



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105338895 B

(45)授权公告日 2020.10.23

(21)申请号 201480014483.9

(22)申请日 2014.01.13

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105338895 A

(43)申请公布日 2016.02.17

(30)优先权数据  
61/783,607 2013.03.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.09.11

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2014/011238 2014.01.13

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02014/143388 EN 2014.09.18

(73)专利权人 捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯  
美国外科技术名义)  
地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 范泰林

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227  
代理人 陈炜

(51)Int.Cl.  
A61B 5/05(2006.01)  
A61B 5/053(2006.01)

(56)对比文件  
US 2004/0011365 A1,2004.01.22  
US 2005/0200352 A1,2005.09.15  
EP 1467218 A2,2004.10.13  
US 2006/0061354 A1,2006.03.23  
CN 101988956 A,2011.03.23  
EP 1399749 B1,2009.08.19  
CN 102401884 A,2012.04.04  
EP 2284555 A1,2011.02.16

审查员 戚永娟

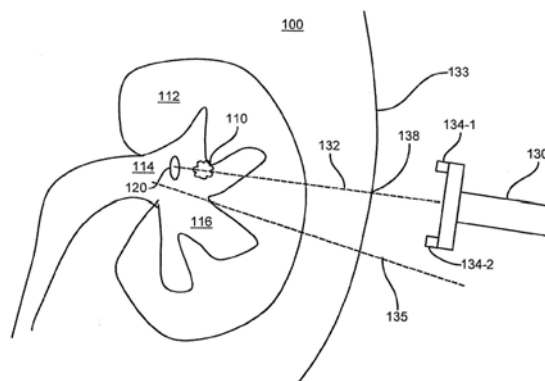
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

传感器电路

(57)摘要

传感器电路。手术定位器电路通过将诸如磁源的发射器设置在诸如肾结石的手术目标后方或附近,并且采用该电路识别到发射器的轴线,从而限定到手术目标的轴线或路径,来识别手术目标。布置成等距共面布置的传感器阵列均感测指示到发射器的距离的信号。磁控电阻器传感器生成可变电阻,该可变电阻对到发射磁场的磁性线圈的距离进行响应。来自每个共面传感器的相等信号指示定位在穿过在多个传感器中心的点并且与该平面正交的轴线上。固定元件和信号调节器增强从每个传感器接收的信号并且将该信号归一化,以适应多个传感器之间的磁阻响应的微小差异。



1. 一种用于识别手术目标的传感器电路,该传感器电路包括:

多个传感器,所述多个传感器布置在与穿过所述手术目标的轴线基本上正交的平面中,所述轴线由设置在所述手术目标的远侧上的发射器限定;

多条电路支路,所述电路支路将所述多个传感器互连,每个传感器设置在相应电路支路上;

电压源,所述电压源连接到每条所述电路支路,用于基于所述多个传感器相对于所述轴线的定向,感生输出信号,当所述平面与所述轴线正交并且所述轴线基本在所述传感器之间的中心时,所述输出信号与预定值匹配;

信号调节器,所述信号调节器用于修改所述输出信号,以适应每个传感器接收的信号强度之间的差异;以及

多通道电压比较器,所述多通道电压比较器比较修改后的输出信号并且基于修改后的输出信号来匹配所述预定值。

2. 根据权利要求1所述的传感器电路,其中,所述发射器是发射磁场的磁源,并且所述传感器是对所发射的磁场的强度和定向进行响应的磁传感器。

3. 根据权利要求2所述的传感器电路,所述传感器电路还包括与在相应电路支路上的每个传感器邻近的固定元件,所述固定元件具有与所述发射器无关的对所述电压源的固定响应,并且对所述电压源进行响应以与其它电路支路校准。

4. 根据权利要求3所述的传感器电路,其中,所述传感器是响应于磁场而具有可变电阻的磁场传感器,并且所述固定元件是不受所述磁场影响而对电压源具有线性响应的静态电阻器。

5. 根据权利要求3所述的传感器电路,所述传感器电路还包括所述固定元件和所述传感器之间的校准基准,所述校准基准被配置用于计算所述电路支路上的相应传感器的调节参数。

6. 根据权利要求5所述的传感器电路,其中,所述校准基准被配置用于测量跨所述固定元件的电压降,所测量的电压降指示相应电路支路中的电流,以用于计算所述相应传感器的调节参数。

7. 根据权利要求6所述的传感器电路,其中,所述信号调节器从每条所述电路支路接收所述校准基准,并且对所述调节参数进行响应,以用于为了来自每条所述电路支路的均一响应而修改所述输出信号。

8. 根据权利要求3所述的传感器电路,其中,所述固定元件串联连接在所述电压源和所述传感器之间,校准基准基于所述传感器提供指示电流的信号以及提供指示跨所述校准基准的电压降的信号,所述电流在所述传感器和所述校准基准中是一致的。

9. 一种传感器电路,该传感器电路包括:

多条支路,所述多条支路设置成共面布置,所述多条支路中的每条支路具有指示到磁源的距离的传感器,其中,所述传感器包括可变元件和固定元件,所述可变元件是响应于来自所述磁源的磁场强度而改变电阻的磁控电阻器,所述固定元件连接到每条所述支路,所述固定元件具有与所述磁源无关的对电压源的响应;

连接到每条所述支路的所述电压源,所述电压源用于基于所述传感器相对于在所述可变元件之间的中心的轴线的定向,感生输出信号,当由所述支路限定的平面垂直于所述轴

线时,所述输出信号与预定值匹配;

所述固定元件和所述电压源之间的校准基准,所述校准基准指示跨所述固定元件的电压降;

信号调节器,所述信号调节器用于修改所述输出信号,以适应每个传感器接收的信号强度之间的差异;以及

多通道电压比较器,所述多通道电压比较器比较修改后的输出信号并且基于修改后的输出信号来匹配所述预定值。

10. 根据权利要求9所述的传感器电路,其中,所述固定元件、所述多条支路和相应可变元件限定修改后的惠斯通电桥,并且所述校准基准对相应支路中的电流进行响应。

11. 根据权利要求9所述的传感器电路,其中,所述固定元件与每个所述可变元件串联并且具有与相应可变元件公共的电流电平。

12. 根据权利要求11所述的传感器电路,其中,所述信号调节器具有调节参数,该调节参数用于增强从所述校准基准接收的信号,使得当每个所述可变元件离所述磁源的距离相同时,来自每个所述校准基准的增强后的信号是相同的。

13. 根据权利要求12所述的传感器电路,其中,所述调节参数用于当由所述支路限定的平面垂直于在所述可变元件之间的中心的轴线时,计算来自每条所述支路的一致信号。

## 传感器电路

### 技术领域

[0001] 本发明涉及传感器电路。

### 背景技术

[0002] 手术过程通常依赖于精确定位,以在不干扰可能不利地影响手术结果的附近结构的情况下定位特定手术目标。开放手术(open field surgery)依赖于外科医生不颤抖的手和敏锐的目光,从而确保专注地进行手术治疗。近几十年来,内窥镜和腹腔镜技术通过经由小切口而不是大的开放创口工作,由细长器械进行操作,执行微创手术。许多手术过程涉及简单地定位和去除有害肿块或结构(诸如,肿瘤、囊肿或息肉)。在肾结石的情况下,例如,一旦结石被内窥镜设备定位,就可以被打碎并且去除。

### 发明内容

[0003] 手术定位器电路通过将诸如磁源的发射器设置在诸如肾结石的手术目标后方或附近,并且采用该电路识别到发射器的轴线,从而限定到手术目标的轴线或路径,来识别手术目标。布置成等距共面布置的传感器阵列感测指示到发射器的距离和方向的信号。在磁控电阻器传感器的情况下,可变电阻对从磁控电阻器到发射器的距离和方向进行响应,发射器由发射磁场的磁性线圈限定。来自每个共面传感器的相等信号指示定位在穿过多个传感器中心的点并且与共面的传感器所在的平面正交的轴线上。固定元件和信号调节器增强并且归一化从每个传感器接收的信号,以适应多个传感器之间的磁阻响应的微小差异。

[0004] 本文中的构造部分地基于以下观察:手术定位器和放置装置依赖于精确定位和相应电子电路,该相应电子电路可以区分微小电信号,以有效地中继定位信息。不幸地,传统方法存在以下缺陷:各个电子组件的物理特性可能具有微小变化,从而即使对于具有相同设计规范的假定相同或等效组件,也会导致信号或激励响应的相应变化。这些微小变化虽然在很多应用中不明显并且可能在组件的公布容限内,但是仍然可能在手术定位装置中产生不期望的变化。因此,本文中的构造公开了结合感测元件的固定元件,用于归一化从多个感测元件接收的传感器信号。该固定元件提供已知响应或信号,这允许信号调节器调整来自多个传感器中的每个传感器的传感器信号,使得每个传感器生成经校准的一致信号,该信号抵消了各个传感器信号中的任何变化。因此,从传感器阵列中的所有传感器接收到一致响应并且从而接收到一致定位信息。

[0005] 在以下论述的示例性布置中,传感器元件是响应于磁场而改变电阻的磁控电阻器,并且固定元件是保持恒定电阻的固定电阻器。组合的磁控电阻器和固定电阻器均限定修改后的惠斯通电桥构造中的四条支路中的一条支路。本领域中已知的惠斯通电桥具有为正方形布置的四条支路,并且连接到电压源,使得两条支路的电阻比等于另外两条支路的电阻比。本文中的构造允许确定离穿过正方形的中间(因此离每条支路距离相等)的轴线的距离和方向(假设传感器元件在正方形周围限定相似位置)。在实现时,当对准到与由磁控电阻器(传感器)限定的平面垂直的中心轴线上时,磁控电阻器的电阻值相等。因此,由跨每

条支路的电压的差异限定的输出信号将是零。

### 附图说明

[0006] 本发明的以上和其它目的、特征和优点将从如附图中所示的本发明的特定实施方式的以下说明变得明显,在附图中,类似附图标记贯穿不同图表示相同部件。附图不必须表示比例,而是重点在于示出本发明的原理。

[0007] 图1示出如本文中公开的定位装置的环境图;

[0008] 图2示出使用图1的定位装置定位手术目标的流程图;

[0009] 图3是图1的定位装置在操作时的图;以及

[0010] 图4A至图4C示出定位装置的传感器阵列电路。

### 具体实施方式

[0011] 下面的示例和论述示出所公开方法的各种构造。在示例性构造中,所提出的方法有助于经皮肾穿刺针与目标肾盏(calyx)的对准。这样的对准是在经皮肾造瘘术期间的精确步骤,该步骤为经皮肾镜取石术(PCNL)过程(更通常地称为肾结石去除)做准备。在这样的过程期间,手动实现穿刺(access)的任务要求大量的技能,并且当收集系统不扩大时会特别困难。针的不精确放置可能带来以下风险:损害肾和邻近器官,从而危及计划好的经皮手术、以及患者的临床结果。

[0012] 图1示出如本文中公开的定位装置130的环境图。参照图1,在特定示例中,患者100经历从肾112去除手术目标110(诸如,肾结石)的过程。通过外科手术将信号源120(诸如,磁性线圈)设置在肾结石110的远侧114。可以通过任何合适方法(典型地,通过内窥镜器械)将信号源120设置到肾112的空腔116中。定位装置130在外部设置在患者100的手术面133(即,皮肤)上或附近。通过比较距多个传感器134-1、134-2(总称为134)中的每个传感器到信号源120的距离和相对定向,定位装置130定位到信号源的轴线132。应该注意,传感器134检测磁场强度,该磁场强度与该距离相关但是还基于磁场定向。因此,传感器134的定向设法通过指示与信号源120的定向和距离的场强度来定位轴线132。通过将信号源120定位在轴线132上并且在肾结石或其它手术目标110后方,定位装置130定位插入点138和轴线132上的角度,然后可以遵循插入点138和轴线132的角度到达手术目标110。因此,定位装置130确保了用于与手术目标110相交的在轴线132上的手术插入,从而改进具有沿着不正确路径的不经意针插入的可能的传统方法。因此,如以下进一步论述的,通过因沿着偏离132的轴线(例如,135)对准造成的不平衡传感器读数,有助于对准到轴线132上。在一个实施方式中,本发明的装置可以与位于内窥镜的远端的信号源120合作。内窥镜允许直接观察目标并且将信号源直接放置在目标结石后方。

[0013] 图2示出使用图1的定位装置定位手术目标的流程图。参照图1和图2,本文中公开和示出的感测手术目标的方法包括将信号源120设置在手术目标110的远侧114,如在步骤200中描述的。外科医生或其他手术人员将定位装置130定向到手术目标110的近侧,使得定位装置130对信号源120进行响应,如步骤201中所示的。定位装置130中的传感器电路通过定位装置130中的多个传感器134中的每个传感器接收指示信号源120到传感器134的距离和定向的信号,如步骤202中所示的。传感器电路(以下更详细地示出为150)限定以下更详

细论述的定位系统,用于根据接收到的强度信号确定定位装置130何时对准到由信号源120和手术目标110限定的轴线132上,如在步骤203中公开的。在示例性布置中,信号源120是磁性线圈,并且传感器134包括对指示从磁性线圈到传感器134的距离的磁场进行响应的磁控电阻器。

[0014] 在一般实现中,定位系统由以下组成:内部目标,诸如,肾结石110;外部目标,该外部目标由附接到手术针的信号源120限定;检测系统,该检测系统包括用于标定(localize)这些目标在患者周围的3-D空间中的坐标的传感器电路150;用于用户的显示系统。内部目标是由检测系统检测并且在3-D空间中标定的单个能源。目标针具有沿着其长度定位的两个或更多个类似能源。这些能源中的每个能源由检测系统检测并且被标定在3-D空间中。来自检测系统的用于多个源在针上的空间位置信息生成在3-D空间中的矢量,同时用于内部目标的空间位置信息生成3-D空间中的点。该信息被发送到用户界面显示系统。

[0015] 定位系统连续更新,使得外科医生或用户想象矢量相对于点的位置和定向。由系统提供给用户的该连续信息流使针实时地朝向内部目标被引导或者操纵。手术针可以采用用于插入信号源120并且将信号源120定位在具有手术目标110的轴线132上的任何合适技术。

[0016] 可以通过各种物理检测媒介来实现所公开的用于任何目标的检测和空间位置的定位系统。上述源中的任一个源可以是单点发射器。这通常采用电能源或声能源,该电能源或声能源可以是但不限于磁性、超声、高频RF能量、低频RF能量、时变磁场、或时变电场。定位系统可以包括位于身体外部的多个合适的非共存能量传感器。每个传感器都利用某种检测方案来确定它和发射能源之间的线性距离。这可以通过使用合适能量接收器和包括但不限于以下的多个手段进行检测来实现:1) 利用驱动能源的信号的相位信息,相位随着飞行时间变化;以及2) 测量接收到的能量的幅度的改变,能量的幅度的改变随着发射器和接收器之间的距离改变;或3) 利用诸如啁啾或脉冲的信号幅度的改变的飞行旅行时间。还可以设想用于基于高级相控阵列检测来确定传感器和发射器之间的距离的其它测量方案。

[0017] 在操作中,来自检测器系统中的多个传感器134中的每个传感器的距离信息被用于在3-D空间中标定给定信号源120。在示例性方法中,这通过将检测器布置成具有已知空间位置的阵列并且采用利用所测量的距离的三角测量来实现。更高级方法是可行的,例如,使用相控阵列方案,诸如,相控阵列天线或合成孔径天线方法。

[0018] 在示例性构造中,PCNL目标探测系统(PCNL TF)包括两个主要子系统,内部目标对象(ITO)(由信号源120限定)和外部目标探测器(ETF)(由定位装置130限定)。ITO是通过柔性输尿管镜的工作通道配置的磁场生成装置,或者作为输尿管镜的末端内的内置部件。ITO的末端是小的头部,其产生静态的或脉冲的磁场。在经由输尿管镜的视觉引导下,输尿管镜的末端被定位在感染结石的肾盏前方,ITO的末端也是如此,被定位/定向成面对肾盏中的结石。ETF是手持的或者是安装机器人/机械臂的磁场感测装置。它被仪表化,使得当该装置的中心与由ITO产生的磁场对准时,将用信号通知建立了这样的对准。然后,中心引导通道可以朝向身体内的肾中的肾盏引导穿刺针。与在区分软组织结构时遭遇到困难的传统X射线或超声方法不同,整个系统基于以下事实工作:人体对于静态磁场和低频电磁波的磁性部分在很大程度上是“透明的”。在该构造中,ITO的磁场生成组件通过限定信号源120的线圈隔离和表示,其中,为了清楚起见,省略了ITO和输尿管镜上的所有其它部件。将ITO和ETF

分开的各种身体组织被组合并且表示为一个屏障,作为手术面133,现在更详细地描述其操作。

[0019] 图3是图1的定位装置在操作时的图。参照图1和图3,公开了适用于使用本文中的构造的一般化定位装置。在图3中,定位装置130采用四个传感器131-1...134-4,这四个传感器被布置成正方形,布置在定位装置130的平面基座140上以限定传感器电路150(传感器阵列电路),传感器电路150限定了传感器134的阵列。当传感器以穿过平面基座140的中心148的轴线132为中心地正交设置时,使用平面基座140和等距正方形布置提供均一信号。在示例性构造中,信号源120是磁性线圈,并且传感器134是响应于由信号源120发射的磁场152而改变电阻的磁控电阻器。分别用虚线135-1...135-4示出距传感器131-1...134-4的距离。当距离135-1...135-4相等时,每个传感器134的响应(即,电阻)相等。

[0020] 图4A至图4C示出定位装置的传感器阵列电路150。参照图3和图4A,每个传感器134包括可变元件154和固定元件156,可变元件154和固定元件156根据它们的传感器134对应物被标记为154-1...154-4和156-1...156-4。在示例性布置中,可变元件154是响应于来自磁源120的磁场强度而改变电阻的磁控电阻器,并且固定元件156是具有已知值的电阻器。因此,传感器阵列电路150包括四条支路160-1...160-4(总体上为160),每条支路160具有包括可变元件154和固定元件156的传感器134。每条支路还具有电压值 $V_1 \dots V_4$ ,该电压值是从固定元件156(被示出为实线)和可变元件154(被示出为交叉阴影线)之间的支路160获得的。源电压 $V_s$ 向每条支路160提供已知电压,并且连接到每条支路的固定元件156侧,同时可变元件154接地,用于提供电压降 $V_1 \dots V_4$ 值,以下进一步论述。

[0021] 可变元件154或磁控电阻器中的每个具有表示零场强度的静止值(电阻)。在本文中公开的构造中,定位装置130依赖于从每个传感器134接收的信号微小改变。根据不可能被消除的制造时的微小变化,可变元件154中的每个都可能具有稍微不同的静止值。因此,对针对每个可变元件154的磁场152的响应可能稍微不同。在施加源电压 $V_s$ 时,相应电流 $I_1 \dots I_4$ 在每条支路160中流动。由于每条支路160中的电流跨固定元件和电阻元件二者相同,因此跨可变元件154的电压 $V_1 \dots V_4$ 可以用于确定每个可变元件154的位置处的相应场强度。通过相对于静止或已知磁场进行校准,针对每个 $V_1 \dots V_4$ 计算调节值,以补偿可变元件154的电阻值。经过支路160的电流响应于可变元件154的电阻改变、响应于磁场强度的改变而改变。 $V_s$ 是恒定的,并且 $V_1 \dots V_4 = V_s * R(154) / R(156)$ 。因此, $V_1 \dots V_4$ 与可变元件154成正比。

[0022] 因此,当 $V_s$ 连接到传感器阵列电路150时,每个磁控电阻器(可变元件)154都具有特定 $R_0$ ,对应于零场强度时的值。在每条支路上,固定电阻值(固定元件156的值)对应于同一支路160上的可变元件154的值,并且两个元件(电阻器)154、156形成分压器。电压 $V_1 \dots V_4$ 反映跨可变元件154的电压降,该电压降表示在传感器阵列电路150中的该位置处的场强度。

[0023] 参照图4B和图4C,在步骤170中,调节跨四个可变传感器154的电压 $V_1 \dots V_4$ 以生成 $V_1' \dots V_4'$ ,其可以包括放大、缓冲和其它变换。跨134的电压是恒定的,为 $V_s$ 。在步骤170中,用于每个传感器134输出的增益被校准,使得当场152强度相同(即,在示例中示出以轴线132为中心并且与轴线132正交)时,调节后的值 $V_1' \dots V_4'$ 也是相同的或基本上是相等的。

[0024] 然后,多通道电压比较器172使用这些电压 $V_1' \dots V_4'$ 作为输入,当定位装置130在轴线132上并且朝向目标110(图1)瞄准时,输出它们的差值用于计算。应该注意,在示例中

被示出为134-1...134-4(但是可以采用传感器的其它编号)的多个传感器134可以被单独校准,因此适应磁控电阻(可变元件154)之间的物理参数和响应的差异。

[0025] 因此,所公开的定位装置130包括传感器电路,传感器电路用于将具有以下进一步论述的各种特征的手术目标识别为各种构造的组件或通过各构造可执行的步骤。定位装置130包括多个传感器134,该多个传感器134布置在与穿过手术目标110的轴线132基本上正交的平面中,使得该轴线由设置在手术目标110的远侧114上的发射器或信号源120限定。目标120可以是永磁体、载流线圈等、或其任何组合。在一个实施方式中,目标120是设置在内窥镜的端部的信号源,并且具有紧凑尺寸以使得可以进行这样的部署。因此,感测手术目标的方法包括:将信号源120设置在手术目标11的远侧,并且将定位装置130定向到手术目标的近侧,其中,定位装置130对信号源120进行响应。

[0026] 传感器电路150包括多条电路支路160,这些电路支路160将多个传感器134互连,使得每个传感器都被设置在相应电路支路160上。电压源连接到每条电路支路160,用于部分地根据多个传感器134相对于轴线132的定向,感生输出信号,使得当基座140的平面与轴线132正交并且轴线132在传感器134之间基本上在中心时,来自每条支路160的输出信号是相等或基本上相同的值。输出值可以根据基座140与源120的距离和定向改变。对轴线132定位包括:通过定位装置130中的多个传感器134中的每个传感器接收指示从信号源110到传感器134的距离135和定向的信号,并且根据接收到的信号强度,确定定位装置何时对准到由信号源限定的轴线132上。由于场强度的变化,导致在不以目标为中心并且不与目标对准的另一个轴线135上的定向将产生至少一个传感器154中的不平衡值。在操作中,改变装置130的位置允许手术人员从未对准轴线135“返回”,直到对准到轴线132上为止。

[0027] 校准调整每个强度信号,以适应由于甚至当磁控电阻器设置在相同距离和定向处时由磁控电阻器给出的信号(电阻)之间的小变化导致的由每个传感器134接收的信号强度之间的变化。传感器电路150将固定电阻器156设置在相应电路支路160上的每个传感器(磁控电阻器)154附近。可以在图4B的步骤170中实现可变增益调整。在没有磁场信号的情况下,在存在其轴线完全对准传感器板轴线132'的已知校准磁场的情况下,或者在两种情况下,可以确定合适增益,以校正固定电阻器值的很小不一致性,并且确定合适增益值,以校准输出V1...V4。然后,在现场手术期间存在磁场的情况下,信号输出V1...V4再次经由增益步骤170运行,以从传感器电路150获取磁场方向和定向的准确读数。如图4C中所示,可以使用比较器比较来自固定元件(电阻器)156的已知信号强度读数。固定电阻器156具有可预测的电压降,使得调整还包括计算跨固定电阻器的可预测的电压降,并且调节从多个传感器中的每个传感器接收的信号,使得对于在对准的定位装置的安放(rest)位置处的每个传感器154,调节后的信号是相等的。因此,与随着磁场120的强度和定向改变的磁控电阻器不同,固定电阻器156对来自电压源的信号进行响应,并且具有与定向或距离无关的恒定电阻。

[0028] 换句话说,传感器电路150在通过信号V1'至V4'进行校准之后,限定其自身的中心轴线132'。当传感器电路轴线132'与目标轴线132对准时,出现传感器电路150并且进而装置130的对准,指示传感器电路150并且进而定位装置130被引导朝向由磁源120限定的手术目标110。因此,如果当传感器等距离地/朝向磁源120定向设置,并且对准到轴线132上时,来自一个传感器的输出与其它输出不同,则进行校准以相应地放大各个输出V1'...V4',使

得当电路132'的轴线与指示期望插入132的轴线132对准时,输出相等,如图4B中所示。将想到,本发明的电路可以用于一些其它种类的校准。例如,感测到的场可以是光、辐射、或其它范围的电磁光谱,并且传感器134可以是适于感测到的场的类型的传感器。本发明的教导使得电路150具有用于每个可变电阻器154的固定电阻器156,因为这提供获取被读出的可变电阻器154的变化电阻值作为电压的有效方式。可变电阻器154和固定电阻器156串联形成分压器,以根据可变电阻器154和固定电阻器156之间的比率划分 $V_s$ 。在示例性构造中,传感器134限定平面,并且信号强度指示所限定的平面何时与轴线132正交。传感器134在电路支路上为等距定向,通常是正方形布置,并且以中心轴线132'为中心,使得当传感器电路150的平面与轴线132正交对准并且在传感器134之间在中心时,从每个传感器接收的信号相等。在瞄准的过程中,所公开的方法设法根据信号源使轴线132'与轴线132对准。

[0029] 在示例性布置中,发射器或信号源120是发射磁场152的磁源,并且传感器134是对所发射的磁场的强度和定向进行响应的磁传感器。在该构造中,可变元件154是响应于磁场152具有可变电阻的磁场传感器(也被称为磁敏传感器),并且固定元件156是不受磁场152影响的对电压源具有线性响应的静态电阻器。在地和相应可变元件(磁敏电阻器)154之间获得的校准基准 $V_1 \cdots V_4$ 测量磁场152的强度。由放大器170提供的调节参数限定 $V_1' \cdots V_4'$ ,选择 $V_1' \cdots V_4'$ 以偏移校准基准 $V_1 \cdots V_4$ ,使得当电路轴线132'在中心时,接收相等值 $V_1' \cdots V_4'$ 。

[0030] 调节参数由信号调节器170利用,使得信号调节器从每条电路支路160接收校准基准 $V$ 并且对调节参数进行响应,以用于为了从每个固定电阻器156得到均一响应而修改输出信号。固定元件156串联连接在电压源和可变元件154之间,使得校准基准基于传感器提供指示电流的信号,电流经过传感器和校准基准是一致的,并且该信号指示跨校准基准的电压降。多通道比较器接收修改后的输出信号,并且基于修改后的输出信号与预定值匹配。

[0031] 本文中的构造包括传感器电路,传感器电路可操作用于在除了所公开的PCNL过程之外的各种环境下识别信号源。传感器电路包括:设置成共面布置的多条支路160,这多条支路中的每条支路具有指示到磁源的距离的传感器;以及连接到每条支路的电压源。连接到每条支路的固定元件156具有与磁源无关的对电压源的响应,校准基准由固定元件和电压源之间的端子或触头限定,使得校准基准指示跨固定元件的电压降。在示例性布置中,多条支路160和相应传感器限定修改后的惠斯通电桥,使得校准基准对相应支路中的电流进行响应,并且限定被实现为惠斯通电桥布置的半桥的分压器。

[0032] 所公开的修改后的惠斯通电桥使得固定元件156与每个可变元件154(可变磁传感器)串联连接,并且由于串联电流导致具有与相应传感器元件相同的电流电平。信号调节器具有针对在相应电路支路上获得的读数的每个可变元件154的调节参数,使得调节参数用于增强从校准基准接收的信号,使得当每个传感器离磁源相同距离时,来自每个校准基准的增强的信号相同。从而,当由支路限定的平面垂直于在传感器134之间在中心的轴线132时,调节参数允许计算来自每条支路160的一致信号。

[0033] 在另选布置中,外部目标和检测系统可以机械地联接,以整体简化系统。在该情况下,PCNL针将通过机械装置直接或间接地联接到检测系统。这消除了确定限定PCNL针的位置的内部目标和外部目标的相对空间位置时必须的一些信息。针相对于检测系统的位置和定向将被预先确定。然后,该信息被用于简化在内部目标和外部目标之间的三角测量时

涉及的方程的解。这可以通过刚性安装机构来实现,刚性安装机构将PCNL针对准到相对于检测系统中的传感器的固定定向。然后,可以实时地朝向内部目标操纵作为组合单元的PCNL针和检测组件。在不严格限制的实现中,机械联接将允许PCNL针和检测系统之间的一个或更多个自由度。这可以通过关节机构和合适标定传感器或使用步进电机或其它类似方法来实现。然后,给出PCNL针相对于检测系统中的传感器的相对位置和定向的该信息将变为相对于内部目标定位这些的三角测量方程的解的一部分。

[0034] 本文中公开的构造包括可以通过基于计算机或类似处理器的编程指令集来实现的至少一些特征。因此,本发明的另选构造可以包括诸如多处理器的多编程或多处理计算机化装置、配置有软件和/或电路(例如,如以上总结的处理器)的为手持、移动或桌面形式等的控制器或专用计算装置,以处理作为本发明的实施方式在本文中公开的任何或全部方法操作。本发明的还有的其它实施方式包括诸如Java虚拟机和/或操作系统的软件程序,操作系统可以单独操作或与多处理计算机化装置彼此结合进行操作,以执行以上总结的和以下详细公开的方法实施方式步骤和操作。一个这样的实施方式包括计算机程序产品,该计算机程序产品具有包括在其上被编码为指令的计算机程序逻辑的非暂时性计算机可读存储介质,当指令在具有存储器和处理器的联接的多处理计算机化装置中被执行时,将处理器编程为执行作为本发明的实施方式在本文中公开的操作,实现数据存取请求。本发明的这样的布置通常被提供为在计算机可读介质(诸如,光学介质(例如,DC-ROM)、软盘或硬盘)或其它介质(诸如,一个或更多个ROM、RAM或PROM芯片中的固件或微代码)上布置或编码的软件、代码和/或其它数据(例如,数据结构)、现场可编程门阵列(FPGA)或被设置为专用集成电路(ASIC)。软件或固件或其它这样的构造可以被安装到计算机化装置上(例如,在操作系统执行期间或在环境安装期间),以使计算机化装置执行作为本发明的实施方式在本文中解释的技术。

[0035] 虽然已经参照实施方式特别示出和描述了本文中定义的系统和方法,但是本领域技术人员将理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行形式和细节上的各种改变。

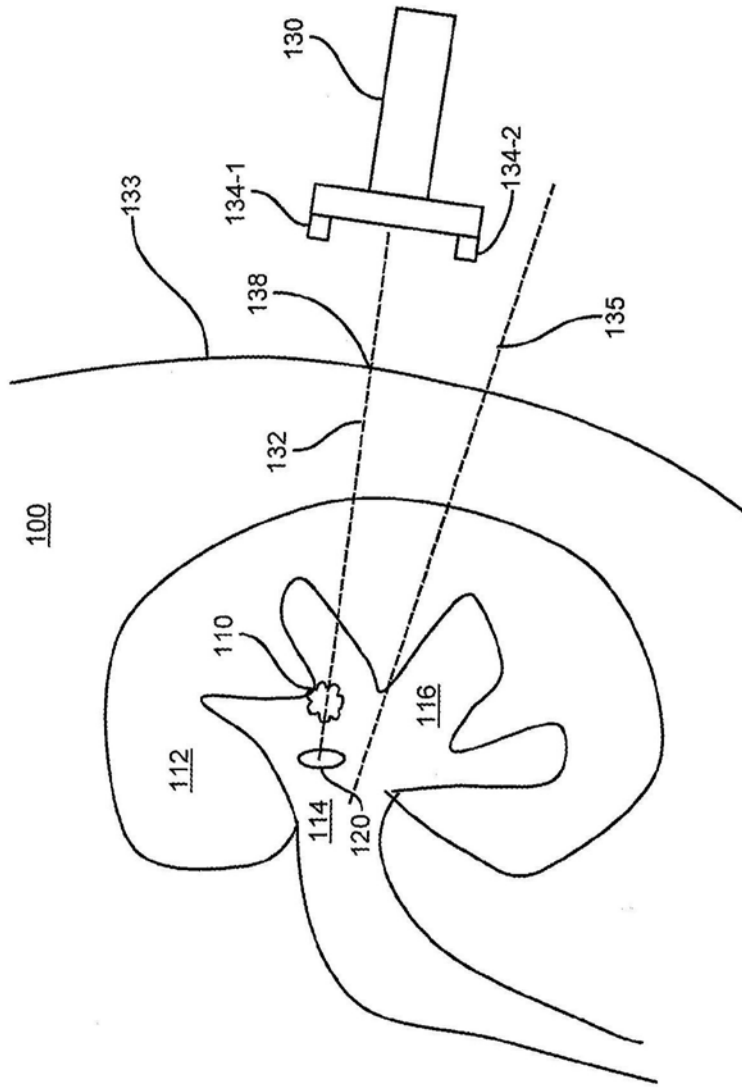


图1

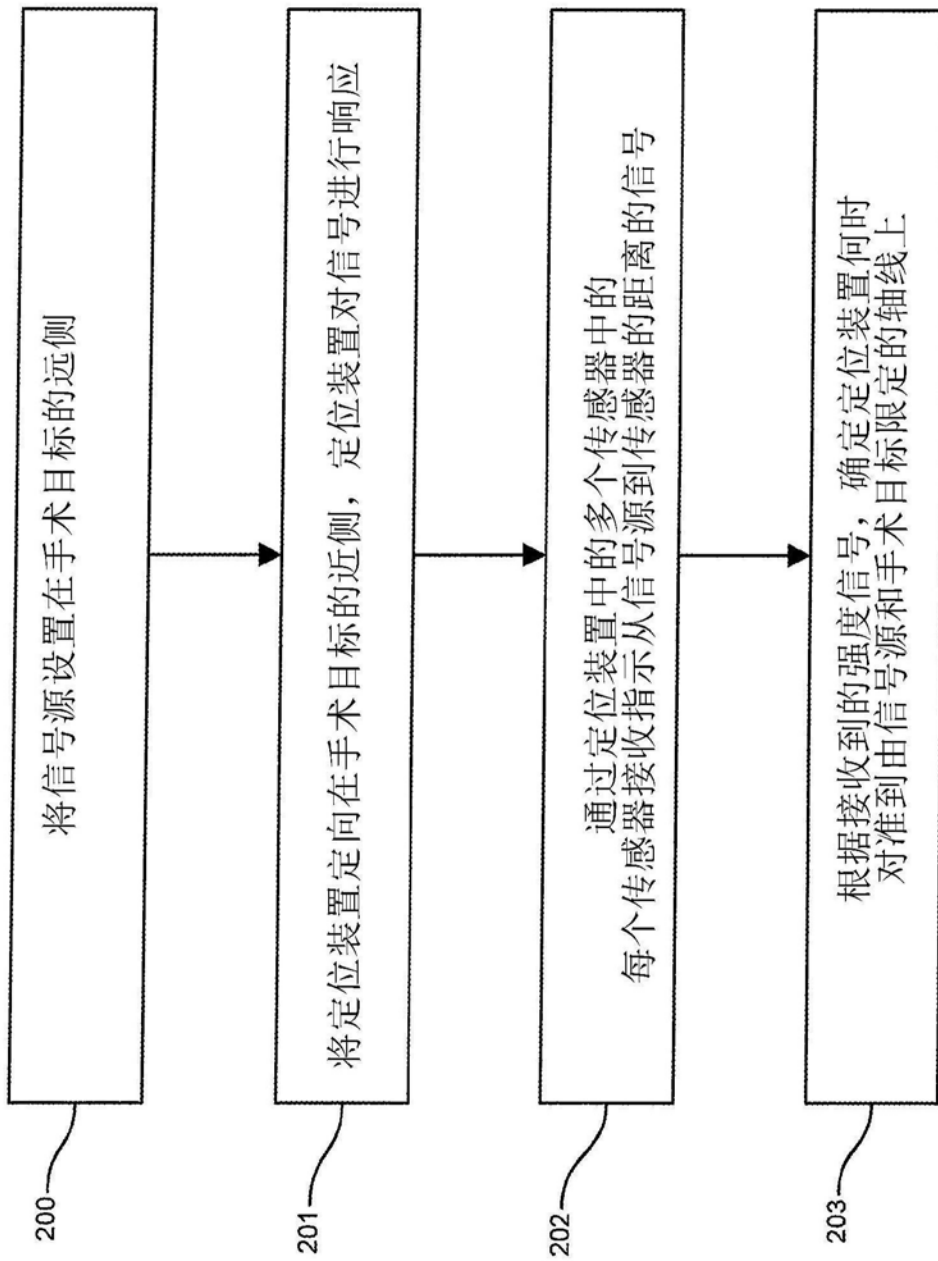


图2

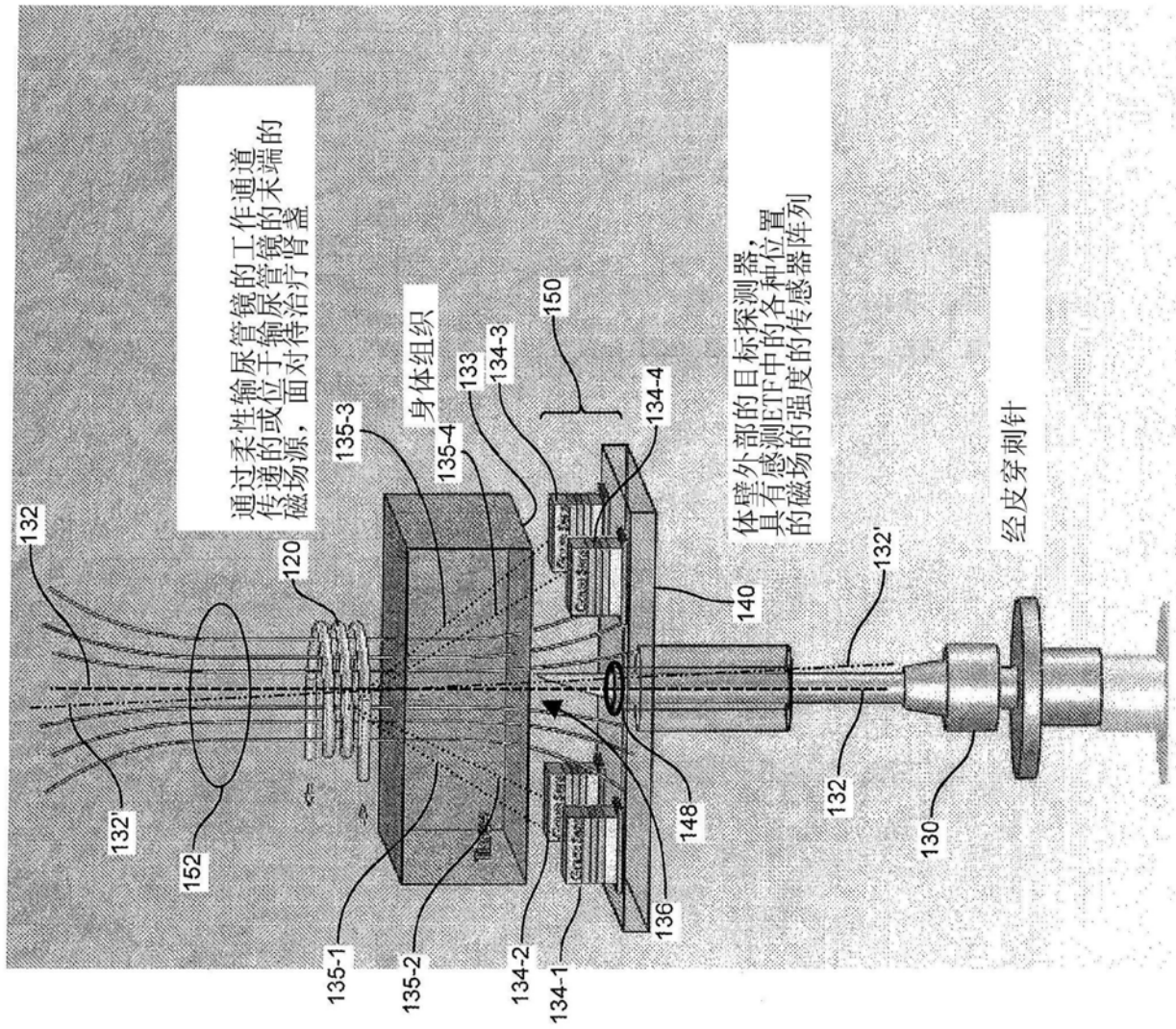


图3

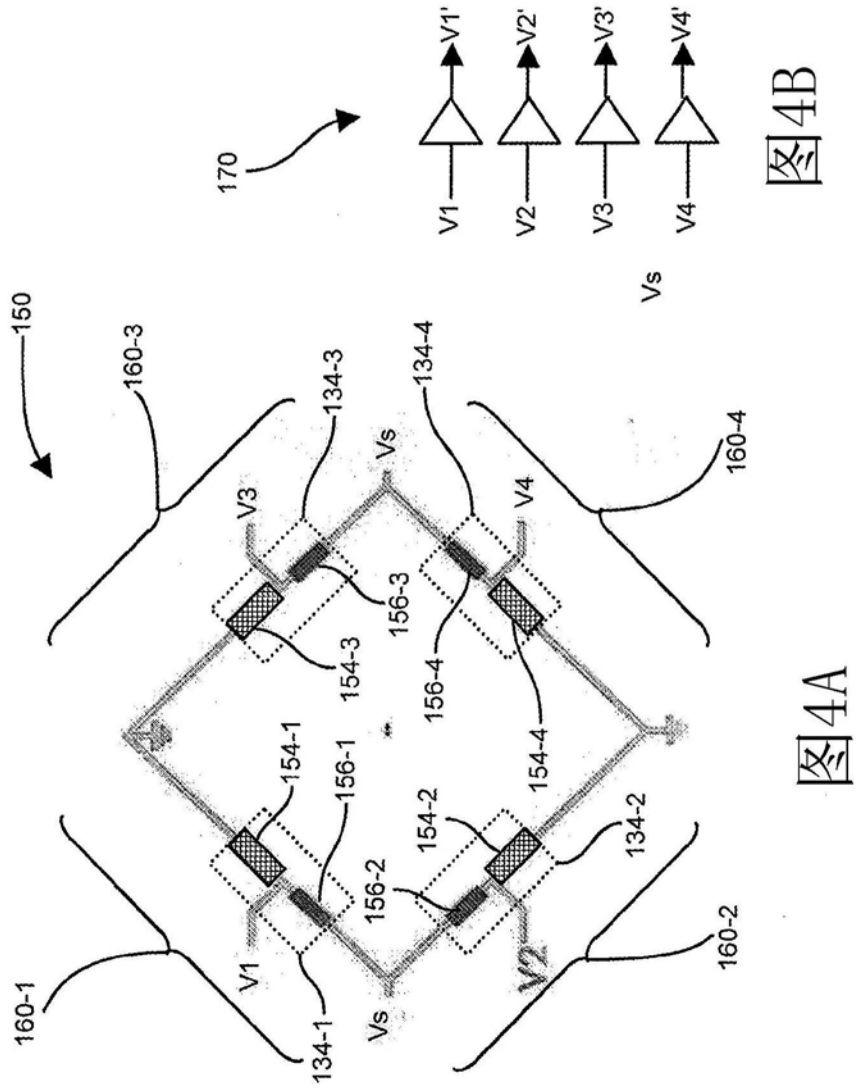


图4B

图4A

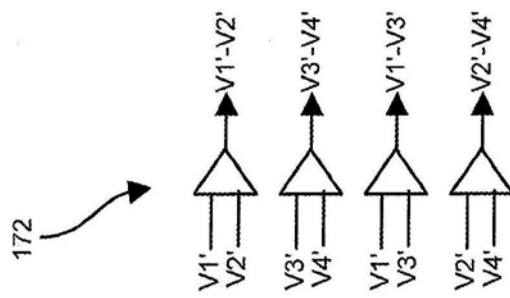


图4C