



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106028949 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(21)申请号 201580007749.1

拉里·T·克胡

(22)申请日 2015.02.03

乔赫恩·I·威廉姆斯

黑-凯特·温

(30)优先权数据

1400305 2014.02.03 FR

(74)专利代理机构 上海天协和诚知识产权代理  
事务所 31216

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.08

代理人 张轶

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2015/050241 2015.02.03

(51)Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61N 1/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/114282 FR 2015.08.06

(71)申请人 脊柱防护公司

地址 法国圣芒德

(72)发明人 莫里瑟·布利翁

兰代尔·R·贝特兹

西阿伦·博尔格 安德雷·凯林

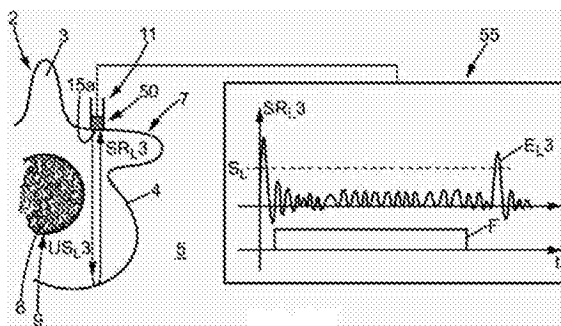
权利要求书3页 说明书13页 附图6页

## (54)发明名称

适用于确定手术器械进入解剖结构的进针点位置以及识别手术器械在解剖结构中的轨迹的医疗系统及方法,以及构成该医疗系统和手术器械的组件

## (57)摘要

本发明涉及一种医疗系统(1),它由工具(10)构成,包括:主体(11);适合发射超声位置信号( $US_L$ )和接收反射位置信号( $SR_L$ )的位置测量装置(50);适合比较反射位置信号( $SR_L$ )的每个回波与预先确定的位置阈值( $S_L$ )的位置处理装置(55),如果在分析时间窗(F)内没有识别出与第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)之间界面(7、9)相对应的目标位置回波( $E_L$ )且目标位置回波( $E_L$ )的幅度超出位置阈值( $S_L$ ),则发射信息信号。



1. 适用于确定手术器械(10)进入患者身体部分的第一解剖结构(3)的进针点位置以及识别手术器械(10)在第一解剖结构(3)中的路径的医疗系统(1), 身体部分进一步包括第二解剖结构(5、8), 所述第二解剖结构的一部分覆盖第一解剖结构(3), 第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)各自具有定义至少一个界面(7、9)为彼此相接触的表面, 第一解剖结构(3)具有外表面(4), 第二解剖结构(5)具有与第一解剖结构(3)外表面(4)相接触的内表面以及与第一解剖结构(3)相对的外表面(6), 第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)分别具有第一声阻抗和第二声阻抗, 第一声阻抗大于第二声阻抗, 所述医疗系统(1)由工具(10)构成, 所述工具包括:

主体(11), 沿着中心轴(A)在相对的近端(13)和远端(14)之间延伸并且具有外表面(12),

位置测量装置(50), 适合在第一解剖结构(3)的外表面(4)的至少一个部位:

从主体(11)远端(14)发射至少一个超声位置信号(USL), 所述超声位置信号适合在第一解剖结构(3)中传播并且适合至少在第一解剖结构(3)与第二解剖结构(5、8)之间界面(7、9)部分反射, 以及,

接收至少一个反射位置信号(SRL), 所述反射位置信号与超声位置信号(USL)的部分反射相对应, 反射位置信号(SRL)的形式为幅度随着时间变化的多个回波,

位置处理装置(55), 连接着位置测量装置(50),

所述医疗系统的特征在于, 位置处理装置适合:

在每个部位, 比较反射位置信号(SRL)的每个回波与确定的位置阈值(SL),

如果在分析时间窗(F)内没有识别出与第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)之间界面(7、9)相对应的目标位置回波(EL)且目标位置回波(EL)的幅度超出位置阈值(SL), 则发射信息信号。

2. 根据权利要求1所述的医疗系统(1), 其特征在于, 所述分析时间窗通过比如发射超声位置信号(USL)或者检测第一目标位置回波(EL)的起始点以及持续时间, 尤其是在 $1\mu\text{s}$ 至 $100\mu\text{s}$ 之间的持续时间来确定。

3. 根据权利要求1或2所述的医疗系统(1), 适用于在作为第一解剖结构的骨结构(3)中确定进针点位置以及手术器械(10)的路径, 身体部分进一步包括作为第二解剖结构的软组织结构(5), 其特征在于, 所述位置测量装置(50)适合发射频率介于 $100\text{kHz}$ 至 $10\text{MHz}$ 之间的超声波。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的医疗系统(1), 其特征在于, 所述位置测量装置(50)包括设置在主体(11; 11')上的至少一个超声换能器(51; 51'; 51''), 主体(11; 11')具有与超声换能器(51; 51'; 51'')相接触并且适合发射超声位置信号(USL)和接收反射位置信号(SRL)的发射-接收表面(15a; 51a'; 51a''), 发射-接收表面(15a; 51a'; 51a'')在主体(11; 11')外表面(12; 12')上位于主体(11; 11')的远端(14; 14')。

5. 根据权利要求4所述的医疗系统(1), 其特征在于, 所述超声换能器(51)设置在离主体(11)远端(14)有一定距离之处, 主体具有传输结构, 其适合传输超声位置信号(USL)和反射位置信号(SRL)且与超声换能器(51)相接触, 并且形成发射-接收表面(15a)。

6. 根据权利要求5所述的医疗系统(1), 其特征在于, 所述工具(10)进一步包括:

至少一个第一电极(16), 具有在主体(11)外表面(12)上设置在主体(11)远端(14)以便

与第一解剖结构(3)相接触的第一接触表面(16a),

至少一个第二电极(17),具有在主体(11)外表面(12)上设置在主体(11)远端(14)以便在离第一接触表面(16a)有一定距离之处与第一解剖结构(3)相接触的第二接触表面(17a),

电绝缘材料层(15),设置在第一电极(16)和第二电极(17)之间,

电子测量装置(23),适合连续和实时地测量电气特征,所述电气特征表示第一解剖结构(3)在第一接触表面(16a)和第二接触表面(17a)之间传导电流的能力,

其中,电绝缘材料层(15)构成传输结构,发射-接收表面(15a)设置在第一接触表面(16a)和第二接触表面(17a)之间。

7.根据权利要求6所述的医疗系统(1),其特征在于,所述第一电极(16)为圆柱形并且沿着中心轴(A)延伸,第二电极(17)可为环形并且围绕第一电极(16)沿着中心轴(A)延伸,电绝缘材料层(15)为环形并且围绕第一电极(16)在第二电极(17)内沿着中心轴(A)延伸。

8.根据权利要求4至7中任一项所述的医疗系统(1),其特征在于,所述主体(11')包括内部主体结构(11a')以及适合容纳内部主体结构(11a')的外部主体结构(11b'),主体(11')具有内部主体结构(11a')在外部主体结构(11b')中的组装状态和内部主体结构(11a')和外部主体结构(11b')彼此相互分开的分离状态,超声换能器(51a';51a'')安装在内部主体结构(11a')和外部主体结构(11b')中的至少一个主体结构上。

9.根据权利要求1至8中任一项所述的医疗系统(1),其特征在于,所述工具(10)进一步包括手柄(20),该手柄适合由使用者用手握紧并且从主体(11)延伸,手柄(20)包括外壳(21),该外壳适合容纳位置测量装置(50)和位置处理装置(55)中至少一个装置的至少一部分。

10.构成根据权利要求1至9中任一项所述的医疗系统(1)以及适合穿透患者身体部分的第一解剖结构(3)的手术器械(10)的组件,比如第一解剖结构为骨结构。

11.根据权利要求10所述的组件,其特征在于,所述工具(10)的主体(11)可适合穿透第一解剖结构(3),工具(10)构成手术器械。

12.适用于确定手术器械(10)进入的患者身体部分的第一解剖结构(3)的进针点位置以及识别手术器械(10)在第一解剖结构中的路径的方法,身体部分进一步包括第二解剖结构(5、8),所述第二解剖结构的一部分覆盖第一解剖结构(3),第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)各自具有定义至少一个界面(7、9)为彼此相接触的表面,第一解剖结构(3)具有外表面(4),第二解剖结构(5)具有与第一解剖结构(3)外表面(4)相接触的内表面以及与第一解剖结构(3)相对的外表面(6),第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)分别具有第一声阻抗和第二声阻抗,第一声阻抗大于第二声阻抗,该方法采用根据权利要求1至9任一医疗系统(1)并且包括下列步骤:

在第一解剖结构(3)外表面(4)的至少一个部位,从主体(11)远端(14)发射超声位置信号(USL),所述超声位置信号适合在第一解剖结构(3)中传播并且适合至少在第一解剖结构(3)与第二解剖结构(5、8)之间的界面(7、9)部分反射,以及接收至少一个反射位置信号(SRL),所述反射位置信号与一部分超声位置信号(USL)的反射相对应,反射位置信号(SRL)的形式为幅度随着时间变化的多个回波,

在每个部位,比较反射位置信号(SRL)的每个回波与定义的位置阈值(SL),

如果在分析时间窗(F)内没有识别出与第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)之间界面(7、9)相对应的目标位置回波( $E_L$ ),目标位置回波( $E_L$ )的幅度超出位置阈值( $S_L$ ),则发射信息信号。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一解剖结构(3)是骨结构,第二解剖结构(5)是软组织结构。

## 适用于确定手术器械进入解剖结构的进针点位置以及识别手术器械在解剖结构中的轨迹的医疗系统及方法,以及构成该医疗系统和手术器械的组件

[0001] 本发明涉及一种医疗系统及方法,适用于确定手术器械进入解剖结构的进针点位置以及识别手术器械在解剖结构中的路径,以及构成该医疗系统和手术器械的组件。

[0002] 本发明尤其涉及一种医疗系统,适用于确定手术器械进入患者身体部分的第一解剖结构中的进针点位置以及识别手术器械在解剖结构中的路径,身体部分进一步包括第二解剖结构,所述第二解剖结构的一部分覆盖第一解剖结构。

[0003] 本发明特别适用于矫形外科领域,用于把植入物放入作为第一解剖结构的骨结构,以便重建骨结构、加固受损的身体部分或者修复衰退的解剖学功能。

[0004] 为了降低损坏比如神经系统组织这类在骨结构附近的功能性组织的风险,并且为了确保能将植入物坚固、持久地保持在骨结构中,准确定位手术器械是很重要的,所述手术器械包括植入物或者包括使比如紧固孔这类在骨结构上各部位成形的适当工具,以便将植入物固定到所述紧固孔上。把植入物嵌入紧邻脊髓功能性组织、神经末梢以及血管结构的脊椎的椎弓根中时,准确定位手术器械就更加重要。

[0005] 已知专利申请W003/068076中所述的、以PediGuard®商标销售的手术器械能够有效、安全地、实时地监控植入物的插入或者工具的插入,所述工具适合使固定植入物之处的部位成形。

[0006] 然而,手术器械的精准定位呈现了手术器械进针点进入骨结构的精确测定。但是,该骨结构通常是由软组织结构覆盖的、在被称为微创或经皮方法中作为第二解剖结构的骨结构对于负责放置植入物的执业医师而言是不能直接可见的。

[0007] 为了确定进入骨结构的进针点位置,尤其是进入椎弓根的进针点位置,经验丰富的执业医师都依赖于触诊。

[0008] 这类完全根据经验的确定难以推广和模拟。此外,无法始终提供像脊柱这样敏感的身体部分的介入所需的精确度。

[0009] 为了提高定位进针点的准确率,普遍采用X射线医学成像技术。在手术期间(常用示例为利用C臂机)或者在手术之前通过术中配准扫描仪(进行导航)来获取X射线图像。

[0010] 但是,如此确定把患者以及负责捕捉用于确定进入骨结构的进针点位置的图像的人员暴露于大量有害辐射中。

[0011] 比如文件US2002/0120197和US2003/0078495中所述的其它医疗系统采用超声技术来确定手术器械或植入物的定位。这些医疗系统包括:

[0012] -测量装置,适合接收多个部位的反射信号,所述反射信号与在异质以及在不同声阻抗的不同解剖结构之间界面所反射的一部分超声信号相对应,以及,

[0013] -处理装置,连接着测量装置,以呈现不同解剖结构的特征。

[0014] 通过这些医疗系统所实施的超声技术能够用于处理一组回波在各个部位的幅度变化,从而确定解剖结构的类型和几何结构。

[0015] 但是,这些医疗系统用于定位手术器械时十分耗时且复杂。

[0016] 本发明的目的是克服上述问题。

[0017] 为此目的,本发明的第一方面提供一种医疗系统,用于确定手术器械进入患者身体部分的第一解剖结构的进针点位置以及识别手术器械在第一解剖结构中的路径,身体部分进一步包括第二解剖结构,所述第二解剖结构的一部分覆盖第一解剖结构,第一解剖结构和第二解剖结构各自具有定义至少一个界面为彼此相接触的表面,第一解剖结构具有外表面,第二解剖结构具有与第一解剖结构外表面相接触的内表面以及与第一解剖结构相对的外表面,第一解剖结构和第二解剖结构分别具有第一声阻抗和第二声阻抗,第一声阻抗大于第二声阻抗,医疗系统由工具构成,所述工具包括:

[0018] -主体,沿着中心轴在相对的近端和远端之间延伸并且具有外表面,

[0019] -位置测量装置,适合在第一解剖结构的外表面的至少一个部位:

[0020] 从主体远端发射至少一个超声位置信号,所述超声位置信号适合在第一解剖结构中传播并且适合至少能在第一解剖结构与第二解剖结构之间界面部分反射,以及,

[0021] 接收至少一个反射位置信号,所述反射位置信号与超声位置信号的部分反射相对应,反射位置信号的形式为幅度随着时间变化的多个回波,

[0022] -位置处理装置,连接着位置测量装置,

[0023] 其中,位置处理装置适合:

[0024] 在每个部位上,比较反射位置信号的每个回波与确定的位置阈值,

[0025] 如果在分析时间窗内没有识别出与第一解剖结构和第二解剖结构之间界面相对应的目标位置回波且目标位置回波的幅度超出位置阈值,则发射信息信号。

[0026] 因此,本发明通过没有有害辐射的无创技术使执业医师不仅能够确定手术器械将穿透的进入第一解剖结构的进针点位置,而且能够识别手术器械的路径。进针点的定位以及适当路径的识别是在分析时间窗内没有检测出第一解剖结构和第二解剖结构之间界面为基础的,仅仅通过第一解剖结构和第二解剖结构声阻抗的差异,例如骨结构与软组织结构之间的声阻抗差异,骨结构的声阻抗明显高于软组织结构的声阻抗。在有限的预定时间内简单的比较反射位置信号的回波与位置阈值,进行处理,从而显示超声位置信号在被认为足够厚的第一解剖结构的厚度中消失的特征。因此,这种医疗系统能够高效、安全地、实时地确定手术器械进入第一解剖结构的进针点位置以及手术器械的路径。

[0027] 分析时间窗可以通过比如发射超声位置信号或者检测第一目标位置回波的起始点以及持续时间,尤其是在 $1\mu\text{s}$ 至 $100\mu\text{s}$ 之间的持续时间来确定。

[0028] 为了在作为第一解剖结构的骨结构中确定进针点的位置以及手术器械的路径,身体部分进一步包括作为第二解剖结构的软组织结构,位置测量装置可适合发射频率介于 $100\text{kHz}$ 至 $10\text{MHz}$ 之间的超声波。

[0029] 位置测量装置包括设置在主体上的至少一个超声换能器,主体具有与超声换能器相接触并且适合发射超声位置信号和接收反射位置信号的发射-接收表面,发射-接收表面在主体外表面上且位于主体的远端。

[0030] 具体而言,超声换能器可设置在离主体的远端、具有一定距离之处,主体具有适合传输超声位置信号和反射位置信号的传输结构,该传输结构与超声换能器相接触并且形成发射-接收表面。

[0031] 在一实施例中,工具可进一步包括:

[0032] 至少一个第一电极,具有第一接触表面,设置在主体远端的在主体外表面上,以便与第一解剖结构相接触,

[0033] 至少一个第二电极,具有第二接触表面,设置在主体远端的在主体外表面上,以便在离第一接触表面有一定距离之处与第一解剖结构相接触,

[0034] 电绝缘材料层,设置在第一电极和第二电极之间,

[0035] 电子测量装置,适合连续地、实时地测量电气特征,所述电气特征表示第一解剖结构在第一接触表面和第二接触表面之间传导电流的能力,

[0036] 其中,电绝缘材料层构成传输结构,发射-接收表面设置在第一接触表面和第二接触表面之间。

[0037] 第一电极可为圆柱形并且沿着中心轴延伸,第二电极可为环形并且围绕第一电极沿着中心轴延伸,电绝缘材料层为环形并且围绕第一电极、在第二电极内沿着中心轴延伸。

[0038] 此外或者作为选择,主体可包括内部主体结构以及适合容纳内部主体结构的外部主体结构,主体具有内部主体结构套在外部主体结构中的组装状态和内部主体结构和外部主体结构彼此分开的分离状态,超声换能器安装在内部主体结构和外部主体结构中的至少一个主体结构上。

[0039] 工具可进一步包括手柄,该手柄适合由使用者用手握紧并且从主体延伸,手柄包括外壳,该外壳适合容纳位置测量装置和位置处理装置中至少一个装置的至少一部分。

[0040] 医疗系统可使之能够查看手术器械进入第一解剖结构的进针点位置。为此目的,医疗系统可进一步包括:

[0041] 视图测量装置,适合在第二解剖结构的外表面观察区的多个部位:

[0042] 发射至少一个超声视图信号,该超声视图信号适合在身体部分中传播并且适合至少在第一解剖结构和第二解剖结构之间界面上部分反射,以及,

[0043] 接收至少一个反射视图信号,该反射视图信号与一部分超声视图信号的反射相对应,反射视图信号的形式为幅度随着时间变化的多个回波,

[0044] 视图处理装置,连接着视图测量装置并且适合在每个部位:

[0045] 识别出在反射视图信号中对应于在观察区附近的第一解剖结构和第二解剖结构之间界面的目标视图回波,目标视图回波的幅度超出确定的查看阈值,

[0046] 测量在发射超声视图信号与检测目标视图回波之间的渡越时间,

[0047] 根据所测得的渡越时间来确定界面所在的深度,以及,

[0048] 适合根据针对多个部位确定的深度来呈现观察区附近的第一解剖结构的一部分外表面。

[0049] 视图处理装置可适合于:

[0050] 把参考系的坐标分配到每个部位,

[0051] 根据部位的坐标以及所确定的深度在每个部位来定义参考系中的界面点,

[0052] 根据所定义的界面点,在参考系中呈现观察区附近的第一解剖结构的部分外表面。

[0053] 视图处理装置可包括处理器和显示装置,所述处理器适合把每个所测得的渡越时间与查看参数值相关联,比如颜色或对比度,所述显示装置适合通过根据在每个部位所测得的渡越时间显示查看参数值且呈现第一解剖结构的外表面。

[0054] 视图测量装置可包括支架以及设置在支架上的至少一个超声换能器,支架具有与超声换能器相接触并且适合发射超声视图信号和接收反射视图信号的发射-接收表面,该发射-接收表面拟设置在与第二解剖结构外表面相接触的位置。

[0055] 尤其是,视图测量装置可包括超声换能器阵列,支架可包括在发射-接收表面和与前述发射-接收表面相对的外表面之间延伸的一个开口,所述开口能够使一部分手术器械通过。

[0056] 为了查看手术器械的进针点位置进入作为第一解剖结构的骨结构,身体部分进一步包括作为第二解剖结构的软组织结构,视图测量装置可适合发射频率在100kHz至10MHz之间的超声波。

[0057] 为了查看具有插入端和外表面的手术器械的进针点位置,视图处理装置可适合于:

[0058] 一识别出在反射视图信号中与手术器械外表面相对应的器械回波,器械回波的幅度超出确定的器械阈值,

[0059] 测量在发射超声视图信号与检测器械回波之间的渡越时间,

[0060] 根据所测得的渡越时间来呈现在第一解剖结构的外表面上的插入端附近的手术器械的至少一部分外表面。

[0061] 器械阈值可等于查看阈值。

[0062] 本发明的第二方面提供一种组件,该组件构成上文所定义的医疗系统以及适合穿透患者身体部分(比如骨结构)的第一解剖结构的手术器械。

[0063] 工具的主体可适合穿透第一解剖结构,工具构成手术器械。

[0064] 本发明的第三方面提供确定手术器械进入的患者身体部分的第一解剖结构的进针点位置以及识别手术器械在第一解剖结构中的路径的一种方法,身体部分进一步包括第二解剖结构,所述第二解剖结构的一部分覆盖第一解剖结构,第一解剖结构和第二解剖结构各自具有定义至少一个界面为相接触的表面,第一解剖结构具有外表面,第二解剖结构具有与第一解剖结构外表面相接触的内表面以及与第一解剖结构相对的外表面,第一解剖结构和第二解剖结构分别具有第一声阻抗和第二声阻抗,第一声阻抗大于第二声阻抗,该方法采用上文定义的医疗系统并且包括下列步骤:

[0065] 在第一解剖结构外表面的至少一个部位,从主体远端发射超声位置信号,所述超声位置信号适合在第一解剖结构中传播并且适合至少在第一解剖结构与第二解剖结构之间界面部分反射,并且接收至少一个反射位置信号,所述反射位置信号与一部分超声位置信号的反射相对应,反射位置信号的形式为幅度随着时间变化的多个回波,

[0066] 在每个部位,比较反射位置信号的每个回波与定义的位置阈值,

[0067] 如果在分析时间窗内没有识别出与第一解剖结构和第二解剖结构之间的界面相对应的目标位置回波且目标位置回波的幅度超出位置阈值,则发射信息信号。

[0068] 第一解剖结构可以是骨结构,第二解剖结构可以是软组织结构。

[0069] 在医疗系统使之能够查看手术器械的进针点位置的情况下,方法可进一步包括下列步骤:

[0070] 在第二解剖结构外表面的观察区中的多个部位,发射至少一个超声视图信号,该超声视图信号适合在身体部分中传播并且适合至少在第一解剖结构和第二解剖结构之间

界面上部分反射,接收至少一个反射视图信号,该反射视图信号与一部分超声视图信号的反射相对应,反射视图信号的形式为幅度随着时间变化的多个回波,

[0071] 在每个部位,在反射视图信号中识别出在观察区附件的第一解剖结构与第二解剖结构之间界面相对应的目标视图回波,目标视图回波的幅度超出查看阈值,测量在发射超声视图信号与检测目标视图回波之间的渡越时间,并且根据所测得的渡越时间来确定界面所在的深度,

[0072] 根据针对多个部位确定的深度来呈现在观察区附近的第一解剖结构的一部分外表面。

[0073] 为了查看具有插入端和外表面的手术器械的进针点位置,方法可进一步包括下列步骤:

[0074] 在反射视图信号中,识别出与手术器械外表面相对应的器械回波,器械回波的幅度超出确定的器械阈值,

[0075] 测量在发射超声视图信号与检测器械回波之间的渡越时间,

[0076] 根据所测得的渡越时间来呈现在第一解剖结构的外表面上插入端附近的手术器械的至少一部分外表面。

[0077] 通过参考附图阅读以非限制性示例的方式所列出的本发明具体实施列的如下说明,本发明的其它目的和优点将更为清晰,附图包括:

[0078] 图1示意性显示了方法的一个步骤,该步骤查看手术器械进入比如骨结构这类第一解剖结构的进针点位置,该方法采用包括视图测量装置和视图处理装置的医疗系统,所述视图测量装置适合发射超声视图信号并接收反射视图信号,所述反射视图信号与一部分超声视图信号的反射相对应,所述视图处理装置适合根据在发射超声视图信号与识别反射视图信号的目标视图回波之间渡越时间来呈现第一解剖结构的表面,所述反射视图信号的目标视图回波与在第一解剖结构和第二解剖结构之间的界面相对应,比如第二解剖结构为覆盖骨结构的软组织结构,

[0079] 图2示意性显示了图1所示医疗系统的一个变体,

[0080] 图3示意性显示了根据本发明第一实施例适合穿透第一解剖结构的手术器械,手术器械构成适合确定进针点位置并识别手术器械在第一解剖结构中的路径的工具,工具包括位置测量装置以及位置处理装置,所述位置测量装置适合发射超声位置信号并接收反射位置信号,所述位置处理装置适合如果从检测第一目标位置回波起经历了阈值时段之后没有识别出与第一解剖结构和第二解剖结构之间界面相对应反射位置信号的第二目标位置回波,则发射信息信号,

[0081] 图4示意性显示了图3所示的手术器械的主体,阐释了在主体近端的超声换能器的设置,以及位于第一电极和第二电极之间并适合把超声位置信号和反射位置信号传输到设置在主体远端的发射-接收表面的电绝缘材料层,

[0082] 图5至图7示意性显示了方法的步骤,所述步骤用于确定进针点的位置并且识别手术器械在第一解剖结构中的路径,所述方法利用图3和图4所示的手术器械,

[0083] 图8示意性显示了根据本发明第二实施例的手术器械,所述手术器械适合穿透第一解剖结构,该手术器械构成适合定位进针点以及识别手术器械在第一解剖结构中的路径的工具,

[0084] 图9示意性显示了根据本发明第二实施例一个变体的手术器械,所述手术器械适合穿透第一解剖结构。

[0085] 在各图中,相同的标识指代相同或相似的元件。

[0086] 图1示意性显示了适用于确定手术器械10进入患者身体部分的第一解剖结构的医疗系统1。

[0087] 在所显示的实施例中,第一解剖结构是患者脊柱的脊骨2的骨结构3。骨结构3的外表面4被第二解剖结构所覆盖,所述第二解剖结构即主要由肌肉、脂肪和皮肤构成的外部软组织结构5。外部软组织结构5具有与骨结构3的外表面4接触的内表面以及与骨结构3相对的外表面6。由骨结构3的外表面4和外部软组织结构5的内表面来定义外部界面7。脊骨2还装有内部软组织结构8,由图5至图6可见,尤其是包含脊髓。骨结构3和内部软组织结构8因此分别具有定义内部界面9的内部接触表面和外部接触表面。

[0088] 本发明并不仅仅只限于关于分别由骨结构3以及外部软组织结构5和内部软组织结构8所构成的第一解剖结构和第二解剖结构,而可适用于任何类型的第一解剖结构和第二解剖结构,其中第一解剖结构的第一声阻抗大于第二解剖结构的第二声阻抗。

[0089] 在图3和图4所示意显示的第一实施例中,手术器械10可由适合给骨结构3钻孔的手持工具构成,其类型如专利申请书W003/068076所述且以PediGuard®商标出售。尽管是关于这种工具进行描述的,但是本发明不仅仅只限于这种类型的手术器械。尤其是,可以通过其它类型的手术器械来实施本发明,尤其是探针、锥子、钻头、药刀、刮器或者可由机械手臂支撑的任何其它工具,或者比如螺钉,尤其是椎弓根螺钉这样的植入物。

[0090] 工具10包括适合穿透骨结构3的主体11以及构成固定于主体11的手柄的外壳20,所述手柄适合由使用者用手把持。根据用途,外壳20还可以固定于机械手臂的末端。

[0091] 如图4所示,主体11具有外表面12,并且用于支撑第一电极16和第二电极17,所述第一电极16和第二电极17分别具有第一接触表面16a和第二接触表面17a,设置所述接触表面使其在彼此相隔一定距离之处与骨结构3相接触。

[0092] 在所示的实施例中,主体11为沿着中心轴A的圆柱形,具有圆形横截面,并且从固定于手柄20的近端13延伸到确定插入端的远端14,当然,也可为任何其它形状,比如横截面为多边形的圆柱形或者其它形状。

[0093] 由导电材料所制成的圆柱形的第一电极16在与中心轴A平行的主体11内延伸。尤其是,第一电极16设置在主体11的中心孔内并且与中心轴A共轴地延伸到设置在第一接触表面16a的自由端。第一接触表面16a在主体远端14与主体11外表面12齐平。由导电材料所制成的环形的第二电极17围绕第一电极16沿着中心轴A延伸。尤其是,第二电极17可由主体11本身所构成并由导电材料所制成。第二电极17的第二接触表面17a是由与主体11外侧面相对应的、平行于中心轴A的圆柱部分以及与主体11远中面相对应的、相对于中心轴A呈横向环形的一部分所构成的。

[0094] 一层电绝缘材料15设置在第一电极16和第二电极17之间。电绝缘材料层15沿着主体11从主体11近端13延伸到主体11远端14与自由端表面15a齐平之处。在所示的实施例中,环形的电绝缘材料层15围绕第一电极16在第二电极17内沿着中心轴A延伸。

[0095] 当然,本发明不仅仅只限于上文关于主体11、第一电极16和第二电极17以及电绝缘材料层15所述的实施例和设置。更普遍而言,第一电极16和第二电极17不一定同轴设置。

尤其是,可分别作为埋入主体11中的导电材料杆来实现所述第一电极16和第二电极17。此外,第一电极16和第二电极17可分别具有与主体11外侧面或远中面齐平的接触表面16a、17a。主体11还可以支撑两个或两个以上第一电极16以及两个或两个以上第二电极17。

[0096] 手柄20,可旋转对称且大体上与主体11的中心轴A共轴地延伸。手柄20的形状有利于把持和操纵工具10。手柄20可由塑料制成并且与延伸到主体11一部分外表面12的塑料套管18成为一体。

[0097] 手柄20包括外壳21,所述外壳适合容纳发电机22、电子测量装置23以及供电装置24,所述供电装置为发电机22和测量装置23提供电力。例如,发电机22、电子测量装置23和供电装置24设置在通过开口插入外壳21中的电路板25上,所述开口设置在与主体11相对的手柄20末端。可拆卸盖26封闭外壳21。

[0098] 电子测量装置23适合连续和实时地测量表示解剖结构,尤其是骨结构3在第一接触表面16a和第二接触表面17a之间传导电流的能力的电气特征,比如阻抗或电导。连接着适当处理装置的这种电子测量装置23能够根据所测得的电气特征的变化以相对方式来接收组织变化,甚至能够根据所测得的电气特征值以绝对的方式来识别组织。

[0099] 在图1中,医疗系统1包括视图测量装置30,所述视图测量装置包括一个或多个超声换能器31,所述超声换能器设置在支架32上并且分别适合发射一个或多个超声视图信号 $US_v$ 。每个超声视图信号 $US_v$ 都适合在身体部分中传播并且至少在骨结构3与外部软组织结构5之间外部界面7上部分反射。此外,每个超声换能器31都适合接收一个或多个反射视图信号 $R_v$ ,对应于一部分超声视图信号 $US_v$ 在不同声阻抗的解剖结构上的反射。

[0100] 在所显示的特殊实施例中,每个超声视图信号 $US_v$ 都是频率介于100kHz至10MHz之间的超声纵波,如正弦波或方波且具有适当的幅度。每个超声换能器31随之连接着发电机,所述发电机输出的峰间电压介于1V至10,000V之间。

[0101] 在所显示的特殊实施例中,并不仅仅只限于此,多个超声波换能器,在图1中可见其中两个超声换能器,设置在支架31上,以便定义发射-接收表面33,将其放置在与外部软组织结构5的外表面6相接触的位置,在图1中,发射-接收表面33直接与超声换能器31的一组发射-接收表面相接触或者由其构成。支架32具有开口35,该开口在发射-接收表面33以及与发射-接收表面33相对的外表面34之间延伸,以便工具10的主体11能够穿过,这一点将通过下文描述显而易见。

[0102] 因此,发射-接收表面33使之有可能在外部软组织结构5外表面6的多个部位:

[0103] -传输每个超声波 $US_v$ ,以及,

[0104] -接收每个反射视图信号 $SR_v$ 。

[0105] 如图1所示的,每个反射视图信号 $SR_v$ 的形式为幅度随着时间变化的多个回波。实际上,随着超声波 $US_v$ 的传播会出现很多回波,因为它所横穿的结构并不是完全均匀的。然而,不均质性在骨结构3与外部软组织结构5之间的外部界面7更为明显,因为与外部软组织结构5相比,骨结构3的声阻抗更高。为了识别出外部界面7,因此将检测相对应的目标视图回波 $E_v$ 。

[0106] 为了处理每个反射视图信号 $SR_v$ ,医疗系统1还包括连接着视图测量装置30的视图处理装置40。视图处理装置40包括电子处理器,所述电子处理器适合在每个部分的反射视图信号 $SR_v$ 的一组回波中检测出与在骨结构3和外部软组织结构5之间的外部界面7相对应

的目标视图回波 $E_v$ 。为此,视图处理装置40的处理器检测幅度大于确定的查看阈值 $S_v$ 的目标视图回波 $E_v$ 。可根据横穿不同解剖结构的声阻抗且考虑到在超声波 $US_v$ 穿过各个解剖结构过程中超声波 $US_v$ 的衰减以及对该衰减的补偿来自动或手动地调整查看阈值 $S_v$ 。

[0107] 视图处理装置40的处理器还适合测量在发射超声视图信号 $US_v$ 与检测目标视图回波 $E_v$ 之间的渡越时间。尤其是,发射超声波 $US_v$ 的上升边缘激活时钟,所述时钟由目标视图回波信号 $E_v$ 的上升边缘停止。由此所测得的渡越时间反映出骨结构3与外部软组织结构5之间的超声换能器31和外部界面7之间的距离。它因此与外部界面7所在之处相对应于发射-接收表面33的深度以及对应于从那里相对于进行测量的外部软组织结构5的外表面6的深度。该渡越时间可以是多次测量值的平均值,以提高准确率。还可以测定该渡越时间的变化(相对测量)。

[0108] 一旦测定出渡越时间,便可以表示出渡越时间,从而得到骨结构3与外部软组织结构5之间的外部界面7的“解剖视图”,并因此得到的基于所测得的渡越时间的骨结构3外表面4的三维渲染的表示法。尤其是,视图处理装置40适合把参考系内的坐标分配到每个部位。坐标可包括在笛卡尔参考系内沿着彼此相互垂直的第一方向和第二方向的横坐标与纵坐标,深度按照垂直于第一方向和第二方向的第三方向提供一个新坐标。通过每个部位的坐标以及在该部位确定的深度,视图处理装置40可以在参考系内定义并注册与部位相对应的一个界面点。可以根据一系列定义的界面点,将在包含了所有进行过测量的部位的观察区附近的第一解剖结构3外表面4的部分呈现在参考系上。

[0109] 尤其是,视图处理装置40的处理器适合把每个测得的渡越时间与查看参数值相关联,比如颜色或对比度。视图处理装置40还包括连接着处理器的显示装置,该显示装置适合通过显示与在每个部位所测得的渡越时间相对应的查看参数值来呈现骨结构3的外表面4。可采用通过三维渲染进行表示的任何形式:颜色、对比度、高度等。

[0110] 现在参考图1描述查看实施上述医疗系统的手术器械10的进针点位置的方法。结合视图测量装置30的两个所示超声换能器31对该方法进行描述,应理解,该方法也可应用于包括两个以上超声换能器31的视图测量装置30。

[0111] 超声换能器阵列31的发射-接收表面33位于与患者皮肤观察区接触之处,所述患者皮肤观察区位于待成像的脊骨2附近。在超声换能器31的每个部位,朝脊骨发射一个或多个超声波 $US_v$ 。可以脉冲的形式来发射超声波 $US_v$ ,所述脉冲是以足够长的时间间隔产生的,所述时间间隔足以避免超声视图信号 $US_v$ 与反射视图信号 $SR_v$ 相重叠。

[0112] 每个超声波 $US_v$ 都在身体部分中传播并且在遇到异质之处产生部分反射,导致回波回到相应的超声换能器31。超声换能器31将其接收并把相应的反射视图信号 $SR_v$ 传输到视图处理装置40的处理器。

[0113] 尤其是,将第一超声换能器31a定位在外部软组织结构5具有第一厚度之处的部位之上。在由第一超声换能器31a接收并传输到处理器的一组回波中,处理器检测在第一渡越时间 $t_1$ 之后超出查看阈值 $S_v$ 的目标视图回波 $E_{v1}$ 。将第二超声换能器31b定位在外部软组织结构5具有第二厚度之处的部位之上,所述第二厚度大于第一厚度。在由第二超声换能器31b接收并传输到处理器的一组回波中,处理器检测在第二渡越时间 $t_2$ 之后超出查看阈值 $S_v$ 的目标视图回波 $E_{v2}$ ,所述第二渡越时间 $t_2$ 大于第一渡越时间 $t_1$ 。在图1中应注意,通过常数值来表示查看阈值 $S_v$ ,可以用一个数值来表示反射视图信号回波的幅度,调整所述数值,

以便在超声波US<sub>v</sub>穿过不同解剖结构过程中补偿超声波US<sub>v</sub>可能存在的衰减。作为选择,可以用实际检测值来表示反射视图信号回波的幅度,然后用调整的递减数值来表示查看阈值S<sub>v</sub>,以便在超声波US<sub>v</sub>穿过不同解剖结构过程中补偿可能存在的超声波US<sub>v</sub>的衰减。

[0114] 可以确定分别与第一渡越时间t<sub>1</sub>和第二渡越时间t<sub>2</sub>相对应的第一深度和第二深度,并分别将其与第一坐标和第二坐标相关联,以便定义通过两个不同的查看参数值可以在显示装置上所表示的第一界面点和第二界面点。

[0115] 可将超声换能器阵列31移动到患者皮肤的观察区附近。

[0116] 通过如此得到的骨结构3外表面4的表示法,执业医师就可以识别出应用手术器械10主体11插入端14并且可以识别出插入手术器械10的适当进针点位置。

[0117] 为了改进在所识别的进针点位置实际定位插入端14,视图处理装置40可进一步适合在骨结构3外表面4上显示在插入端14或在插入端14附近的至少一部分手术器械10外表面12。尤其是,如上文所述,可以通过渡越时间来如此显示手术器械10,在发射超声视图信号US<sub>v</sub>与在反射视图信号SR<sub>v</sub>中检测出与手术器械10外表面相对应的器械回波E<sub>i</sub>之间测得所述渡越时间。可将器械回波E<sub>i</sub>识别为超出定义的器械阈值S<sub>i</sub>的反射视图信号回波SR<sub>v</sub>,例如,所述器械阈值S<sub>i</sub>等于查看阈值S<sub>v</sub>。例如,主体11可标有参考标记,可以通过超声视图信号US<sub>v</sub>和反射视图信号SR<sub>v</sub>来识别所述参考标记。例如,通过与主体11其余部分不同的材料所制成的这个标记可以位于插入端14或者位于已知相对于插入端14进行设置的部分上。

[0118] 因此,可以通过在发射-接收表面33下面经由开口35插入主体11或者从支架32周边的外部,将手术器械10的插入端14放置在发射-接收表面33下面。可以在显示装置上查看叠置在骨结构3外表面4上的插入端14并将其移动到识别的进针点。

[0119] 医疗系统1及其方法已经结合包括超声换能器阵列31的视图测量装置30进行了描述,所述超声换能器阵列31分别能够同步或连续发射超声视图信号US<sub>v</sub>并且在外部软组织结构5外表面6的多个单独部位接收反射视图信号SR<sub>v</sub>。这些措施使之能够直接标测观察区。

[0120] 但是,本发明不仅仅只限于这类医疗系统1以及也不仅仅只限于这种方法。

[0121] 作为选择,医疗系统1的视图测量装置30可包括单个的超声换能器31,所述超声换能器能够发射超声视图信号US<sub>v</sub>并且在外部软组织结构5外表面6的一个部位接收反射视图信号SR<sub>v</sub>。超声换能器31可以扫描外部软组织结构5的外表面6,以便在多个单独的部位得到连续的测量值。支架32的发射-接收表面33直接与超声换能器31本身的发射-接收表面相接触或者由其构成。通过这个变体,图1阐释了同一个超声换能器的两个不同位置。

[0122] 根据图2所示的另一个变体,医疗系统1的视图测量装置30可包括一对或多对超声换能器31,每对超声换能器31a'中的一个超声换能器适合发射超声视图信号US<sub>v</sub>,而每对超声换能器31a'中的另一个超声换能器则适合接收反射视图信号SR<sub>v</sub>。支架32的发射-接收表面33直接与彼此相互分开的多个发射表面以及多个接收表面相接触或者由其构成。

[0123] 在其它变体中,支架32发射-接收表面33可以是间接接触连续或间断的表面,意即通过适合传输超声波的一个或多个结构的接触,使一个或多个超声换能器31的发射和/或接收表面设置在与支架32发射-接收表面33相隔一定距离之处。

[0124] 现在说明关于上文所述的能够定位进针点位置并识别主体在骨结构3中路径的工具10的具体措施。尽管作为关于通过视图测量装置30和视图处理装置40查看进针点的前述措施的补充进行说明,可单独地提供关于工具10的这些特殊措施。

[0125] 在图3和图4中,工具10包括位置测量装置50,所述位置测量装置包括设置在主体上的一个或多个超声换能器51,所述每个超声换能器适合发射一个或多个超声位置信号 $US_L$ 。每个超声位置信号 $US_L$ 适合在骨结构3中传播并且适合至少在骨结构3与外部软组织结构5及内部软组织结构8之间的每个外部界面7和内部界面9部分反射。每个超声换能器还适合接收一个或多个反射位置信号 $RL$ ,所述反射位置信号对应于不同声阻抗的解剖结构上的一部分超声位置信号 $US_L$ 。

[0126] 在所显示的实施例中,每个超声位置信号 $US_L$ 的频率介于100kHz至10MHz之间的超声纵波,例如正弦波或方波,且具有适当的幅度。每个超声换能器51都可以连接着发电机52,例如,所述发电机设置在手柄20的外壳21中,提供介于1V至10,000V之间的峰间电压。

[0127] 在所显示的实施例中,并不仅仅只限于此,超声换能器51设置在距离远端有一定距离之处,例如,在主体11近端13附近。电绝缘材料层15构成一个传输结构,该传输结构适合传输每个超声位置信号 $US_L$ 以及每个反射位置信号 $SR_L$ 。电绝缘材料层15在主体11近端13与超声换能器51相接触并且能够通过其形成发射-接收表面的自由端表面15a在骨结构3外表面4的一个或多个部位:

[0128] -传输每个超声波 $US_L$ ,以及,

[0129] -接收每个反射位置信号 $SR_L$ 。

[0130] 为此,电绝缘材料层15可由适合使第一电极16和第二电极17电绝缘且同时声阻抗适合发射超声的任何材料所制成,例如,陶瓷、玻璃、比如PEEK这样能够带电的聚合物。尤其是可以根据电绝缘材料层15的几何结构、超声换能器51的声学特性以及插入手术器械10插入端14的解剖结构来选择材料及其属性,尤其是电绝缘材料层15的发射-接收表面15a相接触。

[0131] 尽管用截头圆锥形表面来表示,发射-接收表面15a可由具有任何其它适当定向的表面所构成,尤其是横贯中心轴A、沿着中心轴A定向的平面,所述中心轴A轴向地简化了超声位置信号 $US_L$ 的发射。

[0132] 如图5至图7所示,每个反射位置信号 $SR_L$ 的形式为幅度随着时间变化的多个回波。实际上,随着超声波 $US_L$ 的传播会出现很多回波,因为横贯的结构并不是完全均匀的。

[0133] 为了处理每个反射位置信号 $SR_L$ ,医疗系统1还包括连接着位置测量装置50的位置处理装置55。位置处理装置55包括电子处理器,所述电子处理器适合在每个部分的反射位置信号 $SR_L$ 的一组回波中检测出与骨结构3与外部软组织结构5及内部软组织结构8之间的外部界面7及内部界面9相对应的目标位置回波 $EL$ 。为此,位置处理装置55的处理器检测幅度大于定义的位置阈值 $SL$ 的目标位置回波 $EL$ 。实际上,目标位置回波 $EL$ 的幅度大于其它回波,因为骨结构3与外部软组织结构5及内部软组织结构8之间的外部界面7和内部界面9的不均质性较大。在检测目标回波位置 $EL$ 过程中,位置处理装置55的处理器适合将幅度较大、接近目标位置回波 $EL$ 的相邻回波考虑在内,尤其是与骨结构内的松质骨与密质骨之间界面相对应的相邻回波。根据横穿的不同解剖结构的声阻抗并且考虑到在超声波 $US_L$ 穿过各个解剖结构过程中超声波 $US_L$ 的衰减以及对该衰减的补偿,可自动或手动地调整位置阈值 $SL$ 。

[0134] 位置处理装置55的处理器适合比较反射位置信号 $SR_L$ 的每个回波与位置阈值 $SL$ ,并且,如果在分析时间窗F内没有识别出与骨结构3与外部软组织结构5及内部软组织结构8之间的外部界面7和内部界面9相对应的目标位置回波 $EL$ 且目标位置回波 $EL$ 的幅度超出位置阈

值 $S_L$ ，则发射信息信号。

[0135] 适合进针点的定位以及适当路径的识别因此是以超声位置信号 $US_L$ 在一定阈值，即位置阈值 $S_L$ 以下，在分析时间窗 $F$ 内“消失”为基础的。如此消失的特征在于，在分析时间窗内，没有表示骨结构3与外部软组织结构5及内部软组织结构8之间的外部界面7和内部界面9的回波。通过起始点和持续时间来确定该分析时间窗 $F$ 。可根据骨结构3(颈椎、胸椎或腰椎)的大小以及骨结构3的质量，尤其是密度对其进行调整。确定分析时间窗 $F$ ，以使用骨结构3的厚度来表示，所述骨结构3的厚度足以在没有横穿界面的风险的情况下插入手术器械，所述界面尤其是锥孔处的界面。足够的厚度可取决于骨结构3的质量，尤其是密度。一旦确定之后，则可以把分析时间窗 $F$ 和位置阈值 $S_L$ 存储在与位置处理装置55的处理器相连接的存储器中。

[0136] 起始点的位置可取决于超声换能器31的特性。该起始点可以是超声位置信号的发射。作为选择，可选择该起始点，以避免由于射出超声波 $US_L$ 而产生的炫光。例如，可通过第一目标位置回波 $E_L$ 的下降边缘定义起始点，所述第一目标位置回波 $E_L$ 的下降边缘与骨结构3外表面4与外部软组织结构5内表面之间的外部界面7处的炫光相对应。尤其是，持续时间可介于 $1\mu s$ 至 $100\mu s$ ，与约为3毫米至150毫米的深度相对应，例如约为 $20\mu s$ 。通知执业医师在分析时间窗 $F$ 内存在或者不存在目标位置回波 $E_L$ 的信息信号可为任何适当的形式：波形图、显示装置上的对比色曲线、声波讯号，或任何其它形式。

[0137] 现在，参考图5至图7，说明定位手术器械10进针点并识别手术器械10主体11路径的方法。

[0138] 在多个部分，使设置在主体11远端14并与超声换能器51相连接的发射-接收表面15a连续地位于待处理的脊骨2的外表面4附近。在发射-接收表面15a所在的每个部位，发射一个或多个超声波 $US_L$ 。可以脉冲形式发射超声波 $US_L$ ，所述脉冲是以相隔足够远的时间间隔产生的，所述时间间隔足够远，以致于超声位置信号 $US_L$ 与反射位置信号 $SR_L$ 之间没有重叠。

[0139] 每个超声波 $US_L$ 都在脊骨2中传播并且在遇到不均质性之处部分反射，导致回波回到相应的发射-接收表面15a，并传输到超声换能器51。超声换能器51将其接收，并且轮流把相应的反射位置信号 $SR_L$ 传输到位置处理装置55的处理器。

[0140] 在图5中，发射-接收表面15a位于覆盖脊髓7的锥孔旁边的第一个部位。在由超声换能器51接收并传输的处理器器的所有回波中，处理器由于骨结构3与内部软组织结构8之间的内部界面9而检测出在分析时间窗 $F$ 内超出位置阈值 $S_L$ 的目标位置回波 $E_L1$ 。

[0141] 同样，在图6中，位于一个横向棘突旁边的第二个部位的发射-接收表面15a接收反射位置信号 $SR_L2$ ，所述反射位置信号在分析时间窗 $F$ 内包括目标视图回波 $E_L2$ ，所述目标视图回波 $E_L2$ 是由于骨结构3与位于与第二个部位相对的脊骨2外表面4上的外部软组织结构5之间的外部界面7而由处理器识别出的。

[0142] 相反，在图7中，发射-接收表面15a位于一个椎弓根旁边的第三个部位。在分析时间窗 $F$ 之外接收由于骨结构3与位于与第三个部位相对的脊骨2外表面4上的外部软组织结构5之间的外部界面7而产生的反射位置信号 $SR_L3$ 的目标位置回波 $E_L3$ 。在分析时间窗 $F$ 之内缺乏目标位置回波 $E_L$ 以及相应信息信号向执业医师表明，手术器械10与椎弓根对齐，因此已经识别出适当的进针点和路径。

[0143] 在图5至图7中，因为用常数值表示位置阈值 $S_L$ ，可以用数值表示反射位置信号回

波的幅度,调整所述数值,以便在超声波US<sub>L</sub>穿过骨结构3过程中补偿超声波US<sub>L</sub>可能存在的衰减。作为选择,可以用实际检测值来表示反射位置信号回波的幅度,然后用调整的递减数值来表示位置阈值S<sub>L</sub>,以便补偿在超声波US<sub>L</sub>穿过骨结构3过程中可能存在的超声波US<sub>L</sub>的衰减。

[0144] 已经结合能够发射超声位置信号US<sub>L</sub>并接收反射位置信号SR<sub>L</sub>的单个超声换能器51对手术器械10和方法进行了说明,手术器械10扫描骨结构3的外表面4,从而在多个单独部位进行连续的测量。

[0145] 然而,本发明不仅仅只限于该医疗系统1,也不仅仅只限于该方法。

[0146] 尤其是,位置测量装置50可包括多个超声换能器51,各自能够同步或连续发射超声位置信号US<sub>L</sub>以及接受在骨结构3外表面4的多个单独部位的反射位置信号SR<sub>L</sub>。

[0147] 根据另一个变体,位置测量装置可包括一对或多对超声换能器51,每对超声换能器51中的一个超声换能器适合发射超声位置信号US<sub>L</sub>,每对超声换能器中的另一个超声换能器适合接收反射位置信号SR<sub>L</sub>。

[0148] 手术器械可由植入物或任何其它适当工具构成。

[0149] 因此,在图8所示的第二实施例中,手术器械是包括主体11'在内的钻孔工具10',所述主体11'具有内部主体结构11a'和外部主体结构11b',所述外部主体结构适合以可拆卸的方式容纳内部主体结构11a'。内部主体结构11a'和外部主体结构11b'分别沿着主体的中心轴A在两端之间延伸。在所显示的实施例中,内部主体结构11a'适合给骨结构3钻孔。

[0150] 在图8中,主体11'处于内部主体结构11a'在外部主体结构11b'内的组装状态。内部主体结构11a'和外部主体结构11b'的相对末端可相应地配对,以便定义主体11'的近端13'和远端14'。内部主体结构11a'和外部主体结构11b'可通过比如压装、螺丝结合这类任何适当的可逆组装方式或者组装件组装在一起,尤其是通过设置在主体11'近端13'的手柄。在图8中,内部主体结构11a'具有面对外部主体结构11b'内表面的外表面。与外部主体结构11b'内表面相隔一定距离之处显示内部主体结构11a'外表面,但是,应该理解,这些表面可相互接触。通过以适当的方式操作组装工具,主体11'可以过渡到分离状态,在分离状态下,内部主体结构11a'和外部主体结构11b'彼此相互分离。

[0151] 在图8中,在与处于组装状态的主体11'远端14'相对应的末端,将超声换能器51'设置在外部主体结构11b'上。超声换能器51'可具有在主体11'外表面12'直接设置在主体11'远端14'的发射-接收表面51a'。

[0152] 在主体11'的组装状态下,将外部主体结构11b'用于定位进入骨结构3的适当进针点位置并确定手术器械10'的适当路径,如上文所述。把内部主体结构11a'用于在适当的位置和方向给骨结构3钻孔。一旦在骨结构3中钻出一个孔,便可移除内部结构11a'而仅仅只保留外部主体结构11b',然后所述外部主体结构11b'用作另一个手术器械的导向管。

[0153] 在图9所阐释的一个变体中,在与处于组装状态的主体11'远端14'相对应的末端,将超声换能器51"设置在内部主体结构11a'上。如上文所述,一旦通过适当地将外部主体结构11b'定向放置在适当位置上,内部主体结构11a'和外部主体结构11b'则彼此相互分离,以便外部主体结构11b'可用作另一个手术器械的导向管。

[0154] 在第二实施例中,类似于第一实施例,将换能器51'、51"设置在离主体11'的远端14'有一定距离之处。主体11'可具有适合传输超声位置信号US<sub>L</sub>和反射位置信号R<sub>L</sub>的传输结

构。传输结构连接着超声换能器并且沿着主体11'延伸到在主体11'外表面12上设置在主体11'远端14'的发射-接收表面。

[0155] 适合插入由外部主体结构11b'所构成的导向管中的手术器械可以是如图3所示的手术器械,在适当的情况下,没有其专用的超声换能器。

[0156] 作为选择,内部主体结构11a'和外部主体结构11b'可分别各自包括如上所述的手术器械的第一电极和第二电极。

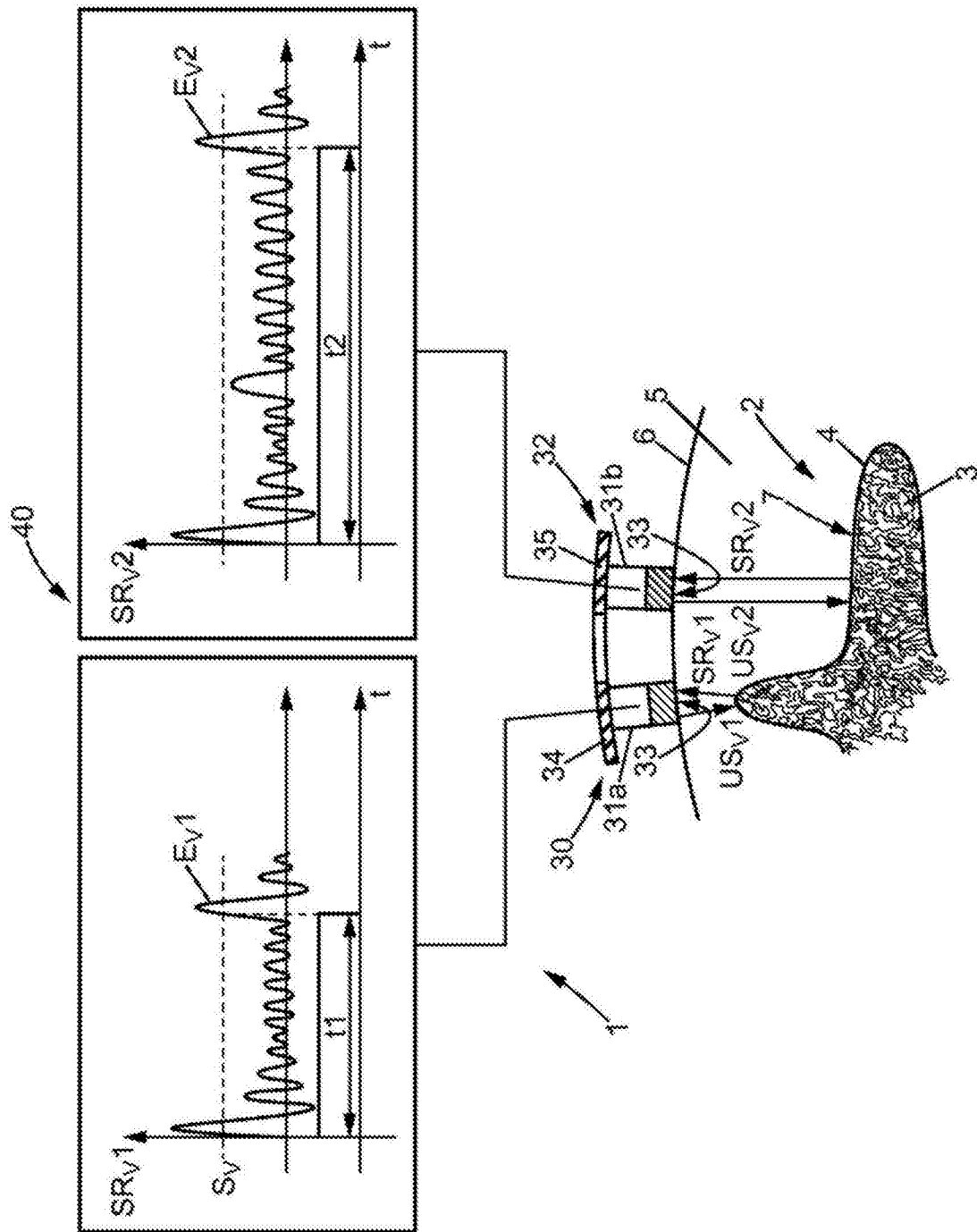


图1





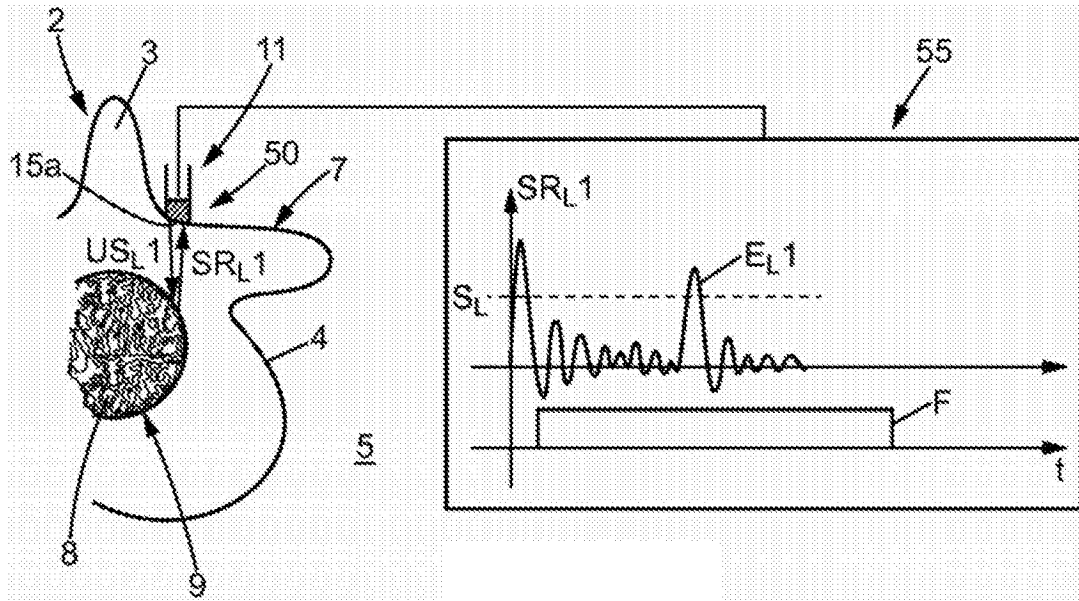


图5

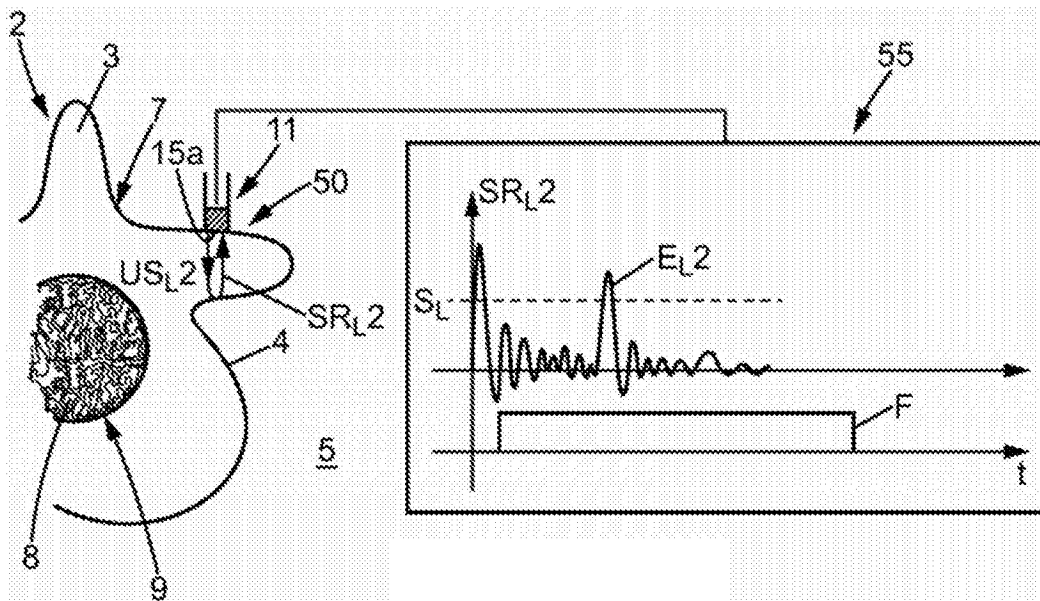


图6

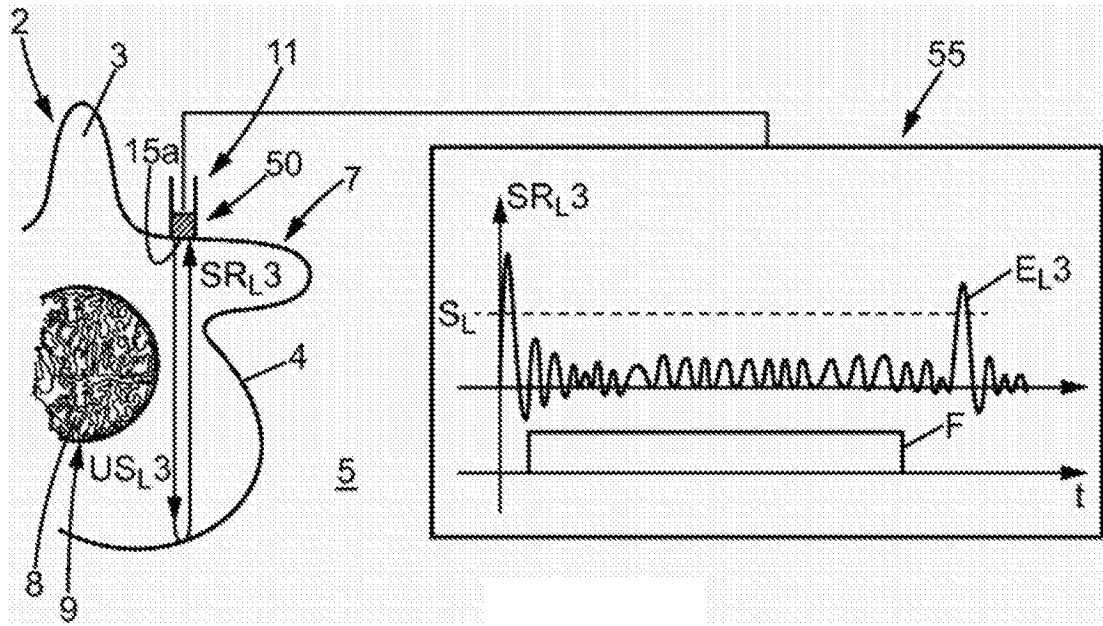


图7

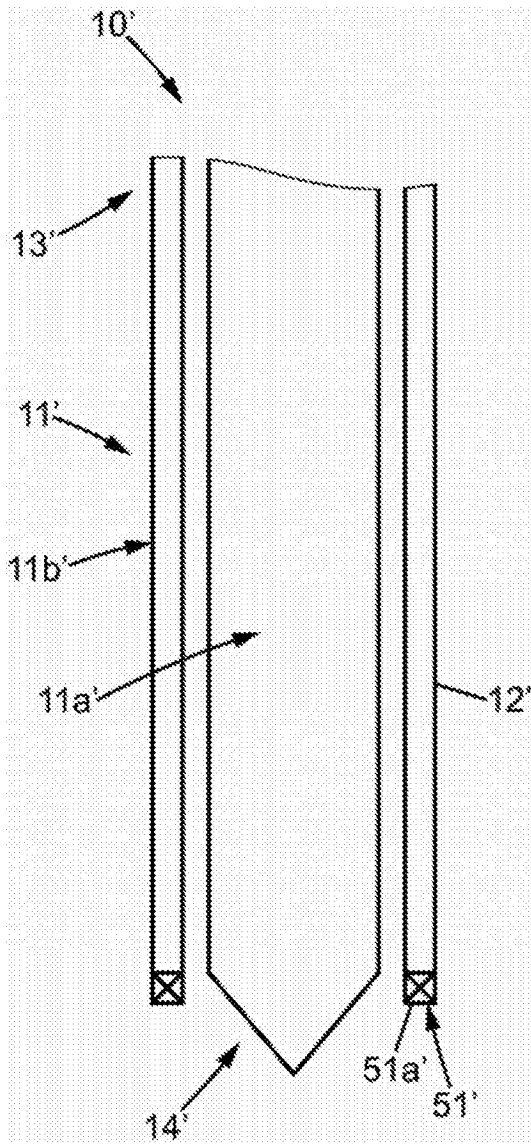


图8

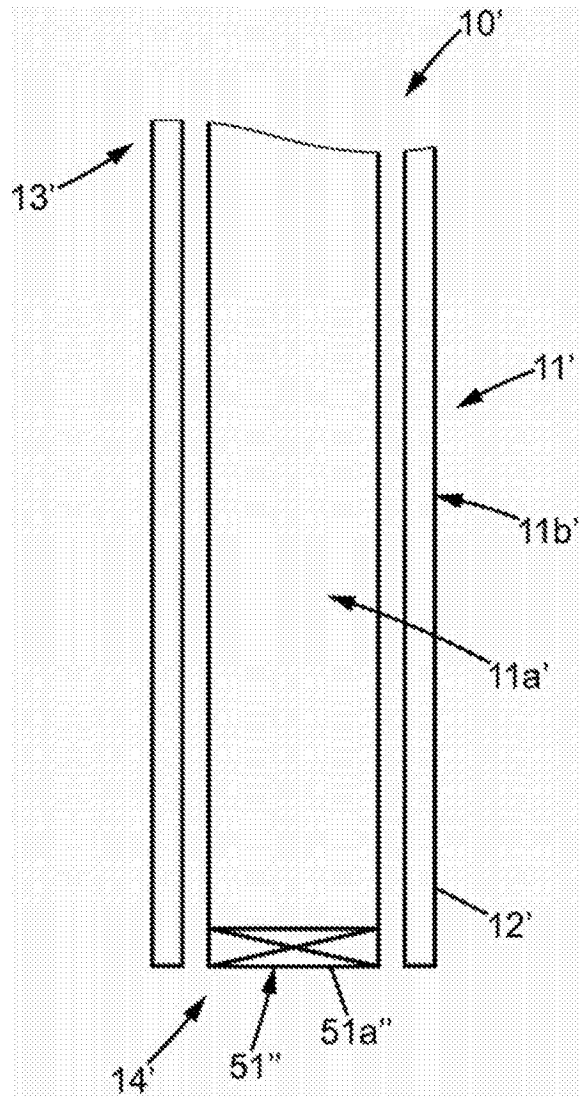


图9

专利名称(译)	适用于确定手术器械进入解剖结构的进针点位置以及识别手术器械在解剖结构中的轨迹的医疗系统及方法，以及构成该医疗系统和手术器械的组件		
公开(公告)号	<a href="#">CN106028949A</a>	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201580007749.1	申请日	2015-02-03
申请(专利权)人(译)	脊柱防护公司		
当前申请(专利权)人(译)	脊柱防护公司		
[标]发明人	莫里瑟布利翁 兰代尔R贝特兹 西阿伦博尔格 安德雷凯林 拉里T克胡 乔赫恩I威廉姆斯 黑凯特温		
发明人	莫里瑟·布利翁 兰代尔·R·贝特兹 西阿伦·博尔格 安德雷·凯林 拉里·T·克胡 乔赫恩·I·威廉姆斯 黑·凯特·温		
IPC分类号	A61B8/08 A61N1/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0875 A61B90/37		
代理人(译)	张轶		
优先权	2014000305 2014-02-03 FR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种医疗系统(1)，它由工具(10)构成，包括：主体(11)；适合发射超声位置信号(USL)和接收反射位置信号(SRL)的位置测量装置(50)；适合比较反射位置信号(SRL)的每个回波与预先确定的位置阈值(SL)的位置处理装置(55)，如果在分析时间窗(F)内没有识别出与第一解剖结构(3)和第二解剖结构(5、8)之间界面(7、9)相对应的目标位置回波(EL)且目标位置回波(EL)的幅度超出位置阈值(SL)，则发射信息信号。

