颅内传播的焦域偏移的影响,确定超声换能器所需摆放的位置和角度,并实时引导超声换能器到此预期的位置和角度上,无需在每次超声换能器位置调整后都重新进行经颅声场的计算,从而实现实时高空间精度的经颅超声刺激导航功能。

[0068] 本实施例中以单个超声换能器为例进行介绍,而该实时导航方法和系统扩展便捷,本发明的其他实施例中,能够同时实现多个超声换能器的提前路径规划和实时追踪导航功能。只需要在不同超声换能器上绑定不同型号刚体,通过空间定位设备可以同时实时采集多个不同型号刚体的位置和角度信息,从而实现多个超声换能器的提前路径规划和实时追踪导航功能。而多个超声换能器的导航仅仅在刚体型号选择上有不同,其余步骤与单超声换能器导航相同。

[0069] 参考图6所示,本申请还公开了一种超声换能器的实时导航方法,采用如前文所述的实时导航系统,包括如下步骤:

[0070] 步骤101,导入被试头部的CT影像数据或/和MRI图像数据,构建被试头部的颅骨30的结构模型,选择需要进行经颅超声刺激的靶点20,根据颅骨30结构平整情况、刺激路径41的距离等信息,确定合适的刺激域31。建立超声穿过颅骨的声场计算模型,基于超声时间反演对称性计算超声换能器的摆放位置及角度,其中,靶点处的虚拟点声源发出的声波在刺激域31处的出射方向的反方向被确定为超声换能器40所发出声波的入射方向,所述超声换能器的焦距减去所述靶点与头皮的距离所得的差值被设置为超声换能器40与刺激域31处头皮之间的距离。

[0071] 步骤102,实时获取所述超声换能器的在空间定位设备坐标系下的坐标,并转换为被试头部的三维模型坐标系下的坐标,从而获取所述超声换能器相对于基于超声时间反演对称性计算所确定的摆放位置及角度的偏移。

[0072] 步骤103,根据所述超声换能器的偏移,对所述超声换能器的位置及角度进行实时矫正,使得所述超声换能器维持在预定的位置和角度上。

[0073] 在一个优选例中,经颅超声刺激的实时导航方法还包括:根据被试头部的偏移矫正所述超声换能器的位置及角度。具体的,所述头部动作检测模块获取佩戴在所述被试头部上的第三刚体的偏移信息,矫正超声换能器的摆放位置。

[0074] 应当注意以上所描述的所有或者任一实施例可以彼此结合,除非另外声明或者此类实施例可能在功能上和/或架构上相互排斥。

[0075] 综上所述,本发明的实时导航方法和系统,能够基于超声传播的时间反演对称性原理,只需要进行一次虚拟点声源的传播计算,就可以提前进行经颅超声路径规划,修正经颅超声神经调控中超声在颅内传播的焦域偏移的影响,确定超声换能器所需摆放的位置和角度,并实时引导超声换能器到此预期的位置和角度上,无需在每次超声换能器位置调整后都重新进行经颅声场的计算,从而实现实时高空间精度的经颅超声刺激导航功能。

[0076] 需要说明的是,在本专利的权利要求和说明书中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0077] 虽然通过参照本发明的某些优选实施方式,已经对本发明进行了图示和描述,但本领域的普通技术人员应该明白,可以在形式上和细节上对其作各种改变,而不偏离本发明的精神和范围。

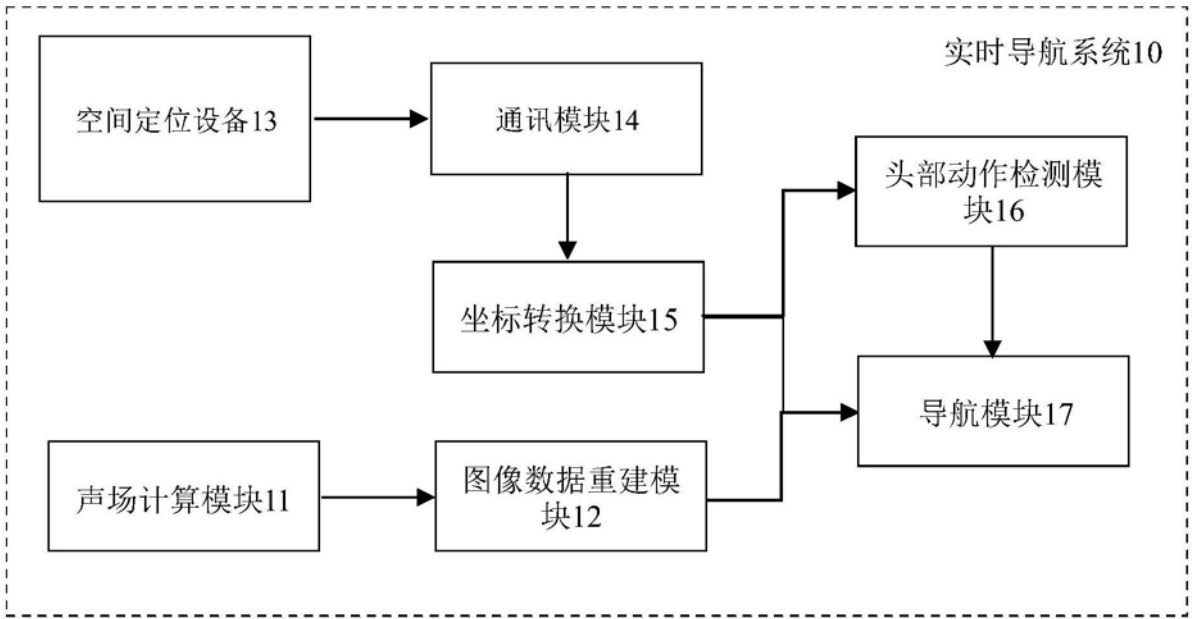


图1

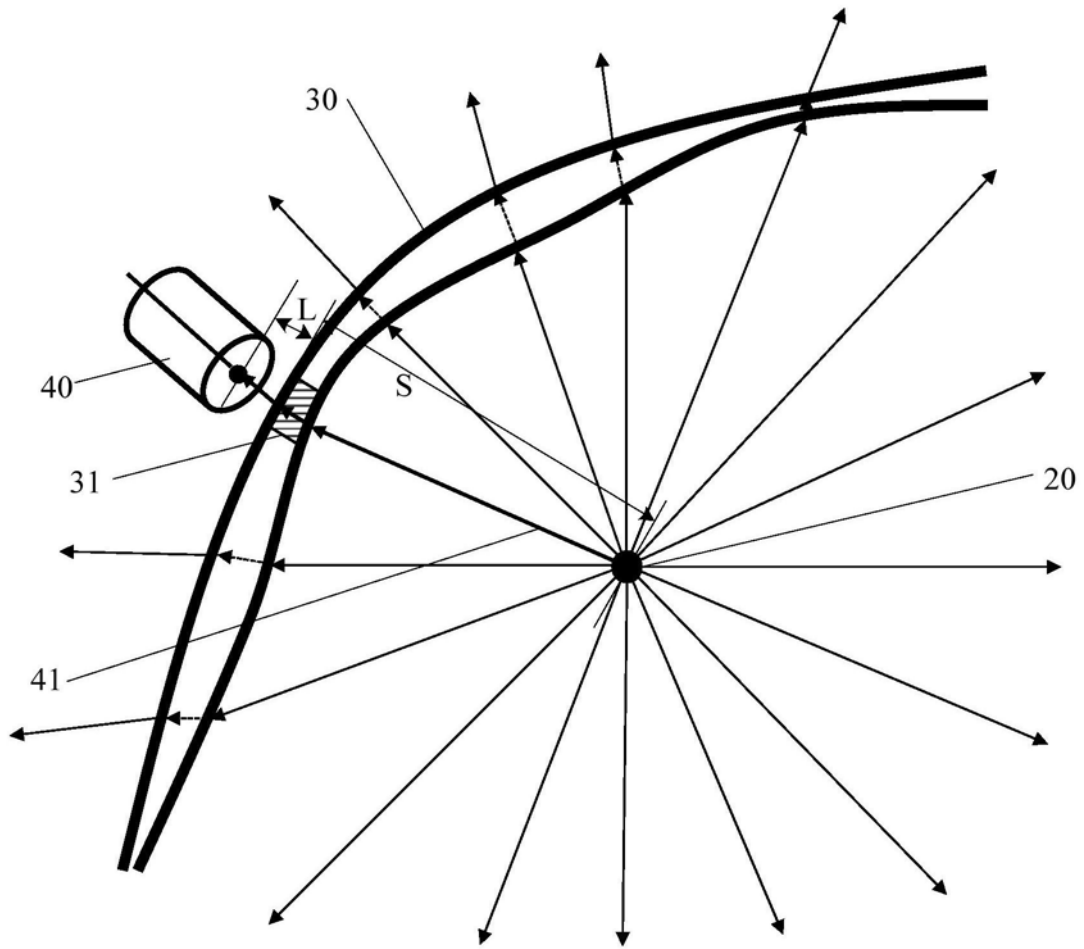


图2

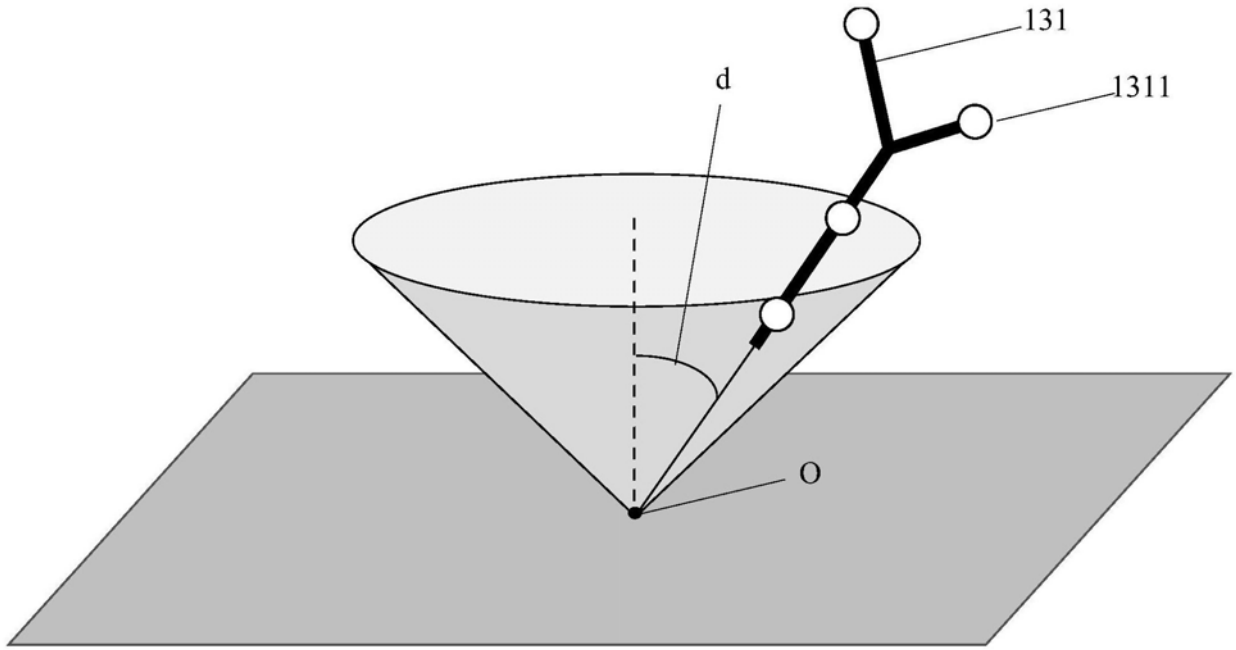


图3

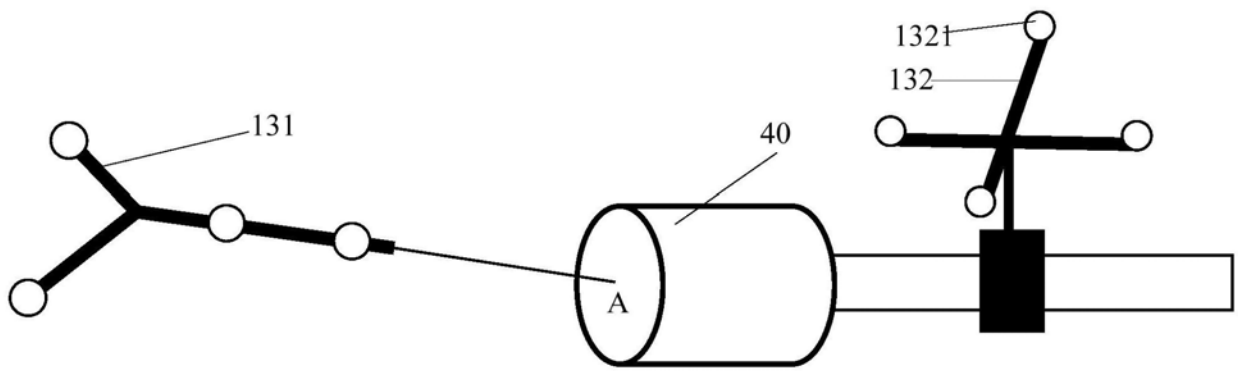


图4

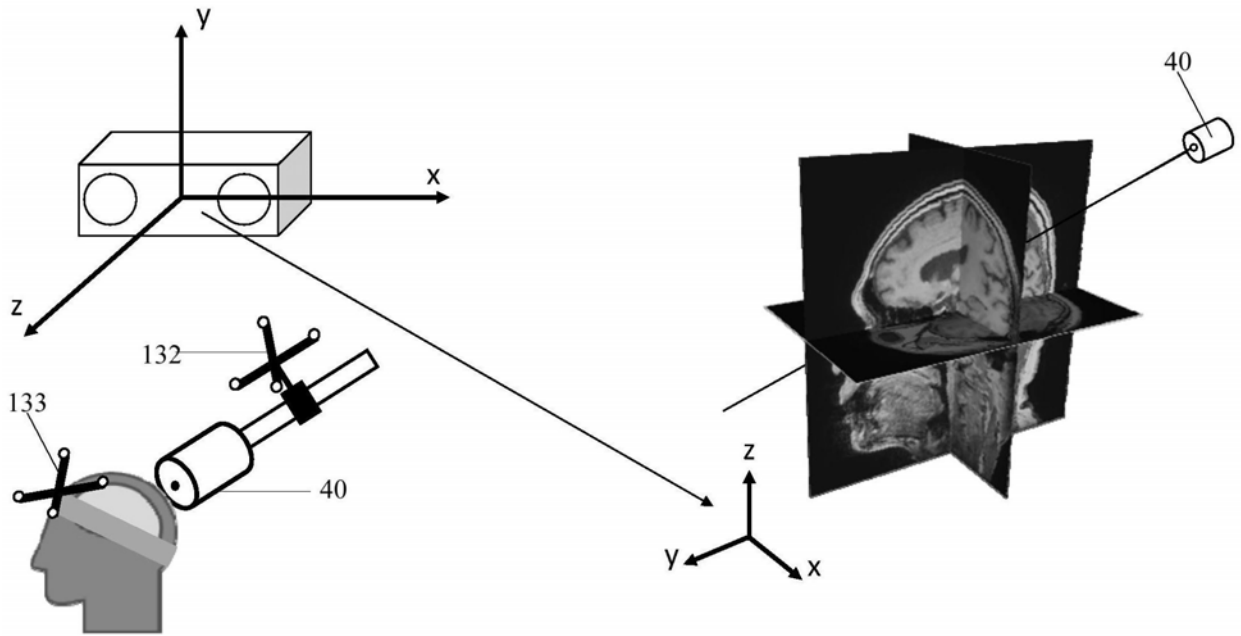


图5

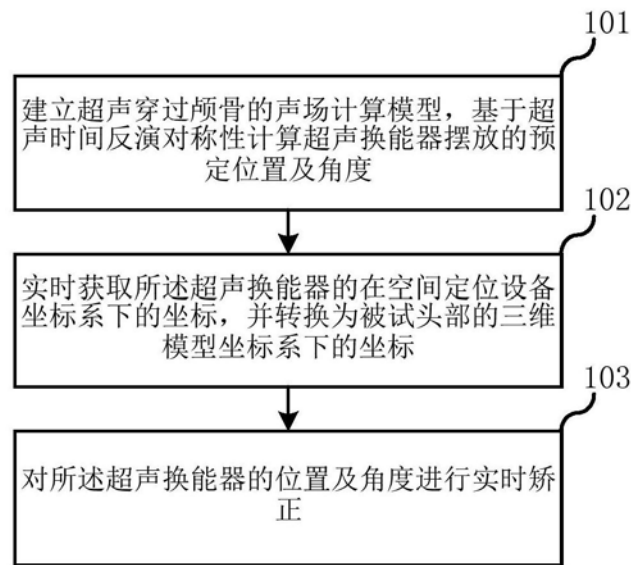


图6