



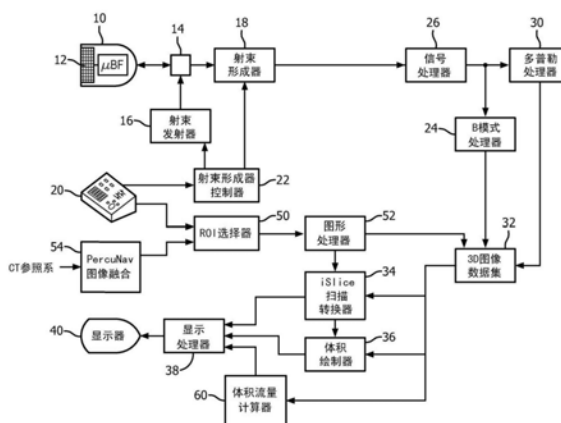
(45)授权公告日 2017.09.26

W02014/033600 EN 2014.03.06

权利要求书1页 说明书5页 附图4页

用于消融规划的超声体积流量测量

一种用于使用超声数据来规划消融处置的方法,从在医学诊断图像中识别要被处置的病理结构和邻近所述处置部位的一个或多个血管开始。超声多普勒速度数据是从所述血管内的流采集的,并且所述多普勒数据用于计算通过所述血管的体积血液流量。在消融处置的规划中考虑由该血流传输的热的热效应。



1. 一种用于提供用于消融处置规划的流过通过所识别的血管的血液的量的方法,其中,要通过消融被处置的病理结构已经在超声图像中被识别出,所述方法包括:

识别紧密邻近所述病理结构一个或多个血管;

使所述超声图像中的所述一个或多个血管与一个封闭表面形状交叉;

在所述封闭表面形状与所述一个或多个血管的交叉处从所识别的血管的血流采集三维超声多普勒数据;并且

使用所述超声多普勒数据来计算流动通过所识别的血管的血液的量。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,采集三维超声多普勒数据还包括从识别的血管的所述血流采集三维超声多普勒速度数据。

3. 如权利要求2所述的方法,其中,计算流动通过识别的血管的所述血液的量还包括描绘通过血管的所述血流的表面,以及对在所述表面的面积上的流速数据进行积分。

4. 如权利要求1所述的方法,其中,识别一个或多个血管还包括在三维超声图像中识别一个或多个血管。

5. 如权利要求1所述的方法,其中,识别一个或多个血管还包括在二维超声图像中识别一个或多个血管。

6. 如权利要求1所述的方法,其中,识别一个或多个血管还包括在二维双平面超声图像中识别一个或多个血管。

7. 如权利要求1所述的方法,其中,使一个或多个血管与一个封闭表面形状交叉还包括使一个或多个血管与一个三维形状交叉。

8. 如权利要求7所述的方法,其中,使一个或多个血管与一个三维形状交叉还包括使一个或多个血管与一个球形、椭球形、正立方形或矩形立方体表面形状交叉。

9. 如权利要求1所述的方法,其中,使一个或多个血管与一个封闭表面形状交叉还包括使一个或多个血管与一个二维形状交叉。

10. 如权利要求9所述的方法,其中,使一个或多个血管与一个二维形状交叉还包括使一个或多个血管与一个椭圆形、圆形、正方形或矩形表面形状交叉。

11. 如权利要求1所述的方法,其中,所识别的病理结构是肝脏中的病变。

12. 如权利要求1所述的方法,其中,识别一个或多个血管还包括在CT图像中识别一个或多个血管;并且还包括:

将超声图像与所述CT图像配准。

用于消融规划的超声体积流量测量

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且尤其涉及提供用于消融治疗规划的血液体积流量的度量的诊断超声系统。

背景技术

[0002] 作为外科手术的替代,局部微创治疗的使用发展迅速,用于对许多病变(尤其是癌症)的处置以及身体的许多部分中。这些微创处置的优点包括较少的副作用、较快的恢复,以及在一些情况中,可能处置更为重度疾病。这些微创治疗中最重要的一种是组织消融,其中,通过应用局部组织加热、冷却或其他手段来破坏患病组织。最常用的消融方法的一些范例是射频消融、微波消融、HIFU(高强度聚焦超声)和冷冻消融。

[0003] 成功的组织消融的关键步骤之一是在实施过程之前确定消融探头在病变内的合适放置。每个消融探头都具有处置区域,在处置区域周围的温度被改变到足以引起细胞死亡。该区域通常被成为“燃烧区”。利用燃烧区完全覆盖癌性病变确保没有可能导致癌症复发的残留细胞。该处置规划涉及评估目标病变的尺寸和形状(通常是利用CT图像),以及使用关于消融设备的可用强度水平的已知信息,基于选择的处置时间和/或要处置整个病变需要的各自消融的数目来计算预测处置体积。针对与给定消融方法相关联的消融区域、针尺寸、处置强度和时间等的规范是由消融设备的制造商提供的,并且通常是基于由其各自的制造商在不存在活动循环血管的受控的静态环境中执行的那些设备的特性。

[0004] 针对处置规划的一个挑战是在其中目标病变接近一个或多个血管的情形中,例如,这会在肝脏消融中频繁发生。在规划处置过程时通常的做法是识别附近血管的位置,从而它们在对病变的处置的实施中不受损。要避免损伤向健康器官和组织供血的血管或使之失效。迄今尚未完全解决的一个问题在于,流过附近血管的血液能够具有对组织的显著的冷却或温热效应(即,作为将热处置能量从处置部位传送走的散热),这造成实际处置体积不同于设备制造商指定的和在处置规划中使用的体积,并且这最终能够导致对病变的不完全消融以及疾病复发的风险。例如,Patterson等人(1998)以实验方式在猪肝脏体内演示了血管的存在能使射频消融处置体积的直径变化高达200%。在尝试补偿血管的冷却效应时,一些成像公司提供了允许在(例如来自对比CT图像的)图像数据中识别较大血管的处置规划应用,并且然后能够调节处置规划。然而,由于对比CT图像仅示出血管位于哪里以及有多少血液流过它们,因此不可能准确预测冷却效应,并且因此处置规划可能仍是不正确的。

[0005] 癌性和其他良性病变由于它们在体内的急速生长而尤其危险,快速蔓延其疾病状况并且造成不利影响并且侵入健康器官和组织。为了给该急速生长供以燃料,这些病变生长其自身的脉管,该脉管将身体的有营养的血流转移到这些病变。进入和离开癌性区域的血液的流量也能够是减少消融能量递送的热效应的贡献者。

[0006] 为了预测附近血管中的血液流量如何影响消融区域,必须创建表征该效应的模型。该模型可以是通过实验发展的,例如使用体内或体外的动物模型,或者其可以根据理论原理发展的。例如,尽管对这些的解决方案通常需要有限元法,已形成了对生物传热模型

的修正,其并入了血管和流量。现有方法的问题在于,为了使这些模型适度准确,需要知道流过血管的血液体积量(例如,ml/min),并且该信息是目前使用任何无创技术不容易获得的。因此,期望能够无创地测量血液流量体积,以及量化区域血液流量的热效应并且在规划消融过程时将该信息考虑在内。

发明内容

[0007] 根据本发明的原理,在消融过程之前进行诊断成像,以识别紧密邻近要利用消融治疗被处置的病变的血管。诊断成像模态能够是CT、MR、超声或能够使血管可视化的任何其他模态。然后在过程时使用诊断超声系统,以获得来自所识别的血管的3D超声多普勒数据。根据多普勒数据计算流动流过所识别的血管的血液的量,例如通过在血管管腔的面积上对流速进行积分。因此,测量的血液流动的量用于发展或修正消融处置规划,所述消融处置规划将该血液流量的热效应考虑在内。例如,血液流量信息能够用于针对手动规划修正预测的射频消融处置体积,或者被包括作为对自动处置规划算法的输入,所述自动处置规划算法追求使处置效力最大化。

附图说明

[0008] 附图中:

[0009] 图1图示了被构建为根据本发明的原理操作的超声诊断成像系统。

[0010] 图2图示了使用图1中示出的超声探头对要被消融的病变及其脉管的超声成像。

[0011] 图3是图2的病变及其脉管的放大视图。

[0012] 图4a和图4b图示了对病变及其供应脉管的体积区域的分割,以根据本发明的原理进行血液体积流量测量。

[0013] 图5a和图5b图示了根据本发明的原理对邻近要通过消融被处置的病变的血管的血液体积流量的测量。

具体实施方式

[0014] 首先参考图1,以框图形式示出根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统。能够进行三维成像的超声探头10包括二维阵列换能器12,其在体积区域上发射电子操纵的并且聚焦的射束,并响应于每个发射射束接收单个或多个接收射束。相邻换能器元件的组(被称作“贴片”或“子阵列”)由探头12中的微束形成器(μ BF)整体操作,所述微束形成器对接收到的回波信号执行部分射束形成,并且从而减少探头与主系统之间的线缆中导体的数目。在美国专利6419633 (Robinson等人) 和美国专利6368281 (Solomon等人) 中描述了合适的二维阵列。在美国专利5997479 (Savord等人) 和6013032 (Savord) 中描述了微束形成器。阵列的发射射束特性由射束发射器16控制,所述射束发射器16引起阵列的变迹孔径元件沿期望方向发射期望宽度的聚焦射束通过身体的体积区域。借助于发射/接收开关14将发射脉冲从射束发射器16耦合到阵列的元件。由阵列元件和微束形成器响应于发射射束所接收的回波信号被耦合到系统射束形成器18,在系统射束形成器18处,处理来自微束形成器的部分射束形成的回波信号,以响应于发射射束形成经完全射束形成的单个或多个接收射束。在上述Savord' 032专利中描述了用于此目的的合适的射束形成器。

[0015] 由射束形成器18形成的接收射束被耦合到信号处理器26,所述信号处理器26执行诸如滤波和正交解调的功能。经处理的接收射束的回波信号被耦合到多普勒处理器30和B模式处理器24。多普勒处理器30将回波信息处理成空间解析的多普勒功率或速度信息。针对B模式成像,对接收射束回波进行包络检测,并由B模式处理器24将信号对数压缩到合适的动态范围。来自体积区域的回波信号以3D图像数据集32的形式被缓存。可以以若干种方式处理3D图像数据以进行显示。一种方式是产生体积的一个或多个2D平面。在美国专利6443896 (Detmer) 中描述了这种方式。通过对空间离散的图像平面中的3D图像数据集的数据进行寻址(被称作多平面重新格式化)来形成这样的平面图像。也可以由体积绘制器36绘制三维图像数据,以形成透视或运动视差3D显示。第三种方式是产生“iSlice”图像,其是由iSlice扫描转换器34根据3D体积的重复扫描平面的图像数据形成的。通过仅扫描体积中的一个或若干个图像平面,能够快速完成扫描,足以产生一个或多个实况2D iSlice图像。在被称作双平面成像中执行对iSlice图像的有效使用,在双平面成像中,两幅或更多幅图像被同时显示并且能够在空间上关于彼此被操纵,如在美国专利6709394 (Frisa等人) 中所描述的。一种优选的双平面模式是旋转模式,其中,一幅iSlice图像具有关于探头10的固定取向,并且第二幅iSlice图像在共同中心扫描线处与第一幅iSlice图像交叉,并且能够围绕该扫描线旋转。第一幅图像为用户提供空间参照,并且第二幅图像能够被旋转到体积中的视图交叉平面。双平面成像在如下文所述的本发明的实践中是有用的。得到的2D或3D图像被耦合到显示处理器38,如在美国专利5720291 (Schwartz) 中所描述的,它们可以是B模式、多普勒或两者,从所述显示处理器38它们被显示在图像显示器40上。根据本发明,体积流量计算器60被耦合为从3D图像数据集32接收选定的多普勒流量数据。体积流量计算器以ml/秒为单位计算血液的体积流量,优选地通过对与血管交叉的表面的流量数据进行积分,如在美国专利6780155 (Li等人) 或美国专利6663568 (Gil) 中描述的。体积流量计算被耦合到显示处理器38以在显示器40上进行显示。通过用户接口或控制面板20来提供对射束形成器控制器22的用户控制和超声系统的其他功能。

[0016] 图2示出了对身体的区域(例如肝脏)的iSlice图像平面84进行成像的超声探头10。在该范例中,探头10通过线缆和应变消除37被连接到超声系统。iSlice图像显示要通过消融被处置的病理结构,在该情况中为肝脏中的病变70,例如HCC病变。病变70被视为被供给以来自周围的脉管72的网络的血液。图3是病变70及其脉管的放大视图,在该视图中揭示了附近大血管80的存在。在该范例中,血管80被视为针对脉管72的血管中的一些的血液供应的源,尽管在给定患者中并不总是这样;大血管80可以简单地穿过病变70附近的组织。血管80被视为在距病变距离“d”的点处具有其到病变70的最接近邻近度。

[0017] 图4a和图4b图示了本发明的一个实施方式,其中,确定朝向病变70和来自病变70的血液流量的热传递效应。在脉管为病变提供营养的情况中,病变包括许多轮廓分明的主血管,如图3中由血管72图示的,能够识别并计算这些血管的体积流量。图4a图示了病变及其脉管的超声图像,用户已在其周围放置了封闭形状74。在该范例中,形状74是椭圆形,其被视为与供血血管72的主血管交叉。用户能够使用控制面板20来从ROI(感兴趣区域)选择器50选择期望的尺寸和形状的形状。通过控制面板在屏幕上操纵形状,直到其被恰当地放置为与主血管交叉,如图4a中所示。在该范例中的形状74在二维是椭圆形并且在三维是椭球形。双平面成像模式非常适于操纵病变70周围的形状70,这是因为用户能够在如图4a中

示出的一个平面中查看形状74的初始放置,然后当其他双平面图像关于第一幅图像的中心旋转而查看形状,观察到形状完全包围病变并与其供应血管交叉。尽管本范例示出椭圆形或椭球形形状,但也能够使用其他形状,诸如圆形、球形、正方形或矩形框,或者正立方形或矩形立方形形状。

[0018] 如图4b中图示的,封闭形状74的表面与穿过其的血管交叉。由形状74描绘血管的横截面表面76。如在美国专利5,474,073 (Schwartz等人) 中解释的,血管的多普勒流量在与其周围B模式组织图像分开呈现时,分割血管中的血流。能够通过对与周围表面74交叉的流量表面76的多普勒流量值进行积分,来计算每个血管72的体积流量。通过多普勒信号的相对极性对血流的方向进行积分,识别进入病变70中的新鲜(未被消融的)血液的流量以及离开病变的经热处理的血液的流量。通过对不同的流量体积进行加和,能够计算朝向和来自病变的总体积流量,并估计在热传递上的净效应。然后,该热传递的效应能够用于规划消融处置。

[0019] 在一些情况中,期望额外地考虑大的相邻血管80中的血液流量的热传递效应。在其他情况中,大的相邻血管可以被视为热传递中的主要因素,并且在消融处置规划中仅计算并考虑大血管中的体积流量。如图5a中图示的,针对诸如图3的血管80的大血管,用于描绘血管的流量的表面形状74能够是单个平面。形状74被定位为以正交或其他角度与血管80的流82交叉,如在Li等人和Gill的专利中解释的。如图5b中图示的,该交叉将有效地将血管80的多普勒流82投影到形状74的平面上。在该范例中,任选的模板94已被放置在流面积82和血管80的管腔的内皮壁86周围。在流面积上对流表面82的多普勒数据值的血流速度进行积分,以ml/min单位计算通过血管80的体积流动速率。血管80的体积流量被示于显示器40的屏幕上,其中,体积流量能够与血管到处置部位的邻近度(图3中的距离“d”)和中介组织的热传输性质结合而被评估和使用,以规划对病变70的消融治疗。

[0020] 典型的消融规划过程可以如下进行。可以针对肝脏射频消融过程完成规划,其中,HCC病变已在先前在对比CT扫描上被识别。临床医师将首先复查该CT研究,以发展初步处置规划(例如,决定消融针尖端位置以及标称射频强度和持续时间)。临床医师也可以执行CT分割算法,诸如在CT图像分析工作站上可商业获得的,其将肝脏内的血管高亮显示。在识别了接近目标病变的大血管后,临床医师将然后理解该血管可能对处置规划具有显著影响。在过程开始时,临床医师利用超声系统开始扫描,超声系统的坐标系已被配准到CT坐标系。存在用于配准医学诊断图像的各种方法,包括基于外部基准的方法和基于手动组织标记的方法。在来自马萨诸塞州安多弗的飞利浦医疗保健的iU22超声系统上可用的Percunav®图像融合选项54能够自动配准CT与超声图像。通过查看被叠加在CT图像上的超声图像,包括血管与CT数据的分割,临床医师将能够容易地靶向对通过接近目标病变的血管的3D多普勒超声体积采集。基于处置规划,如先前所描述的,3D多普勒超声体积在对齐的图像中的放置也可以是自动的。然后算法将计算流过该血管的血液体积,并且然后该信息将用于修正处置规划,并因此调节针放置、射频强度和/或持续时间。先前采集的MR或3D超声体积或3D对比超声体积可以用作对处置规划的参考图像输入,并且用于识别目标病变附近的血管。

[0021] 也可以采取其他途径。例如,将处置划分成多个处置阶段可以是有益的,因为血液流量可以响应于处置而自己改变。考虑朝向病变的供应血管和附近大血管两者的热传递效应,临床医师能执行所规划的处置的初始阶段。处置的初始阶段可以削弱病变,使得供应血

管的血液流量在很大程度上被消除。然后重新测量附近大血管的血液流量,并重新评价其热传输效应,以重新计算要完成消融过程所需的剩余处置。

[0022] 也可以采用本发明的其他变型。例如,如在美国专利6491436 (Chenal等人)中描述的,超声自动边缘检测可以用于识别并描绘血管管腔的尺寸。然后根据其尺寸和多普勒流量数据计算所追踪的血管管腔的体积流量。在本发明的具体实施方式中,按照系统设计者的选择显示或不显示流量描绘形状和表面。

[0023] 本发明的系统能够用于即使在不使用前置过程处置规划的情况中的过程中。例如,利用实况超声来识别病变和病变附近的血管。消融探头被引入身体里并被引导至病变中。通过跟踪探头的位置,**Percunav®**EM跟踪系统提供将处置区域(或燃烧区)显示为在消融探头的尖端周围的图形覆盖的能力。消融设备制造商指定的燃烧区用作对燃烧区的初始定义,提供探头尖端周围的燃烧区图形的起始形状和尺寸。一旦根据本发明通过多普勒超声测量到了来自附近血管的流量数据,则流量的热效应用于调节探头周围的燃烧区覆盖。例如,所述系统可以首先示出在探头尖端周围相对大的燃烧区,一旦附近血液流量的热效应被加权,则其之后被修正为示出较小的燃烧区。用户之后能够调节处置时间或其他过程参数,以完全消融目标病变。

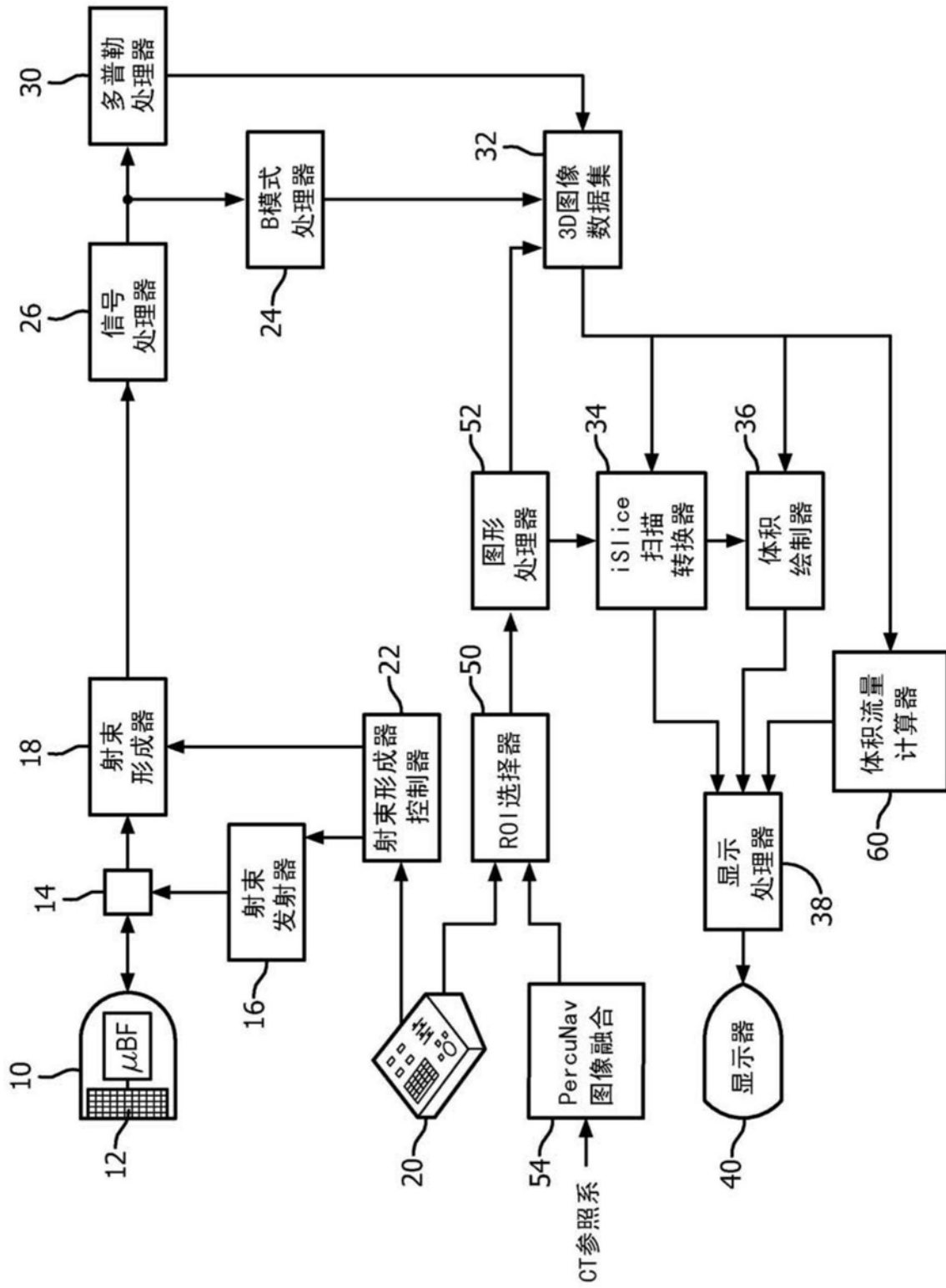


图1

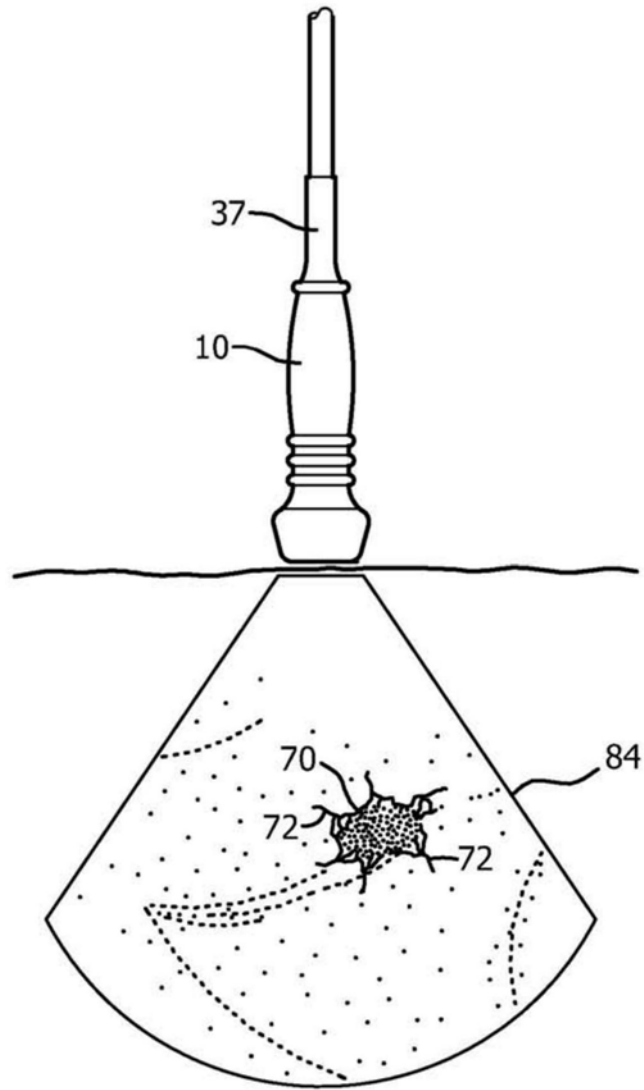


图2

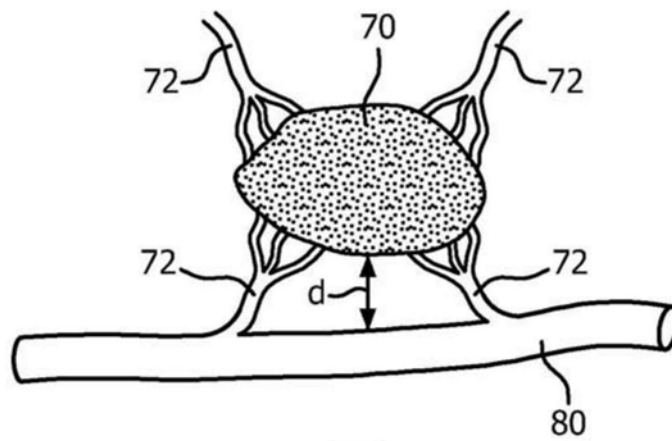


图3

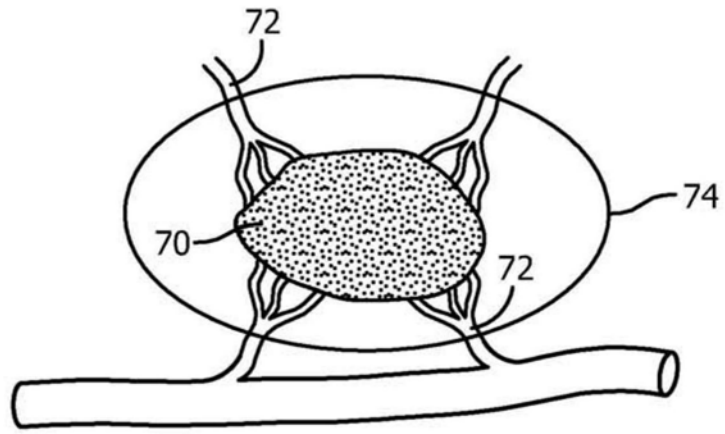


图4a

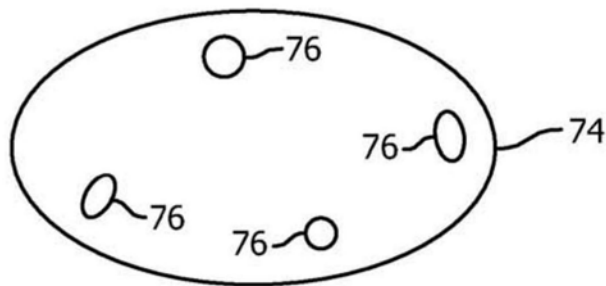


图4b

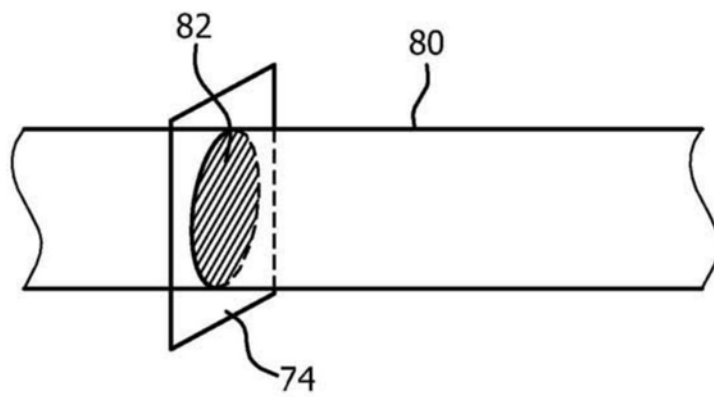


图5a

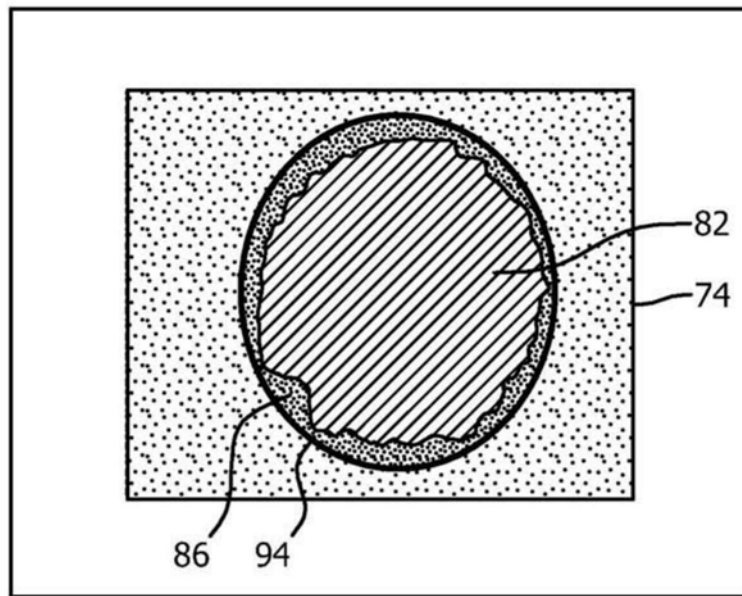


图5b

[illegible]