



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109803576 A

(43)申请公布日 2019.05.24

(21)申请号 201780056289.0

(22)申请日 2017.07.14

(30)优先权数据

62/362,402 2016.07.14 US

62/445,963 2017.01.13 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/042156 2017.07.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/013935 EN 2018.01.18

(71)申请人 德克萨斯大学系统董事会

地址 美国德克萨斯州

(72)发明人 拉吉夫·乔普拉 大卫·格林伯格

约纳坦·夏齐斯诺夫

(74)专利代理机构 北京柏杉松知识产权代理事

务所(普通合伙) 11413

代理人 邵凤珠 刘继富

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 17/22(2006.01)

A61F 2/02(2006.01)

A61M 37/00(2006.01)

A61N 1/378(2006.01)

A61N 1/40(2006.01)

A61N 2/00(2006.01)

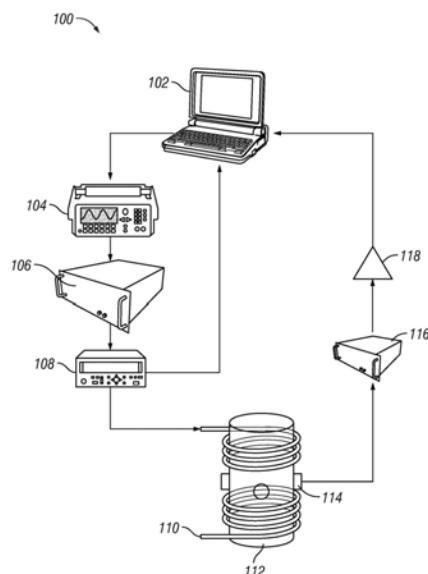
权利要求书4页 说明书18页 附图22页

(54)发明名称

用于感应加热外来金属植入物的方法、设备和系统

(57)摘要

公开了用于感应加热外来金属植入物的方法、设备、系统和实施方式。可以通过AMF脉冲加热外来金属植入物,以确保外来金属植入物的表面以均匀的方式加热。随着外来金属植入物的表面温度升高,可以通过声学传感器检测到声学特征,该声学特征可以指示组织可能被加热到接近沸点的不期望水平。一旦检测到这些声学特征,就可以关闭所述AMF脉冲一段时间,以允许植入物的表面温度在施加另外的AMF脉冲之前冷却。以这种方式,可以将外来金属植入物的表面温度均匀地加热到足以治疗外来金属植入物表面上的细菌生物膜累积而不损坏周围组织的温度。AMF脉冲治疗能够与抗生素/抗微生物治疗方案组合,以减少从金属植入物移除生物膜所需的时间和/或抗微生物剂量。



1. 一种用于治疗外来金属植入物的表面的系统,该系统包括:
 - 一个或多个外部发射器装置,其包括配置为将一个或多个AMF脉冲施加到外来金属植入物的交变磁场 (AMF) 发射器;
 - 一个或多个外部声学传感器装置,其被配置为从位于外来金属植入物附近的组织接收一个或多个声发射特征;和
 - 包括至少一个处理器的控制系统,其被配置成:
 - 使得所述一个或多个外部发射器装置能够以预定时间段、预定脉冲持续时间、预定脉冲重复频率和预定功率水平中的一个或多个将一个或多个AMF脉冲施加到外来金属植入物;
 - 从所述一个或多个外部声学传感器装置接收一个或多个信号;
 - 确定所述一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或多个声发射特征相对应;和
 - 使得能够将一种或更多种抗生素或抗微生物治疗施加到外来金属植入物。
2. 根据权利要求1所述的系统,所述控制系统还被配置为使得所述一个或多个外部发射器装置能够在施加所述一个或多个AMF脉冲之后关闭预定的延迟时间段。
3. 根据权利要求2所述的系统,所述控制系统还被配置为使得所述一个或多个外部发射器装置能够在预定的延迟时间段之后将所述一个或多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。
4. 根据权利要求1所述的系统,所述控制系统还被配置为使得所述一个或多个外部发射器装置能够在所述一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度不足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或多个声发射特征相对应时,将所述一个或多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述生物膜基质是外来金属植入物的表面上的胞外聚合物 (EPS) 生物膜基质。
6. 根据权利要求1所述的系统,所述控制系统还被配置为确定所述一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度足以减少外来金属植入物的表面上的细菌的数量中的一个或多个声发射特征相对应。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个外部发射器装置是螺线管线圈、鞍形线圈、盘形线圈和相控阵列中的一个或多个。
8. 根据权利要求1所述的系统,所述一个或多个外部声学传感器装置还被配置为检测由与外来金属植入物相邻的软组织在被加热到特定温度阈值时发射的一个或多个声波。
9. 根据权利要求1所述的系统,所述一个或多个外部声学传感器装置还被配置为检测频率为500Hz到1000Hz的一个或多个声波。
10. 根据权利要求1所述的系统,所述控制系统还被配置为:
 - 从所述一个或多个外部声学传感器装置接收与温度相关联的一个或多个信号;和
 - 基于所述一个或多个信号调节所述一个或多个AMF脉冲的持续时间、频率和幅度中的至少一个,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。
11. 根据权利要求1所述的系统,还包括嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或多个

个内部温度传感器,所述一个或更多个内部温度传感器被配置为测量外来金属植入物的表面的温度并且输出一个或更多个输出信号。

12. 根据权利要求11所述的系统,所述控制系统还被配置为:

从所述一个或更多个内部温度传感器接收与温度相关联的一个或更多个信号;和

基于所述一个或更多个信号调节所述一个或更多个AMF脉冲的持续时间,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

13. 根据权利要求1所述的系统,还包括一个或更多个外部光学接收器装置,所述一个或更多个外部光学接收器装置被配置为检测由嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或更多个热致发光材料发射的光子,所述一个或更多个热致发光材料被配置为当在外来金属植入物的表面上感应到高于预定阈值的温度时发射光子。

14. 根据权利要求13所述的系统,所述控制系统还被配置为:

当检测到光子时,从所述一个或更多个外部光学接收器装置接收一个或更多个信号;
和

在接收到所述一个或更多个信号时,使得所述一个或更多个外部发射器装置能够关闭。

15. 一种外来金属植入物治疗设备包括:

外壳;和

多个AMF发射器,其被配置为将所述一个或更多个AMF脉冲在三个正交方向上施加到外来金属植入物,

其中,所述多个AMF发射器被配置为在笛卡尔x方向、y方向和z方向中的每个方向上成对地位于金属植入物的相对侧上。

16. 根据权利要求15所述的设备,其中,成对的AMF发射器中的每一个位于彼此平行的平面中。

17. 根据权利要求15所述的设备,其中,多个AMF发射器对中的至少一个被配置为围绕外来金属植入物的纵向轴线转动并且围绕纵向轴线在不同的位置处施加所述一个或更多个AMF脉冲。

18. 根据权利要求15所述的设备,其中,多个AMF发射器对中的至少一个被配置为围绕外来金属植入物的除纵向轴线以外的一个或更多个转动轴线转动,并且围绕一个或更多个转动轴线在不同的位置处施加所述一个或更多个AMF脉冲。

19. 根据权利要求15所述的设备,其中,所述多个AMF发射器被配置为将所述一个或更多个AMF脉冲同时在三个正交方向上施加到外来金属植入物。

20. 根据权利要求15所述的设备,其中,所述多个AMF发射器对处于固定位置中,其被配置为使得外来金属植入物的位置能够在多个AMF发射器对之间改变。

21. 根据权利要求15所述的设备,其中,所述多个AMF发射器对处于固定位置中,其被配置为使得外来金属植入物能够在多个AMF发射器对之间转动。

22. 根据权利要求15所述的设备,该装置还包括一个或更多个铁磁性材料,所述一个或更多个铁磁性材料被配置为能够围绕外来金属植入物移动。

23. 根据权利要求22所述的设备,其中,所述一个或更多个铁磁性材料被配置为使一个或更多个AMF脉冲成形并且修改围绕外来金属植入物的AMF分布。

24. 一种治疗和预防外来金属植入物上的细菌生物膜的方法,该方法包括:

通过包括至少一个处理器的控制系统,使得包括AMF发射器的一个或更多个外部发射器装置能够以预定时间段、脉冲持续时间、脉冲重复频率和预定功率水平中的一个或更多个将一个或更多个AMF脉冲施加到外来金属植入物;

通过控制系统,从一个或更多个外部声学传感器装置接收一个或更多个信号,所述一个或更多个外部声学传感器装置被配置为从位于外来金属植入物附近的组织接收一个或更多个声发射特征;

通过控制系统,确定所述一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或更多个声发射特征相对应;和

使得能够将一种或更多种抗生素或抗微生物治疗施加到外来金属植入物。

25. 根据权利要求24所述的方法,该方法还包括通过控制系统使得所述一个或更多个外部发射器装置能够在施加所述一个或更多个AMF脉冲之后关闭预定的延迟时间段。

26. 根据权利要求25所述的方法,该方法还包括通过控制系统使得所述一个或更多个外部发射器装置能够在预定的延迟时间段之后将所述一个或更多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。

27. 根据权利要求24所述的方法,该方法还包括使得所述一个或更多个外部发射器装置能够在所述一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度不足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或更多个声发射特征相对应时,将所述一个或更多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。

28. 根据权利要求24所述的方法,其中,所述生物膜基质是外来金属植入物的表面上的胞外聚合物(EPS)生物膜基质。

29. 根据权利要求24所述的方法,该方法还包括确定所述一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度足以减少外来金属植入物的表面上的细菌的数量中的一个或更多个声发射特征相对应。

30. 根据权利要求24所述的方法,所述方法还包括:

通过控制系统,从所述一个或更多个外部声学传感器装置接收与温度相关联的一个或更多个信号;和

通过控制系统,基于所述一个或更多个信号调节所述一个或更多个AMF脉冲的持续时间、频率和幅度中的至少一个,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

31. 根据权利要求24所述的方法,该方法还包括通过控制系统使得嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或更多个内部温度传感器能够测量外来金属植入物的表面的温度并且输出一个或更多个输出信号。

32. 根据权利要求31所述的方法,所述方法还包括:

通过控制系统,从所述一个或更多个内部温度传感器接收与温度相关联的一个或更多个信号;和

通过控制系统使得能够基于所述一个或更多个信号调节所述一个或更多个AMF脉冲的持续时间,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

33. 根据权利要求24所述的方法,该方法还可以包括通过控制系统使得一个或更多个外部光学接收器装置能够检测从嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或更多个热致发

光材料发射的光子,所述一个或更多个热致发光材料被配置为当在外来金属植入物的表面上感应到高于预定阈值的温度时发射光子。

34. 根据权利要求33所述的方法,所述方法还包括:

通过控制系统,使得所述一个或更多个外部光学接收器装置能够检测光子,

当检测到光子时,通过控制系统从所述一个或更多个外部光学接收器装置接收一个或更多个信号;和

在接收到所述一个或更多个信号时,通过控制系统使得所述一个或更多个外部发射器装置能够关闭。

用于感应加热外来金属植入物的方法、设备和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年7月14日提交的美国临时专利申请第62/362,402号和2017年1月13日提交的美国临时专利申请第62/445,963号的优先权。两者的全部内容通过引用整体明确地并入本文,而没有免除。

[0003] 背景

技术领域

[0004] 本公开通常涉及用于感应加热外来金属植入物以便加热生物膜的方法、设备和系统。

背景技术

[0005] 假体关节置换已经成为用于老化和受损关节的有效且广泛的医学治疗方式。然而,由于关节上的细菌生物膜的积累,假体关节可能易受感染。据估计,1%至5%的假体关节置换患者遭受这些类型的感染。治疗这些感染的现有方法包括另外的手术和处方口服和/或静脉注射(IV)抗生素。然而,这些治疗可能不是完全有效的并且可能需要大量资源。

发明内容

[0006] 本公开内容部分地提出了预防和治疗假体关节感染的方法和系统,所述方法和系统是非手术和非侵入性的、可重复的,以及可用于各种植入装置。在一些实施例中,提供了用于治疗外来金属植入物的表面的系统。出于本公开的目的,尽管要求保护的系统可以应用于治疗外来金属植入物,但是该系统不限制于这种方式,外来金属植入物其本身也不旨在成为要求保护的系统的一部分。在一些实施例中,系统包括一个或多个外部发射器装置,所述一个或多个外部发射器装置包括配置为将一个或多个AMF脉冲施加到外来金属植入物的交变磁场(AMF)发射器。在一些实施例中,系统还包括一个或多个外部声学传感器装置,其被配置为从位于外来金属植入物附近的组织接收一个或多个声发射特征。在一些实施例中,系统还包括具有至少一个处理器的控制系统,该控制系统被配置为使得一个或多个外部发射器装置能够以预定时间段、预定脉冲持续时间、预定脉冲重复频率和预定功率水平中的一个或多个将一个或多个AMF脉冲施加到外来金属植入物;从一个或多个外部声学传感器装置接收一个或多个信号;确定所述一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或多个声发射特征相对应;并且使得能够将一种或更多种抗生素或抗微生物治疗施加到外来金属植入物。

[0007] 在一些实施例中,控制系统还被配置为使得一个或多个外部发射器装置能够在施加一个或多个AMF脉冲之后关闭预定的延迟时间段。在一些实施例中,控制系统还被配置为使得一个或多个外部发射器装置能够在预定的延迟时间段之后将一个或多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,控制系统还被配置为使得一个或多个

个外部发射器装置能够在一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度不足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或多个声发射特征相对应时,将一个或多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,生物膜基质是外来金属植入物的表面上的胞外聚合物(EPS)生物膜基质。在一些实施例中,控制系统还被配置为确定一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度足以减少外来金属植入物的表面上的细菌的数量中的一个或多个声发射特征相对应。

[0008] 在一些实施例中,一个或多个外部发射器装置可以是螺线管线圈、鞍形线圈、盘形线圈和相控阵列中的一个或多个。在一些实施例中,一个或多个外部声学传感器装置还可以配置为检测由与植入物相邻的软组织在被加热到特定温度阈值时发射的一个或多个声波。在一些实施例中,温度阈值可以接近100℃,而在其他实施例中,温度阈值可以接近60℃。在一些实施例中,可以在大约60℃的温度下开始检测到一个或多个声波并且可以继续60℃到100℃的温度下检测到。在一些实施例中,一个或多个外部声学传感器装置还可以被配置为检测频率为500Hz到1000Hz的一个或多个声波。在一些实施例中,可以检测其他频率的一个或多个声波。在一些实施例中,控制系统还可以被配置为从一个或多个外部声学传感器装置接收与温度相关联的一个或多个信号,并且基于一个或多个信号来调节一个或多个AMF脉冲的持续时间、频率和幅度中的至少一个,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

[0009] 在一些实施例中,系统还可以包括嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或多个内部温度传感器,所述一个或多个内部温度传感器被配置为测量外来金属植入物的表面的温度并且输出一个或多个输出信号。在一些实施例中,系统还可以包括一个或多个外部光学接收器装置,所述一个或多个外部光学接收器装置被配置为检测由嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或多个热致发光材料发射的光子,所述一个或多个热致发光材料被配置为当在外来金属植入物的表面上感应到高于预定阈值的温度时发射光子。在一些实施例中,控制系统还可以被配置为当检测到光子时从一个或多个外部光学接收器装置接收一个或多个关闭信号,并且使得一个或多个外部发射器装置能够在接收到一个或多个关闭信号时关闭。在一些实施例中,控制系统还可以被配置为从一个或多个内部温度传感器接收与温度相关联的一个或多个信号,并且基于一个或多个信号来调节一个或多个AMF脉冲的持续时间,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

[0010] 在一些实施例中,外来金属植入物治疗设备包括外壳和多个AMF发射器,所述多个AMF发射器被配置为将一个或多个AMF脉冲同时在三个正交方向上施加到外来金属植入物。在一些实施例中,多个AMF发射器被配置为在笛卡尔x方向、y方向和z方向中的每个方向上成对地位于金属植入物的相对侧上。在一些实施例中,成对的AMF发射器中的每一个位于彼此平行的平面中。在一些实施例中,多个AMF发射器对中的至少一个被配置为围绕外来金属植入物的纵向轴线转动并且围绕纵向轴线在不同的位置处施加一个或多个AMF脉冲。在一些实施例中,多个AMF发射器对中的至少一个被配置为围绕外来金属植入物的除纵向轴线以外的一个或多个转动轴线转动,并且围绕一个或多个转动轴线在不同的位置处施加一个或多个AMF脉冲。在一些实施例中,多个AMF发射器被配置为将一个或多个AMF脉冲同时在三个正交方向上施加到外来金属植入物。在一些实施例中,多个AMF发射器对处

于固定位置中,其被配置为使得外来金属植入物的位置能够在多个AMF发射器对之间改变。在一些实施例中,多个AMF发射器对处于固定位置中,其被配置为使得外来金属植入物能够在多个AMF发射器对之间转动。在一些实施例中,该设备还包括一个或更多个铁磁性材料,所述一个或更多个铁磁性材料被配置为能够围绕外来金属植入物移动。在一些实施例中,一个或更多个铁磁性材料被配置为使一个或更多个AMF脉冲成形并且修改围绕外来金属植入物的AMF分布。

[0011] 在一些实施例中,治疗和预防外来金属植入物上的细菌生物膜的方法包括:通过具有至少一个处理器的控制系统,使得包括AMF发射器的一个或更多个外部发射器装置能够以预定时间段、预定脉冲持续时间、预定脉冲重复频率和预定功率水平中的一个或更多个将一个或更多个AMF脉冲施加到外来金属植入物;通过控制系统从一个或更多个外部声学传感器装置接收一个或更多个信号,该外部声学传感器装置被配置为从位于外来金属植入物附近的组织接收一个或更多个声发射特征;通过控制系统确定所述一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或更多个声发射特征相对应;并且使得能够将一种或更多种抗生素或抗微生物治疗施加到外来金属植入物。

[0012] 在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统使得一个或更多个外部发射器装置能够在施加一个或更多个AMF脉冲之后关闭预定的延迟时间段。在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统使得一个或更多个外部发射器装置能够在预定的延迟时间段之后将一个或更多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,该方法还包括使得一个或更多个外部发射器装置能够在在一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度不足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或更多个声发射特征相对应时,将一个或更多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,生物膜基质是外来金属植入物的表面上的胞外聚合物(EPS)生物膜基质。在一些实施例中,该方法还包括确定一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度足以减少外来金属植入物的表面上的细菌的数量的一个或更多个声发射特征相对应。

[0013] 在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统使得一个或更多个外部发射器装置能够在施加一个或更多个AMF脉冲之后关闭预定的延迟时间段。在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统使得一个或更多个外部发射器装置能够在预定的延迟时间段之后将一个或更多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,该方法还包括使得一个或更多个外部发射器装置能够在在一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度不足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或更多个声发射特征相对应时,将一个或更多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,该方法还包括确定一个或更多个信号与指示外来金属植入物的温度足以减少外来金属植入物的表面上的细菌的数量的一个或更多个声发射特征相对应。在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统从一个或更多个外部声学传感器装置接收与温度相关联的一个或更多个信号,并且通过控制系统,使得能够基于一个或更多个信号调节一个或更多个AMF脉冲的持续时间、频率和幅度中的至少一个,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

[0014] 在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统使得嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或更多个内部温度传感器能够测量外来金属植入物的表面的温度并且输出一个

或更多个输出信号。在一些实施例中,该方法还可以包括通过控制系统使得一个或更多个外部光学接收器装置能够检测从嵌入在外来金属植入物的表面中的一个或更多个热致发光材料发射的光子,所述一个或更多个热致发光材料被配置为当在外来金属植入物的表面上感应到高于预定阈值的温度时发射光子。在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统使得一个或更多个外部光学接收器装置能够检测光子,当检测到光子时,通过控制系统从一个或更多个外部光学接收器装置接收一个或更多个信号;并且在接收到一个或更多个信号时,通过控制系统使得一个或更多个外部发射器装置能够关闭。在一些实施例中,该方法还包括通过控制系统从一个或更多个内部温度传感器接收与温度相关联的一个或更多个信号;并且通过控制系统使得能够基于一个或更多个信号调节一个或更多个AMF脉冲的持续时间,以在特定时间段将外来金属植入物的表面保持在期望温度。

[0015] 在一些实施例中,系统被配置为将以预定时间段、预定脉冲持续时间、预定脉冲重复频率和预定功率水平中的一个或更多个将一个或更多个AMF脉冲施加到外来金属植入物。在一些实施例中,通过一个或更多个AMF发射器施加一个或更多个AMF脉冲。在一些实施例中,一个或更多个AMF脉冲足以创建来自组织的一个或更多个声发射特征。在一些实施例中,该系统还被配置为检测与一个或更多个声发射特征相对应的一个或更多个信号。在一些实施例中,通过一个或更多个声学传感器装置检测一个或更多个声发射特征。在一些实施例中,该系统可以确定一种或更多种抗生素或抗微生物治疗是合适的。在一些实施例中,该系统可以确定当检测到一个或更多个声发射特征时,一种或更多种抗生素或抗微生物治疗是合适的。

[0016] 术语“一”和“一个”被定义为一个或更多个,除非本公开另有明确要求。如本领域普通技术人员所理解的,术语“基本上”被定义为很大但不一定完全是指定的内容(并且包括所指定的内容;例如,基本上90度包括90度并且基本上平行包括平行)。在任何公开的实施例中,术语“基本上”、“大约”和“约”可以用在指定内容的“[百分比]内”代替,其中百分比包括0.1%、1%、5%和10%。

[0017] 术语“包括”、“具有”、“包含”和“含有”是开放式连接动词。结果,“包括”、“具有”、“包含”或“含有”一个或更多个元素或特征的系统或系统部件拥有所述一个或多个元素或特征,但不限于只拥有所述元素或特征。同样,“包含”、“具有”、“包含”或“含有”一个或更多个步骤的方法具有所述一个或更多个步骤,但不限于仅拥有所述一个或更多个步骤。另外,诸如“第一”和“第二”的术语仅用于区分结构或特征,而不是将不同的结构或特征限制为特定的顺序。

[0018] 任何所公开的方法、系统、系统部件或方法步骤的任何实施例能够由或基本上由任何所描述的元素、步骤和/或特征组成,而不是包括/包括/包含/具有任何所描述的元素、步骤和/或特征。因此,在任何权利要求中,术语“由...组成”或“基本上由...组成”能够代替上述任何开放式连接动词,以便改变使用开放式连接动词本来会具有的给定权利要求的范围。

[0019] 除非本公开或实施例的性质明确禁止,否则一个实施例的一个或更多个特征可以应用于其他实施例,即使没有描述或示出。

[0020] 前面已经相当广泛地概述了本发明实施例的某些特征和技术优点,以便可以更好地理解下面的详细描述。下面将描述其他特征和优点。本领域技术人员应该理解,可以容易

地将所公开的概念和具体实施例用作修改和/或利用其他结构以实现相同或相似目的的基础。本领域普通技术人员还应该认识到,等同结构不脱离所附权利要求中阐述的本发明的精神和范围。当结合附图考虑时,从以下描述将更好地理解另外的特征。然而,应该清楚地理解,提供每个附图仅用于说明和描述的目的而不是旨在限制本发明。

附图说明

[0021] 以下附图通过示例而非限制的方式示出。为了简明和清楚起见,给定方法或系统的每个特征并不总是在与该方法或系统相关的每个图中标记。相同的附图标记不一定表示相同的特征。相反,相同的附图标记可以用于表示相似的特征或具有相似功能的特征,也可以使用不同的附图标记来表示。

[0022] 图1描绘了根据本公开实施例的用于将感应加热施加到外来金属植入物的示例性控制反馈系统。

[0023] 图2描绘了根据本公开的实施例的示例性AMF发射器。

[0024] 图3描绘了根据本公开的实施例的示例性AMF发射器的电路图。

[0025] 图4描绘了根据本公开的实施例的将感应加热施加到外来金属植入物的示例性方法。

[0026] 图5描绘了根据本公开的实施例的测量来自外来金属植入物的声发射的示例性方法。

[0027] 图6描绘了示出根据本公开的实施例的连续加热和脉冲加热之间的温度差异的红外图。

[0028] 图7描绘了示出根据本公开的实施例的连续加热和脉冲加热之间的温度差异的图表。

[0029] 图8描绘了根据本公开的实施例的可以被加热的示例性假体关节。

[0030] 图9描绘了示出图8中所示的假体关节的不同区域的温度测量的图表。

[0031] 图10描绘了示出根据本公开的实施例的非沸腾和沸腾组织温度的声发射的图表。

[0032] 图11描绘了示出根据本公开的实施例的由连续加热和脉冲加热产生的声发射的图表。

[0033] 图12描绘了示出根据本公开的实施例的温控加热方法和沸腾控制加热方法之间的温度差异的图表。

[0034] 图13A描绘了示出根据本公开的实施例的AMF连续加热的持续时间对示例性生物膜的影响的图表。

[0035] 图13B描绘了示出根据本公开的实施例的AMF连续加热对示例性生物膜的基质组分的影响以及AMF暴露对生物膜对示例性抗微生物剂的敏感性的影响的图。

[0036] 图14A描绘了根据本公开的实施例在不同对照和AMF连续加热条件下的示例性生物膜的扫描电子显微镜照片。示出了AMF连续加热对生物膜内的基质组分和细菌的示例性时间依赖性效应。

[0037] 图14B描绘了根据本公开的实施例在不同对照和AMF连续加热条件下的示例性生物膜的共聚焦显微镜照片。示出了AMF连续加热对生物膜内的基质组分和细菌的示例性时间依赖性效应。

[0038] 图15A-15C描绘了根据本公开实施例的具有多线圈设备的示例性AMF发射器的各种视图。

[0039] 图16描绘了根据本公开的实施例的当沿不同的笛卡尔方向施加示例性交变磁场时的示例性金属植入物加热模式。

具体实施方式

[0040] 下面描述的实施例描述了用于治疗位于身体内的外来金属植入物的表面上的生物膜的系统、设备和方法。在一些实施例中,外来金属植入物可以包括假体关节、各种假体植入物(诸如销、螺钉、杆、夹具)或诸如弹片之类的外来物体。在一些实施例中,该方法可以包括使用从身体外的导体产生的交变磁场(AMF),使得足够的磁通量穿过身体内的植入物以在植入物的表面上产生一个或更多个表面涡流。在一些实施例中,植入物可以是铁磁性的。在这些情况下,还可能发生由磁滞引起的额外加热。在所描述的实施例中,植入物可以具有允许一个或更多个表面涡流的导电性,如在金属植入物中通常可能遇到的。由直接涡流加热产生的加热可以在植入物上实现均匀加热。在所描述的至少一些实施例中,可以适当地控制AMF暴露的功率、频率和定时,以在现有环境和技术下以尽可能快的方式实现植入物的表面的均匀加热。为了实现植入物的均匀加热同时提供安全预防措施以避免对周围组织的损害,可以从适当地布置在目标植入物周围的多个AMF发射器施加具有适当延迟的脉冲AMF暴露。可以继续该过程,直到可以存在于受感染的植入物的表面上的细菌生物膜被削弱和/或根除到期望程度。

[0041] 下面所讨论的实施例也描述了用于测量植入物的加热的系统、设备和方法。本加热测量技术可以有助于确保植入物周围的组织的安全性并且可以指示完成期望的治疗效果,例如部分或完全生物膜根除。当温度达到或超过100℃时,组织沸腾能够发生在植入物的表面上。然而,在该阈值以下(例如,60℃到80℃)的温度下可能在被加热组织中形成小水泡。这些小水泡的形成和塌陷可以发出经过身体外的声能,并且能够通过各种类型的声学传感器(包括外部和内部声学传感器)几乎即时地测量。在一些实施例中,一个或更多个远程声学传感器能够集成到AMF传送系统中以调制AMF脉冲的幅度、脉冲持续时间或脉冲重复频率,或者如果检测到声能则关闭电源。因为这些声发射可以在低于组织沸腾的温度下表现出来,所以该过程可以包括AMF加热过程的反馈调节,其可以防止表面植入物温度达到组织沸腾的温度阈值。在一些实施例中,可以将一种或更多种材料嵌入金属植入物中,其可以利用热致发光原理。材料或这些材料可以表现出温度依赖性荧光,并且一旦达到特定温度阈值就可以发射光子。发光检测器或接收器可以用于接收发射的光子并且可以确定是否超过了特定温度阈值。

[0042] 在本公开中所描述的实施例适用于治疗至少一个生物膜,因为细胞可以以时间和温度依赖性方式表现出对升高温度的敏感性。例如,真核细胞可以具有通过热休克蛋白质类的表现以耐受中等温度升高的能力,并且能够在一段时间内承受高达41~42℃的温度。然而,一旦温度变得高于43℃,细胞可能以增加的速率死亡。在高于54~55℃的温度下,可以在几秒钟内实现大于3~4log的细胞死亡。因此,在较低温度下较长时间的暴露或在高温下较短时间的暴露可能足以直接杀死位于金属植入物的表面上的细菌。除了直接杀死细胞之外,加热还可以削弱或去除生物膜基质本身的部分,这可以增加抗微生物剂的功效和/或

渗透,这通常可以限制它们接近嵌在生物膜中的微生物。因此,当将所描述的实施例与抗微生物疗法(例如,抗生素)组合时,加热对生物膜和/或细菌的影响可以增加给定剂量的抗生素的效果,或者可以降低实现被感染植入物的灭菌所需的剂量。用于细菌生物膜的本发明治疗方法的实施例能够与局部或全身施用的化学试剂组合以治疗感染的区域性或全身性的组分,例如抗生素或温度敏感化合物。

[0043] 现在参考附图,图1描绘了根据本公开的实施例的用于将感应加热施加到外来金属植入物的示例性控制反馈系统100。在所示的实施例中,可以选择期望的治疗方案并且由一个或更多个控制计算机102所控制。控制计算机102可能能够通过一个或更多个功能产生器104、一个或更多个放大器106以及一个或更多个功率计108将控制信号发送到一个或多个AMF发射器110,以控制诸如功率、占空比、频率、脉冲持续时间和脉冲重复频率之类的特性。在控制系统100所示的实施例中,控制计算机102还能够通过一个或更多个远程声学传感器114接收和处理来自在其附近的植入物或组织的声发射,以确定诸如声学信息之类的信息。在一些实施例中,控制计算机102、信息可以代表温度信息或可以是其他类型的信息。在一些实施例中,来自一个或更多个远程声学传感器114的一个或更多个信号可以包括可以指示一个或更多个声发射特征可能大于预定阈值的一个或更多个信号。在一些实施例中,来自一个或更多个远程声学传感器114的信号可以包括可以指示一个或更多个声发射特征可能小于预定阈值的信号。在一些实施例中,预定阈值可以是声发射特征幅度阈值。在一些实施例中,控制计算机102可以包括显示器以向用户提供关于治疗过程的信息,以及包括各种输入元件,所述输入元件可以使用户能够与控制计算机102交互并设置期望参数和/或调节。控制计算机102可以包括计算机系统的标准部件,诸如硬盘驱动器、监视器、打印机、键盘、鼠标等,其可以使用户能够与控制计算机102交互并记录和/或再现数据。

[0044] 控制计算机102可以向功能产生器104发出一个或更多个命令或指示,所述一个或更多个命令或指示可以产生时变电信号。功能产生器104可以具有调节时变电信号的幅度、频率、相位偏移、脉冲持续时间和脉冲重复频率的能力。功能产生器104可以通过诸如串行端口、USB端口或以太网端口等元件由控制计算机102控制。在一些实施例中,功能产生器104可以直接集成到控制计算机102中。时变电信号可以由放大器106放大到期望功率水平。在一些实施例中,放大器106可以包括匹配和储能电路(tank circuit),以实现有效的功率传递并且以将匹配和储能电路调到特定的谐振频率。由放大器106输出的信号可以通过功率计108,功率计108可以测量信号的向前反射功率。该测量数据可以被发送回控制计算机102。控制计算机102可以使用这些测量数据来调节由时变电信号提供的电功率水平和/或监控功率传递效率。如果控制计算机102调节信号,则它可以向功能产生器104发出更新的命令以调节信号,然后可以通过放大器106和功率计108传输该信号以进行更新的测量。

[0045] 由功率计108发射的信号可以输入到一个或更多个AMF发射器110中。在所示的实施例中,AMF发射器110可以在身体区域112中产生时变磁场,以对位于身体区域112中的外来金属植入物(未示出)的表面进行加热。一个或更多个远程声学传感器114可以放置在被加热的身体区域112周围。在一些实施例中,所述一个或更多个远程声学传感器114可以直接放置在覆盖身体区域112的皮肤表面上。一个或更多个远程声学传感器114可以以期望的间隔放置在被加热的身体区域112周围。在一些实施例中,所述一个或更多个远程声学传感器114可以直接放置在覆盖身体区域112上方的一定距离处。在一些实施例中,传感器可以

是温度传感器、光学传感器和/或无线传感器。在一些实施例中,传感器可以是可移除的传感器,而在其他实施例中,传感器可以以本领域公知的各种方式植入身体区域112中。在所示的实施例中,声学传感器114可以捕获与包括身体区域112的组织的沸腾相关的任何声发射。所述声发射可以通过声学传感器114被转换为一个或更多个信号,并且可以由前置放大器116放大。前置放大器116可以将一个或更多个放大的信号传输到模数转换器(ADC) 118,模数转换器118可以将一个或多个放大的信号数字化。在一些实施例中,可以使用各种类型的数据采集模块。然后可以将一个或更多个信号输入到控制计算机102中并由控制计算机102处理,以便确定是否需要时变电信号进行调节。

[0046] 在一些实施例中,控制计算机102可以通过测量控制反馈系统100的其他特性来确定是否需要由AMF发射器110施加的时变电信号进行调节。在一些实施例中,控制计算机102可以测量传送到AMF发射器110的电流。该测量的电流可以表示传送到系统100的总功率。在一些实施例中,控制计算机102可以测量冷却电路中的温度增加,其消除系统电子装置中的损耗。该测量可以表示从系统100损失的功率。测量电流和测量温度之间的差异可以表示传送到植入物的功率量。在一些实施例中,可以使用该量的知识来传送固定数量的脉冲,其中 $\text{功率} \times \text{时间} / \text{脉冲} \times \# \text{脉冲} = \text{传送到植入物的总能量}(E)$ 。在一些实施例中,已知植入物的比热容并假设热量均匀分布(这种假设对于低功率暴露能够是准确的),植入物中的温度升高能够估计为 $E / (\text{密度} \times \text{体积} \times \text{比热容})$ 。在一些实施例中,控制计算机102可以在测量将植入物插入AMF发射器110时阻抗的变化。阻抗的这种变化能够表示植入物呈现给系统电子器件的“负载”,并且能够用于估计传送到植入物的功率并且因此估计植入物中的温度升高。

[0047] 图2描绘了根据本公开的实施例的示例性单线圈AMF发射器200。一般类型的发射器能够是携带位于身体202外的时变电信号的某种类型的电导体。在所示的实施例中,AMF发射器可能会产生穿过身体中的目标金属植入物204的时变磁场。在图2所示的实施例中,发射器可以包括螺线管206。因为螺线管206可以沿其内轴产生均匀的磁场,所以它可以适用于将肢体和/或四肢暴露于交变磁场。在其他实施例中,发射器可包括鞍形线圈。鞍形线圈可以放置在臀部周围以提供交替的磁场,用于治疗骨盆中的植入物。在其他实施例中,可以使用多个线圈、移动线圈和其他类型的AMF发射器(例如盘形线圈等)以实现交变磁场的时空变化。

[0048] 图1和图2所示的实施例可以适用于不同形状和尺寸的外来金属植入物以及位于身体中的表面和深处的外来金属植入物。然而,植入物应该经历足够的磁场强度以产生足够的电流,从而产生所期望的温度升高。这可以通过位于身体外的发射器类型来实现,并且可以使得不同形状的发射器可能对于不同的解剖目标可以是最佳的。例如,螺线管206可以非常适用于肢体和/或四肢内的目标物体,鞍形线圈对于肩部和臀部可以是最佳的,并且诸如盘形线圈的替代类型的AMF发射器可以是腹部和/或椎体目标可以是最佳的。

[0049] 由导电材料组成的任何外来金属植入物可以以升高的温度响应于交变磁场。温度升高的幅度可以与导电材料的导电性有关。与所公开的实施例相容的金属的示例包括通常用于生物医用设备的金属,例如不锈钢、钛和铂。然而,根据它们的导电性,不同金属的加热速率可以略微不同,并且系统100可能需要补偿这些差异。替代地,在由系统100展示的闭环控制下,治疗可以继续传送功率直到实现所期望的温度。该特性可以使系统100能够自给自

足并且更少地依赖于特定金属的预定校正。

[0050] 图3描绘了根据本公开的实施例的示例性AMF发射电路(诸如发射器200)的电路图300。在所示的实施例中,谐振或储能电路302可以包括电感器304和电容器306,并且可以有效地传递通过AMF发射器200的电力。在一些实施例中,电感器304可以包括如图1所示的AMF发射器110或如图2所示的AMF发射器200。电容器306可以与电感器304串联(或并联)放置,以实现具有与电感器304和电容器306的数值相关的频率的串联或并联谐振电路。在所示的实施例中,电感器304具有57 μ H的电感,并且电容器306具有1.8nF的电容,但是可以使用其他合适的值。在一些实施例中,这些值可以由AMF发射器110的尺寸和/或几何形状确定。这些值也可以由频率产生器104的频率确定。在一些实施例中,匹配电路或变压器网络308可以用于实现放大器106和储能电路302之间的阻抗匹配。在所示的实施例中,匹配电路308可以包括电感器310和电容器312,所述电感器310具有3.32 μ H的电感,并且所述电容器312具有28.8nF的电容,但是可以使用其他合适的值。振荡器314还可用于为储能电路302提供参考频率。在所示的实施例中,振荡器314可以提供550kHz的参考频率,但是可以使用其他合适的值。在一些实施例中,振荡器314可以包括频率产生器104和放大器106,如图1所示。

[0051] 图4描绘了根据本公开的实施例的将感应加热施加到外来金属植入物的示例性方法400。在本公开的一个实施例中,方法400可以由系统100实现。如图1和2所示,感应加热可以通过使得交变磁场能够通过导体(例如,外来金属植入物)并在导体表面上感应出电流来实现。该电流可能根据金属的电特性而受到电阻损耗。然后可以将这些电阻损耗转换成热量。外来金属植入物的感应加热可以是完全非接触的并且能够从身体外产生。感应加热还可以实现从AMF发射器到金属导体的良好能量传递,这可以在短时间内实现高温。由于称为集肤效应的现象,在金属导体上产生的电流可能被限制在外表面。集肤效应可以使得加热能够对生物膜或在金属表面处发生的感染具有细胞毒效应。在一些实施例中,这些细胞毒效应可以包括减弱或根除生物膜或感染。

[0052] 在如图4所示的实施例中,方法400可以始于步骤402,将AMF脉冲以预定时间、脉冲持续时间、脉冲重复频率和预定功率中的一个或多个施加到外来金属植入物。在一些实施例中,可以通过位于身体112外的一个或多个AMF发射器110发射时变电流来实现时变磁场。如图1所示,这可以通过诸如功能产生器104和合适的放大器106的信号源来实现,以产生足够功率的时变信号。在一些实施例中,可能适用于该应用的功率范围可以从对于接近AMF发射器的小型植入物的几瓦特变化到对于深部大型物体的高达10kW。在一些实施例中,用于传输的频率范围也能够在大范围内变化,但是通常可以高于外周神经刺激的阈值($\sim$ 100kHz)并且低于组织加热变得明显($>10\sim 20$ MHz)的阈值。

[0053] 如上所述,金属植入物的感应加热的特征可以是由于称为集肤效应的效应而将一个或多个感应涡流限制到外来金属植入物的外表面。在一个示例中,对于暴露于500kHz的交变磁场的典型金属,集肤效应可以导致电流的一大部分存在于距金属表面0.2 $\sim$ 0.5mm内。因此,可以实现表面加热,这对于位于外来金属植入物表面上的靶分子(例如细菌和生物膜)可能是期望的。在一些实施例中,AMF暴露的持续时间也能够变化,并且可以与植入物上的期望温度升高和实现对生物膜的靶细胞毒效应所需的持续时间有关。

[0054] 在金属植入物表面上的感应电流分布(以及因此引起的温度分布)的另一个特征可以是电流分布相对不均匀。这可能导致沿着植入物表面的优选路径的一个或多个涡

流。结果,初始AMF脉冲可能引起非常不均匀的加热。在一些实施例中,AMF脉冲能够是连续的或可以被间歇地施加。间歇脉冲暴露可以具有允许在暴露之间的暂停期间的热传导和金属植入物表面上的温度均衡的益处。因此,脉冲暴露可以在金属植入物的表面上实现均匀的温度分布,这可以导致用于治疗靶细胞、细菌和/或生物膜的期望加热水平。在使用多个AMF发射器的实施例中,所述多个AMF发射器能够独立操作或作为相控阵列操作,以实现对一个或更多个感应电场和磁场的附加的空间控制,以在植入物表面上分散加热。替代地,能够采用机械运动来实现相同的效果。

[0055] 如上所述,在一些实施例中,一个或更多个AMF脉冲的持续时间可以是适用于能够均匀加热金属植入物表面的预定时间。当金属植入物从AMF发射器接收更多脉冲时,其表面温度可能逐渐升高。替代地,AMF脉冲的功率强度可以由图1中所示的反馈控制系统100调节。随着植入物的表面温度接近组织沸腾温度,脉冲持续时间可能变短和/或每个脉冲的功率强度可能减小。

[0056] 使用感应加热以在金属植入物的表面上产生温度升高的一个重要方面可以是防止可能对周围正常组织造成过度损伤的温度升高。因此,可能期望在加热期间具有一些形式的温度反馈,其可以结合到一个或更多个控制信号或关闭信号中。在所示的实施例中,方法400可以通过监控来自植入物附近的组织的一个或多个声发射来实现在步骤404的一种类型的温度反馈。当植入物表面上的温度接近水的沸点时,微泡可能开始在组织中形成。这些微泡的形成和塌陷可以表现出非常独特的声学特征,并且可以在约60°到80℃的温度下开始展现出来。该声学特征可以从发生位置向外行进,并且能够利用一个或更多个适当放置的声学传感器114在身体112外被检测到,如图1所示。这些发射从开始到被检测到的时间可以是微秒级。在所示的实施例中,这些声学特征的检测能够用作安全关闭,以确保植入物表面上的温度保持低于组织沸腾的温度阈值。在一些实施例中,声学特征可以存在于500到1000Hz的频率范围内,并且当温度接近金属植入物表面上的沸点时,声学特征可以被一个或更多个声学传感器114可靠地检测到。在一些实施例中,当软组织被加热到大约60°到80℃的温度时,可以检测声学特征。可以存在可以被利用和监控的其他频率范围。一个或更多个声学传感器114还可以检测声学特征的幅度。这种检测方法可以是有用的,因为其具有明确定义的温度的物理效应固有地相关联。例如,当组织温度接近沸点时,声学特征的幅度可能增加。此外,由于所产生的声波的性质,事件的发生到位于身体外的控制系统100的传输也可能固有地发生。在一些实施例中,控制系统100可以包括一个或更多个声学接收器或传感器。因此,不需要在身体内植入额外的发射器或其他电子器件。因此,实现方法400的系统100可以与所有类型的现有金属植入物兼容,而不需要对植入物进行任何额外的侵入性修改。

[0057] 除了声学监控之外,另一个实施例可以使用一个或更多个植入的温度传感器直接检测金属植入物表面中或周围的温度。这种温度传感器可以是能够检测温度的任何类型的传感器(例如,热敏电阻和热电偶等)。为了检测植入物附近的温度,温度传感器可以经皮或通过导管直接植入组织中。在该实施例中,温度传感器可以代替声学传感器114并且可以直接检测植入物表面的温度。在该实施例中,步骤404可以测量植入物表面的温度而不是测量声发射。然后,温度传感器可以将信息作为信号转发到待由控制计算机102处理的前置放大器116和ADC 118,如图1所示。然后,控制计算机102可以以与上述类似的方式控制所施加的

AMF脉冲的持续时间和功率。

[0058] 在一些实施例中,一个或更多个热致发光材料可以在可能期望进行表面温度测量的点处嵌入在植入物表面上。一旦达到特定的温度阈值,热致发光材料可以发射光子。随着植入物的表面温度升高,可以发射更多数量的光子。在一些实施例中,在制造时,一个或更多个热致发光材料可以被预照射,以确保光子在达到特定温度时释放。可以利用一个或更多个光学传感器在身体外检测这些光子。在该实施例中,光学传感器可以代替声学传感器114并且可以检测由植入物表面发射的光子的数量。然后,光学传感器可以将信息作为一个或更多个信号转发到待由控制计算机102处理的前置放大器116和ADC 118,如图1所示。然后,控制计算机102可以以与上述类似的方式控制所施加的AMF脉冲的持续时间和功率。

[0059] 在所示的实施例中,方法400可以在步骤406继续,系统100确定是否检测到与组织沸腾相关的阈值。该阈值可以是检测到与组织沸腾相关联的一个或更多个声发射或检测到接近组织沸腾的温度。如果检测到组织沸腾阈值,则方法400可以在步骤408继续,系统100停止AMF脉冲并等待预定时间。在该预定时间期间,金属植入物表面的温度可以冷却到低于与组织沸腾相关联的温度阈值的温度。这可以提供上述安全关闭特征。替代地,如果采用多个AMF发射器,一旦由于来自第一发射器的AMF脉冲检测到沸腾,就能够从不同的发射器传送AMF脉冲。如果未检测到组织沸腾阈值或者如果已经达到预定等待时间,则方法400可以在步骤408继续,系统100确定是否已经达到植入物表面暴露时间。在一些实施例中,植入物表面暴露时间可以由用户预定的时间段。该时间段可以对应于当植入物表面保持在某一均匀表面温度时足以弱化或根除植入物表面上的细菌或生物膜的时间段,其取决于所期望的治疗。在一些实施例中,植入物表面暴露时间可以由控制计算机102确定的时间段。该时间段可以基于从传感器114接收的数据,并且可以足以将植入物表面保持在足够长以减弱或根除植入物表面上的细菌或生物膜的某个均匀温度。在所示的实施例中,如果植入物表面暴露时间还未达到,则方法400可以在步骤402继续。如果植入物表面暴露时间已经达到(即,暴露时间足以减弱或根除细菌或生物膜),则方法400可以结束于步骤412并且确定植入物的期望AMF脉冲治疗已完成。在一些实施例中,代替直接进行到步骤412,方法400可以实现确定植入物表面暴露时间已经足以破坏生物膜基质。在一些实施例中,可以通过接收声发射执行所述确定,该声发射指示植入物表面的温度已经达到足以减弱或根除生物膜基质的温度。在确定已经达到所述暴露时间和/或所述植入物表面温度时,可以对植入物表面施用抗菌或抗微生物治疗。由于生物膜基质的减弱,可以增加抗微生物治疗的有效性。这可以实现更小的剂量和/或缩短的治疗时间。

[0060] 图5描绘了根据本公开的实施例测量来自外来金属植入物的一个或更多个声发射的示例性方法500。在所示实施例中,方法500可以是方法400的步骤404的更详细的实施例。在步骤502,一个或更多个声学传感器114可以测量来自金属植入物和周围组织的一个或更多个声发射。在方法500的步骤504,前置放大器116和ADC118可以过滤来自声发射的一个或更多个本底信号。在方法500的步骤506,控制计算机102可以接收一个或更多个过滤的声学信号,并且可以计算在特定的频率范围之间温度曲线下的面积(AUC)。在所示的实施例中,可以计算500Hz到1000Hz的频率范围的AUC。该AUC可以对应于检测到的一个或更多个过滤的声学信号。在方法500的步骤508,控制计算机102可以确定AUC是否大于或小于与组织沸腾相关联的温度阈值。如果AUC大于或等于温度阈值,则已经达到与组织沸腾相关联的阈值

510并且方法400可以进行到上述步骤408。如果AUC小于温度阈值,则还未达到与组织沸腾相关联的阈值512并且方法400可以进行到上述步骤410。

[0061] 图6描绘了示出根据本公开的实施例的直接连续加热602和脉冲加热604之间的一个或多个温度差异的示例性红外图。为了创建红外图600,获得废弃的假体金属膝关节植入物并且将其放置在螺线管AMF发射器的内侧。将红外摄像机放置在假体植入物的附近,使得附图中所示的表面是可见的。然后,将植入物暴露于AMF,以产生连续加热602和脉冲加热604。在对交变磁场的这些暴露期间用热相机记录温度。

[0062] 在所示的实施例中,图6中所示的加热可以发生在上述方法400的步骤402并且可以示出集肤效应。图600还示出了红外温度标尺606,所述红外温度标尺606描绘了对应于植入物的表面上的特定红外强度的温度。在所示的实施例中,连续加热602可以沿着金属植入物的表面实现快速但不均匀的温度升高。从图600中能够看出,能够在短时间内观察到 $>150^{\circ}\text{C}$ 的温度,这可能是不安全的并且导致对周围组织的损害。在照片608中,在0秒时未观察到加热。在经受连续加热602持续2秒的时间后,照片610示出植入物的边缘的温度已经达到接近或超过 100°C 的温度,这可能导致组织沸腾。然而,照片610还示出大部分植入物表面可以具有 $<50^{\circ}\text{C}$ 的温度。该温度可能不足以对植入物表面上的细菌或生物膜具有期望的效果。因此,在照片610中,植入物的一部分已达到不安全的温度,并且大部分植入物在2秒的短时间跨度内未达到期望的生物膜治疗温度。在经受连续加热602持续7秒的时间后,照片512示出植入物边缘的温度已达到 $>150^{\circ}\text{C}$ 的温度,而植入物的中间仍未达到所期望的治疗温度。因此,连续加热602可能不是实施方法400的优选方法。相反,脉冲加热604可以导致在植入物的整个表面上的更慢和更均匀的温度升高。在照片614中,类似于照片608,在0秒时未观察到加热。然而,在照片616中,植入物表面具有均匀的温度,即使在脉冲加热的时间为19秒之后也不会造成组织沸腾的危险。在照片618中,在经受脉冲加热604持续80秒的时间周期之后,植入物已经达到 $>150^{\circ}\text{C}$ 的温度。然而,照片618示出了植入物表面上的温度是均匀的。虽然当温度接近组织沸腾温度时,上述安全机制将关闭AMF脉冲,但能够看出脉冲加热604可以提供将植入物表面均匀加热到足以对植入物表面上的细菌或生物膜具有期望效果的温度的有效方式。因此,脉冲加热604可以提供实现上述方法400的优选方法。

[0063] 图7描绘了由图6中所示的图像所示的连续加热和脉冲加热之间的温度差异的图表700。图表700示出了在金属植入物被暴露于连续和脉冲交变磁场期间利用红外测温法测量的表面温度的分布。类似于图600,图表700示出了连续AMF暴露702如何实现快速但非均匀的加热并且可以快速地将植入物具有高表面温度。例如,在所示的实施例中,连续加热温度704在 <20 秒的时间段内上升到大约 80°C ,但是在植入物的表面上具有超过 100°C 的变化。然而,在脉冲AMF暴露706的情况下,可以通过在植入物表面具有更大的温度均匀性来实现更渐进的加热。例如,在所示的实施例中,脉冲加热温度708直到大约250秒的时间段才达到大约 80°C 。如图7所示,植入物表面上的脉冲加热温度708的均匀性比连续加热温度704的均匀性大大提高,整个表面的变化约为 20°C 。

[0064] 图8描绘了根据本公开的实施例的可以被加热的示例性假体膝关节800。在这些测量中,将废弃的膝关节植入物附接到骨上,然后悬浮在凝胶基质中以产生假腿,用于测试在全尺寸膝关节植入物上实现治疗温度的可行性。在所示的实施例中,在主要关节区域802、次要关节区域804、塑料间隔物806、闭合组织区域808和远组织区域810上进行一次或更多

次温度测量。在所示的实施例中,近组织区域808距离假体膝关节800大约2mm,并且远组织区域810距离假体膝关节800约22mm。在所示的示例性实施例中,使用植入的光纤传感器来测量在暴露于200KHz频率处的一个或更多个脉冲交变磁场之后在假体膝关节800内和周围的不同区域802、804、806、808和810处的温度升高。在所示的实施例中,脉冲持续时间为300ms并且每15秒施加一次。在所示的实施例中,区域802和804包括金属,区域806包括塑料,区域808和810包括人体组织。因此,由于金属、塑料和组织中的每一个具有不同的导电性和导热性,所以当暴露于交变磁场时,每个材料可以表现出不同的加热模式。

[0065] 图9描绘了图表900,其示出了在图8中所示的假体膝关节800的不同区域中进行的一次或多次温度测量。在所示的实施例中,在大约750秒的加热暴露之后,主要关节区域温度902、次要关节区域温度904和塑料间隔物温度906彼此在几度之内并且已经升高至高于基准温度大约40℃。然而,在所示的实施例中,近组织区域温度908仅升高到高于基准温度约20℃,并且远组织区域温度910仅升高到高于基准温度<10℃。因此,图表900示出了假体膝关节800可以通过脉冲加热被有效地加热到适用于生物膜治疗的温度,同时在假肢膝关节800的温度与周围组织区域808和810之间实现温度缓冲。这些结果可以说明在相对短的时间段内在金属植入物的表面上实现期望的治疗温度是可行的,并且热传导还可以由于塑料间隔物表面与金属植入物部件的直接接触在该塑料间隔物表面上产生期望的治疗温度,并且在相邻组织中可能发生可测量的温度下降,其中该组织即使距离植入物几毫米内也具有安全温度。

[0066] 图10描绘了图表1000,其示出了根据本公开的实施例的AMF暴露期间的非沸腾和沸腾组织温度的一个或更多个声发射。在所示的实施例中,图表1000示出了包括螺线管、光纤温度系统和声学水听器的测试系统的结果。将光纤温度传感器粘合到放置在含有水的塑料管内的金属环的表面上。将塑料管放置在螺线管内并暴露于不同强度和持续时间的交变磁场。声学水听器远离塑料管放置,其具有流体接触以使得将声音传输到水听器。在所示的实施例中,图表1002示出了在AMF暴露期间使用水听器测量的声学信号的频谱,其中加热不足以产生组织沸腾。图表1004示出了在AMF暴露期间声学信号的频谱,其中组织温度接近组织沸点。在所示的实施例中,对于大约500Hz (0.5kHz) 及以上的频率,在图表1004中示出了声能的明显增加。例如,能够在500和1000Hz之间计算AUC。在一些实施例中,这可以使得能够指定阈值以表示组织沸腾的存在。

[0067] 图11描绘了图表1100和1102,其示出了根据本公开的实施例的声发射与由连续加热和脉冲加热产生的温度之间的关系。在所示的实施例中,图表1100示出了当通过暴露于连续AMF直接加热金属物体时测量的植入物表面温度1104以及一个或更多个声学特征1106。在所示的实施例中,一旦植入物表面温度1104超过80℃,声学特征1106就超过预定阈值1108,该阈值示出为100的AUC (在该示例中,任意单位)。在所示的实施例中,图表1102示出了当通过暴露于AMF脉冲直接加热金属物体时测量的植入物表面温度1110以及一个或更多个声学特征1112。在一些实施例中,控制计算机102可以被编程以提供可以将植入物表面温度保持在期望温度的功率水平和脉冲持续时间,例如约80℃的温度。该方法可以导致在期望的治疗时间段内保持相对稳定的植入物表面温度1110。

[0068] 图12描绘了图表1200和1202,其示出了根据本公开实施例的温度控制加热方法和沸腾控制加热方法之间的温差。在所示的实施例中,图表1200示出了具有嵌入金属植入物

中的一个或更多温度传感器的实施例的结果,该金属植入物能够用于控制AMF暴露并将植入物表面温度1204保持在所期望的目标温度附近。在所示的示例中,目标温度为大约75℃。在所示的实施例中,图表1202示出了具有一个或更多声发射传感器的实施例的结果,该声发射传感器能够用于基于与植入物表面处的组织沸腾相关的一个或更多声发射的检测来控制AMF暴露。在检测到一个或更多声发射时,可以在再次开始AMF暴露之前实施固定的延迟时间段(例如,20秒)。该方法可以在金属植入物的表面上实现相对均匀的平均温度1206,尽管具有比图表1200中所示略微更大的时间变化。在所示的实施例中,使用100W的功率来进行图表1200和1202中所示的AMF暴露,并且金属植入物是直径为5mm且长度为10mm的金属销。

[0069] 图13A描绘了图表1300,其示出了根据本公开的实施例的AMF连续加热的持续时间对示例性生物膜的影响。在所示的实施例中,两种不同的细菌生物膜菌株各自在单独的金属垫圈上生长。对照生物膜也在类似尺寸的塑料垫圈上生长。然后将每个垫圈以不同的持续时间暴露于20W的连续AMF,并且计算与每个生物膜相关联的细菌数量。在图表1302和1304中,示出了对于在垫圈上生长的两个生物膜菌株,AMF的杀菌作用随暴露持续时间的变化。图表1302示出了绘制为随施加到垫圈的AMF暴露持续时间变化的、残留在金属垫圈和对照塑料垫圈上的细菌铜绿假单胞菌(PA01)的数量。类似地,图1304显示了绘制为随施加到金属垫圈的AMF暴露持续时间变化的细菌金黄色葡萄球菌(JE2)的数量。例如,在图表1302中,在AMF暴露的不同时间间隔处测量金属垫圈和塑料垫圈上的PA01细菌的数量。如图表1302所示,随着暴露持续时间增加超过1分钟,表现出金属垫圈上细菌数量的稳定减少率增加。而且如图表1302所示,在AMF暴露的2分钟后观察到总细菌数量的明显减少。而且如图表1302所示,在5至7分钟的暴露时间处,表现出金属垫圈上的细菌数量减少约5个对数。对于金属垫圈上的JE2细菌,在图表1304中示出了类似的效果。计算分析的检测限制(LOD)在每个图表中显示为黑色虚线1306、1308。然而,如图表1302所示,对照塑料垫圈上的细菌数量基本上保持恒定在初始值,在整个暴露持续时间内没有明显的增加或减少。该结果用于证明在金属垫圈上实现的杀菌效果是由于连续AMF直接加热金属垫圈。

[0070] 图13B描绘了图表1300,其示出了AMF暴露对生物膜的基质组分的影响以及对示例性抗生素/抗微生物剂的所得敏感性。如上所述,根据本公开的实施例的AMF治疗过程能够用于与抗生素/抗微生物剂结合,以增加抗生素/抗微生物剂的有效性和/或减少抗生素/抗微生物剂根除金属植入物表面上的生物膜所需的时间量。在图表1310中所示的实施例中,使用结晶紫染色技术针对不同的AMF暴露时间量化生物膜基质组分的量。在该技术中,结晶紫染色剂能够与生物膜基质结合,并且能够定量为570nm处的光密度。在该技术中,随着光密度增加,生物膜中的基质组分的量变得更大。如图表1310所示,随着AMF暴露持续时间的增加,实现了PA01生物膜基质中的剂量依赖性降低。此外,生物膜基质的减少在实现图13A所示的细菌数量减少之前就开始了。如图表1310所示,在30秒的AMF暴露后,细菌数量减少约50%。如图表1310所示,在1分钟的AMF暴露后,细菌数量又减少约50%。随着AMF暴露持续时间的增加,细菌数量的减少继续,直到在AMF暴露大约2.5分钟后达到LOD。

[0071] 在图表1312中示出的实施例中示出了类似效果。与图表1302相比,图表1312示出了当使用AMF暴露与抗生素/抗微生物剂的组合时,细菌的数量能够以较快的速率减少。如图表1302所示,在不与抗生素/抗微生物剂组合治疗的情况下,细菌水平在5至7分钟的AMF

暴露时间接近LOD1306,并且在10至15分钟的AMF暴露时间明确地达到LOD 1306。在图表1312所示的实施例1中,将增加浓度的抗生素环丙沙星施加到具有PA01生物膜的金屬墊圈上,所述PA01生物膜分别不进行AMF暴露和进行3分钟AMF暴露。示出了初始3分钟AMF暴露使PA01生物膜对抗生素环丙沙星敏感的能力随环丙沙星浓度的变化。如图表1312所示,当LOD 1314处的环丙沙星的浓度达到0.5 μ g/ml时,观察到接受前3分钟AMF脉冲的墊圈的细菌数量减少5个对数。对于未接受先前AMF暴露的墊圈,在相同浓度的环丙沙星下对与生物膜相关联的细菌数量的影响要小得多。如图所示,在该实施例中使用的环丙沙星的浓度对于减少该特定生物膜而言不是治疗性的,而不事先将其暴露于初始AMF暴露。通过这种方式,药物对生物膜的治疗效果能够在较低剂量下增加。

[0072] 图14A描绘了根据本公开的实施例的在不同对照和AMF连续加热条件下通过扫描示例性生物膜的电鏡拍摄的照片1400。具体地,照片1400示出AMF暴露对胞外聚合物(EPS)和生物膜细菌的影响。行1402中的照片对应于涂覆有PA01生物膜的各种金屬墊圈,行1404中的照片对应于涂覆有JE2生物膜的各种金屬墊圈。行1402和1404中的照片分别对应于图表1302和1304,如图13A所示。每行包含暴露于不同持续时间的连续的AMF后的金屬墊圈的图像。为了比较,在照片1406、1408中示出了未涂覆有生物膜的裸露/阴性墊圈,并且在照片1410、1412中示出了涂有生物膜但未暴露于AMF的阳性对照墊圈。如照片1412所示,生物膜由EPS1414和细菌1416组成。照片1418、1420示出在AMF暴露1分钟后涂覆有生物膜的墊圈。如照片1418、1420所示,即使在墊圈表面上的许多细菌仍然是可见的,但是EPS已经明显降低。照片1422、1424示出在AMF暴露3分钟后涂覆有生物膜的墊圈。如照片1418、1420的照片所示,EPS是几乎不可见的并且细菌的数量已经从照片1418、1420中所示的数量明显减少。对于大于3分钟的暴露,很难在墊圈上发现任何可见的细菌,并且在墊圈表面上仅仅EPS材料的分散聚合是可见的。照片1426、1428示出在AMF暴露5分钟后涂覆有生物膜的墊圈。如照片1426、1428所示,EPS和细菌数量都进一步减少,以实现与照片1406、1408中所示的裸露墊圈相当的水平。

[0073] 图14B描绘了根据本公开的实施例的在不同对照和AMF连续加热条件下通过示例性生物膜的共聚焦电鏡拍摄的照片1400。在所示的实施例中,照片1400对应于金屬墊圈的图14A的行1402中所示的照片,所述金屬墊圈涂覆有通过将墊圈在GFP-PA01中温育18小时而形成的PA01生物膜。如图14B所示,随着AMF暴露的持续时间增加,墊圈表现出EPS生物膜基质1414的量和细菌1416的数量的减少。在照片1410中,大量的EPS和大量的细菌在对AMF的任何暴露之前都是可见的。在照片1418中,虽然所示的细菌的数量仍然与在照片1410中所示的类似,但是EPS的量在AMF暴露1分钟之后已经明显减少。在照片1422中,在AMF暴露3分钟之后,EPS几乎不可见并且细菌的数量从照片1418中所示的已经明显减少。在照片1426中,在AMF暴露5分钟之后很难在墊圈表面上检测到EPS和细菌。

[0074] 尽管图13A-13B中所示的实施例仅暴露于连续的AMF,可以通过暴露于如前所述的AMF脉冲的序列来实现类似的结果。基于本文公开的结果,一些实施例能够配置成以预定时间段、脉冲持续时间、脉冲重复频率和预定功率水平中的一个或更多个将一个或更多个AMF脉冲施加到外来金屬植入物,并且从一个或更多个外部声学传感器装置接收与从植入物周围的组织发射的一个或更多个声发射特征相对应的一个或更多个信号。当控制系统检测到指示外来金屬植入物的温度足以破坏外来金屬植入物表面上的生物膜基质的声发射特征

时,控制系统能够启用和/或呈现能够对外来金属植入物施加一种或更多种抗生素或抗微生物治疗的指示,以便在减少和/或消除生物膜基质和其中包含的细菌或其他微生物的数量方面实现最佳效果。在一些实施例中,系统可以配置成当一个或多个信号与指示外来金属植入物的温度不足以破坏外来金属植入物的表面上的生物膜基质的一个或多个声发射特征相对应时,将一个或多个AMF脉冲重新施加到外来金属植入物。在一些实施例中,系统可以配置成确定一个或多个信号与一个或多个声发射特征相对应,所述一个或多个声发射特征指示外来金属植入物的温度足以减少和/或消除外来金属植入物表面上的许多细菌。

[0075] 图15A-15C描绘了根据本公开的实施例的示例性多线圈AMF发射器1500的不同视图。在先前所讨论的图2中所示的实施例中,AMF发射器可以具有单个线圈,该单个线圈可以是螺线管线圈206。然而,螺线管线圈206仅能够沿其内轴施加均匀的磁场。在所示的实施例中,金属植入物的加热模式取决于所施加磁场的方向和植入物的形状。可以根据植入物在磁场内的位置来加热金属植入物的不同部分。因此,可能期望能够转动磁场并且在多个方向上和/或在不同时间将磁场施加到植入物。如图15A-15C所示的实施例中,AMF发射器1500能够包括多线圈布置,该多线圈布置能够在多个方向上和/或在不同时间将磁场施加到外来金属植入物。

[0076] 参考笛卡尔坐标系,在图15A-15C中所示的实施例中,AMF发射器1500包括在x方向上施加磁场的至少一个x线圈1502、在y方向上施加磁场的至少一个y线圈1504和在z方向上施加磁场的至少一个z线圈1506。在所示的实施例中,x线圈1502、y线圈1504和z线圈1506中的每一个围绕包含在诸如腿部1510的身体部分中的金属植入物1508形成相对的对。在所示的实施例中,形成相对的对的每个线圈设置在彼此平行的平面中,但是也能够使用其他合适的平面。每对相对的x线圈1502、y线圈1504和z线圈1506可以在每个相应的笛卡尔方向上在它们之间产生磁场。以这种方式,能够在三个正交方向上将均匀的磁场施加到植入物1508。通过与前述等待时间段混合地施加AMF脉冲,AMF发射器1500能够在植入物1508上实现更有效的加热分布,同时通过电磁线圈206从三个正交方向而不是单个方向施加磁场来避免过加热。在一些实施例中,能够同时在所有三个正交方向上施加AMF脉冲。在一些实施例中,能够在第一正交方向上施加AMF脉冲。在第一正交方向上未施加AMF脉冲的等待时段期间,能够在不同于第一正交方向的一个或多个其他正交方向上施加AMF脉冲。

[0077] 在一些实施例中,AMF发射器1500能够围绕植入物1508的纵向轴线1512转动,以便围绕纵向轴线1512在不同位置处和/或不同时间从三个正交方向施加磁场。在所示的实施例中,AMF发射器1500围绕纵向轴线1512转动,x线圈1502和/或y线圈1504的位置能够相对于植入物1508改变,同时z线圈1506的位置保持不变。在一些实施例中,AMF发射器1500可以围绕其他和/或另外的转动轴线是可转动的,以从另外的方向提供AMF脉冲。在一些实施例中,AMF发射器1500能够保持在固定位置以在一个或多个固定方向上施加AMF脉冲,同时植入物1508和/或患者的位置能够在线圈1504、1506、1508之间改变或转动。在一些实施例中,可以提供一个或多个铁磁性材料。当AMF发射器1500在一个或多个方向上施加AMF脉冲时,所述一个或多个铁磁性材料可以围绕植入物1508和/或患者移动,以使磁场成形并且修改植入物1508周围的场分布。这些配置中的一个或多个可用于修改所施加的AMF脉冲的方向和/或定时。

[0078] 在所示的实施例中,x线圈1502、y线圈1504和z线圈1506中的每一个可以设置在单个外壳中。然而,可以使用多种其他合适的布置。在另一个实施例中,AMF发射器1500可以实现为鸟笼线圈,该鸟笼线圈类似于在磁共振成像(MRI)应用中所使用的。鸟笼线圈实施例可以为植入物1508提供圆形或径向磁场。AMF发射器1500的一些其他合适的实施例可以提供径向和笛卡尔正交磁场。

[0079] 图16描绘了根据本公开的实施例的当从不同的笛卡尔方向施加磁场时的示例性金属植入物加热模式800。在所示的实施例中,将示例性300kHz的AMF脉冲施加到由空气环境所围绕的金属植入物。在配置1602中,金属植入物暴露于x方向上的交变磁场。在配置1604中,金属植入物暴露于y方向上的交变磁场。在配置1606中,金属植入物暴露于z方向上的交变磁场。在所示的实施例中,加热标尺1608表示以摄氏度为单位的温度水平的标尺,并且示出了随着温度的增加的阴影的强度增加。在所示的实施例中,金属植入物中的每一个用1秒AMF脉冲加热。如配置1602、1604、1606所示,金属植入物的不同部分基于所施加磁场的方向被加热到高温。这样,配置1602、1604、1606示出改变所施加磁场的方向能够改变植入物上的空间加热模式。通过组合这些不同的磁场方向,例如利用图15A-15C中所示的实施例,并且通过在每个AMF脉冲之间引入适当的延迟,与仅使用在单个主方向上施加的磁场相比较,能够在更短的时间内实现植入物的更均匀的整体加热。

[0080] 可以理解,上述功能可以由多种类型的软件应用程序执行,例如web应用程序或移动装置应用程序。如果以固件和/或软件实现,则上述功能可以存储为非暂时性计算机可读介质上的一个或更多个指令或代码。示例包括用数据结构编码的非暂时性计算机可读介质和用计算机程序编码的非暂时性计算机可读介质。非暂时性计算机可读介质包括物理计算机存储介质。物理存储介质可以是能够由计算机访问的任何可用介质。作为示例而非限制,这种非暂时性计算机可读介质能够包括RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM或其他光盘存储器、磁盘存储器或其他磁存储装置,或者能够用于以指令或数据结构的形式存储期望的程序代码和能够由计算机访问的任何其他物理介质。磁盘和光盘包括激光唱片(CD)、激光光盘、光盘、数字多功能光盘(DVD)、软盘和蓝光光盘。通常,磁盘以磁性方式再现数据,并且光盘以光学方式再现数据。上述的组合也包括在非暂时性计算机可读介质的范围内。此外,上述功能可以通过专用装置而不是软件实现,例如包括定制VLSI电路或门阵列的硬件电路,诸如逻辑芯片、晶体管或其他分立元件的现成的半导体,所有这些都是非暂时性的。另外的示例包括可编程硬件装置,诸如现场可编程门阵列、可编程阵列逻辑、可编程逻辑装置等,所有这些都是非暂时性的。更进一步的示例包括专用集成电路(ASIC)或超大规模集成(VLSI)电路。实际上,本领域普通技术人员可以根据所描述的实施例使用能够执行逻辑操作的任何数量的合适结构。

[0081] 以上说明书和示例提供了说明性实施例的结构和使用的完全描述。尽管上面已经以某种程度的特定性或者参考一个或更多个单独的实施例描述了某些实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的范围的情况下对所公开的实施例进行多种改变。因此,所公开的方法、装置和系统的各种说明性实施例不旨在限于所公开的特定形式。相反,它们包括落入权利要求的范围内的所有修改和替代,并且除了那些所示以外的实施例可以包括所描绘的实施例中的一些或全部特征。例如,部件可以组合为单一结构和/或连接可以被替换。此外,在适当的情况下,上述任何示例的方面可以与所描述的任何其他示例的方面组

合,以形成具有可比较或不同特性并且解决相同或不同问题的其他示例。类似地,应当理解,上述优点和优势可以涉及一个实施例,或者可以涉及多个实施例。

[0082] 权利要求不旨在包括,并且不应被解释为包括功能性装置或功能性步骤的限制,除非分别使用短语“用于...的设备”或“用于...的步骤”在给定权利要求中明确地陈述这种限制。

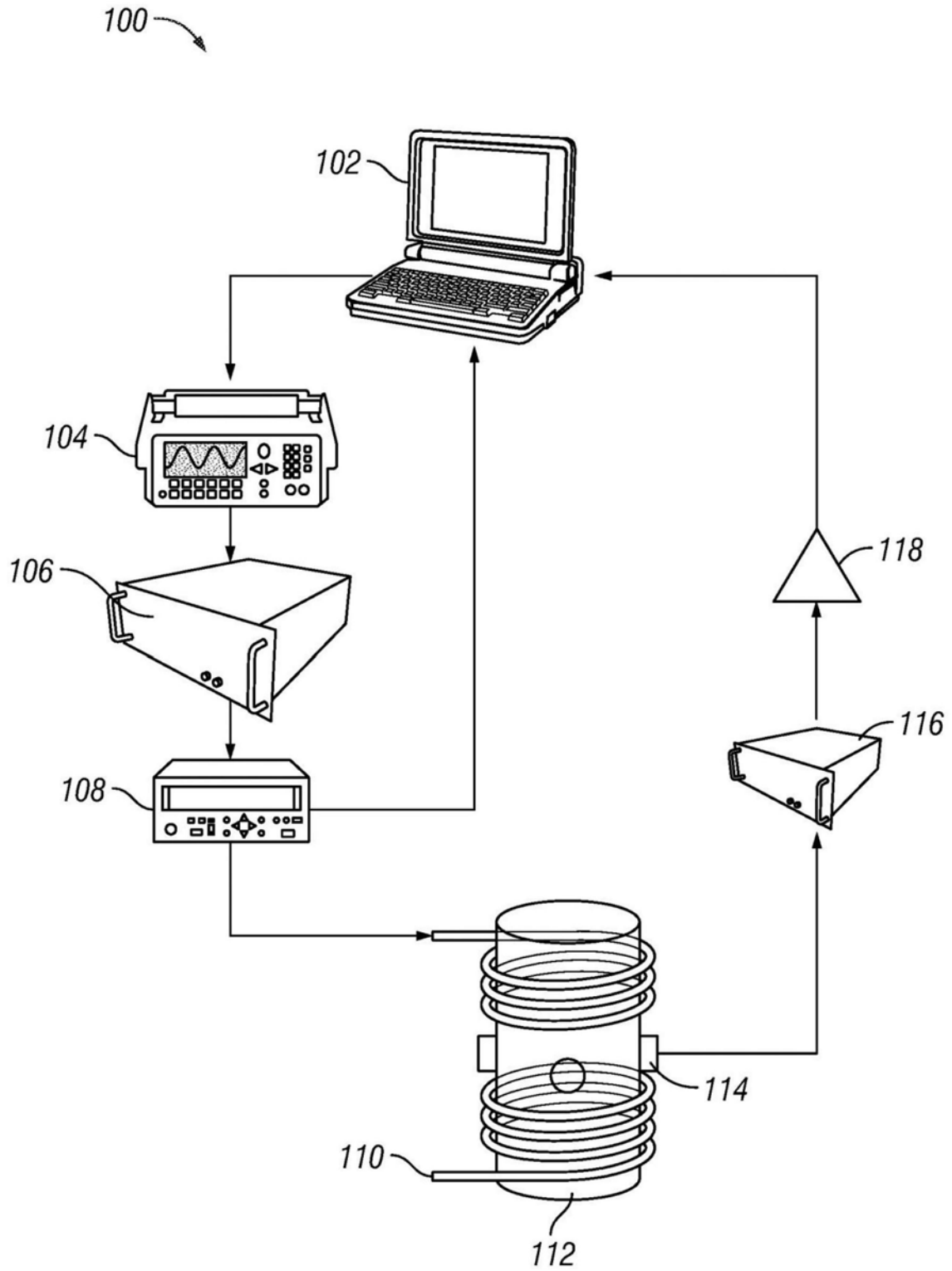


图1

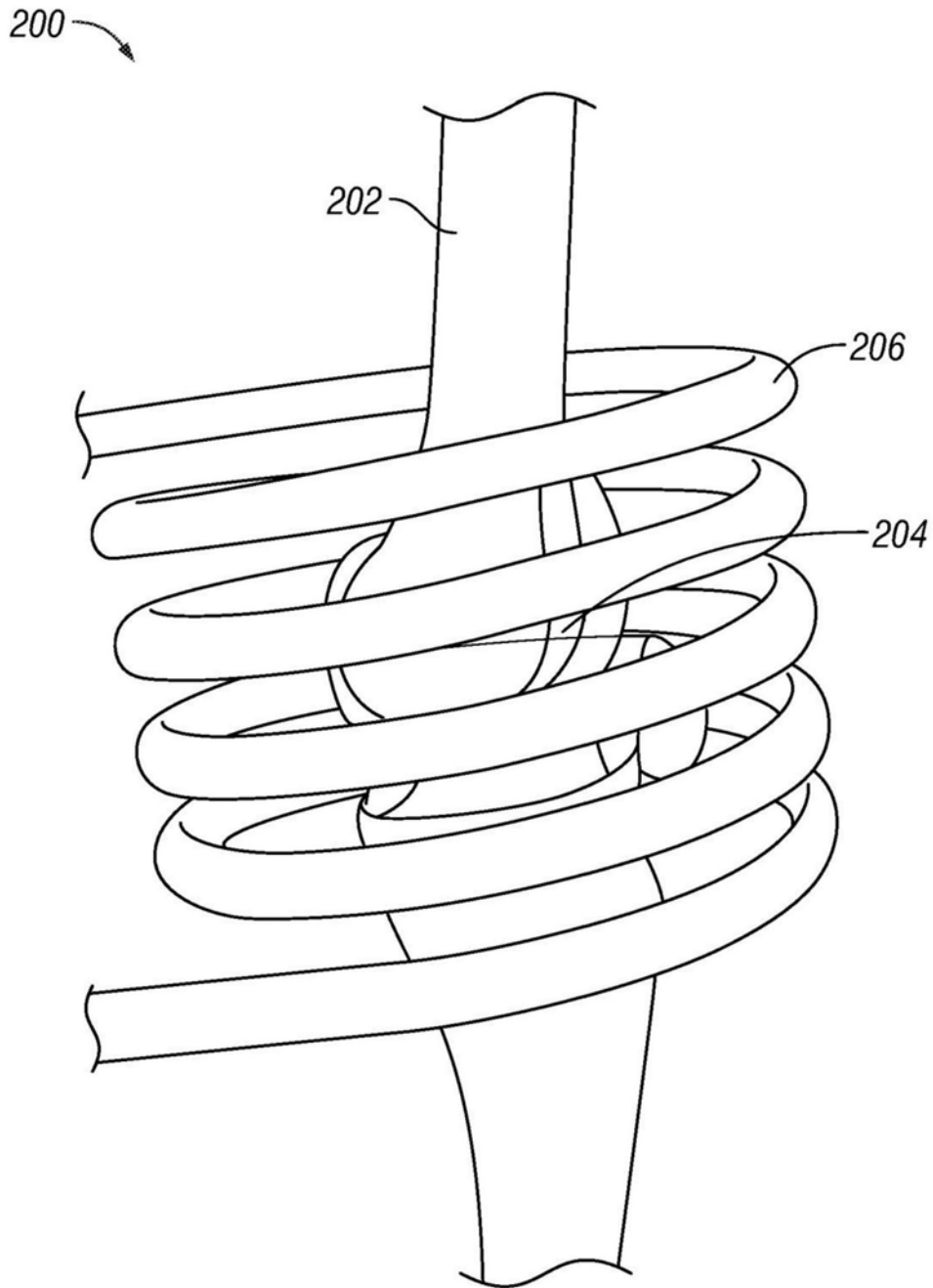


图2

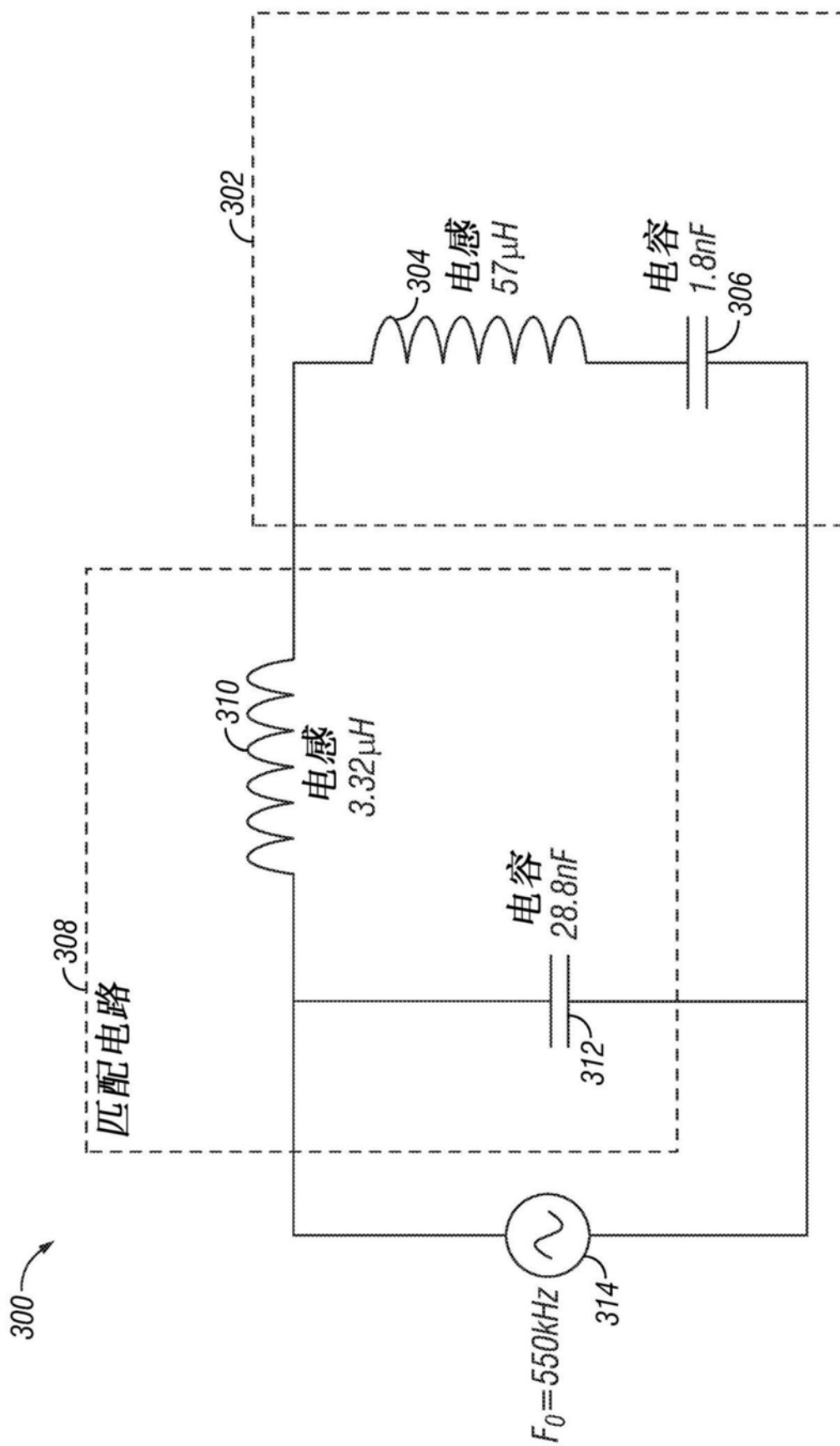


图3

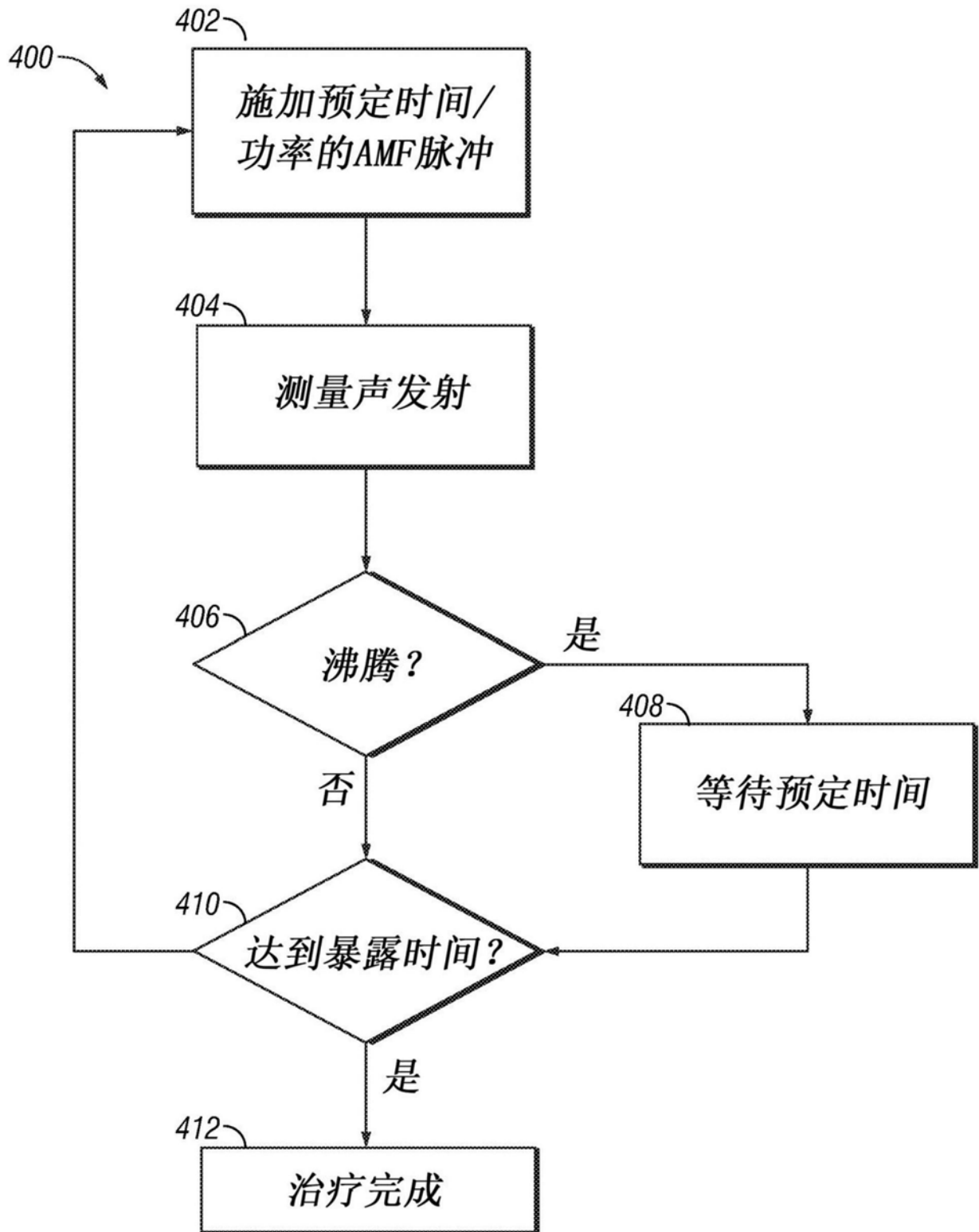


图4

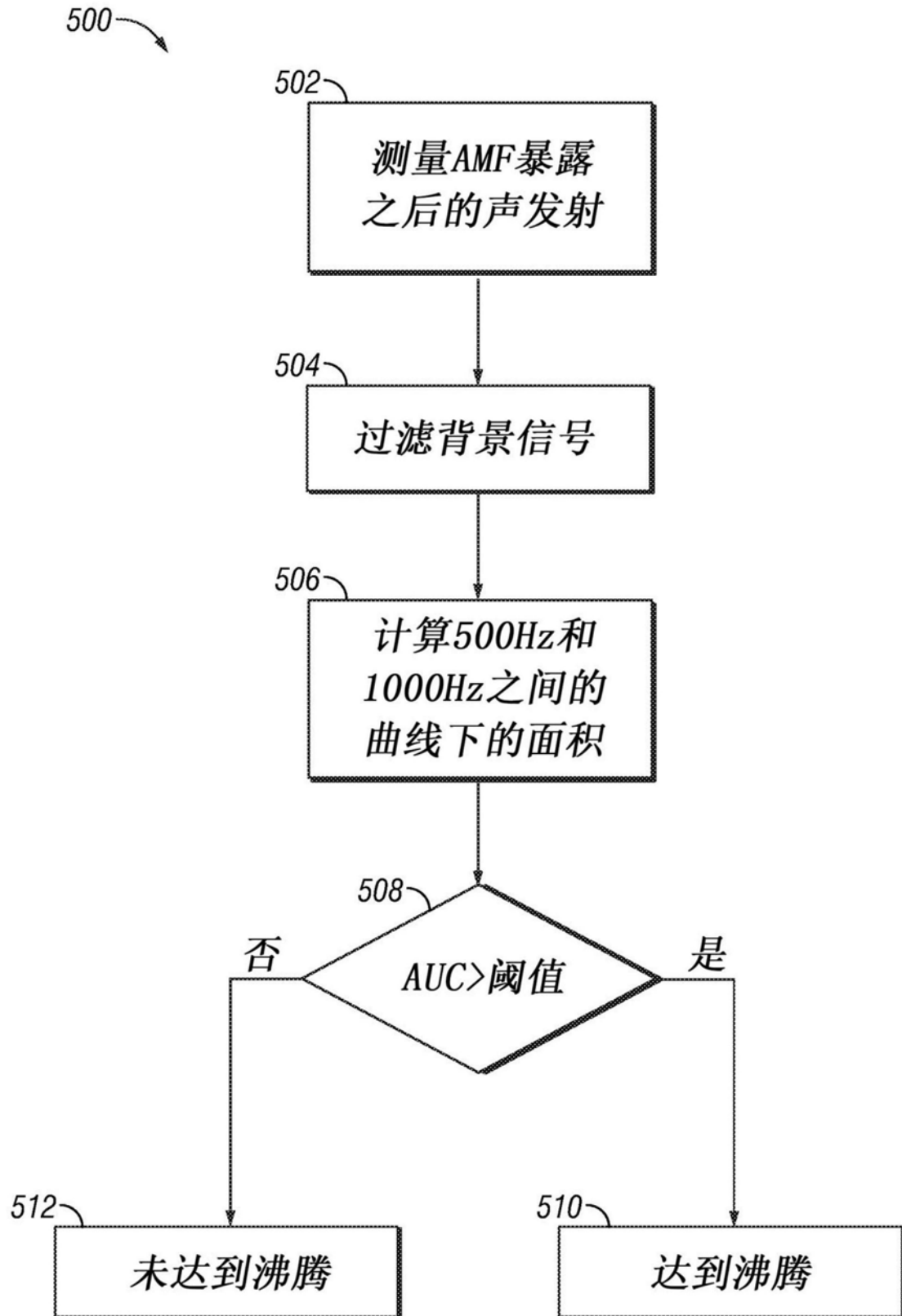


图5

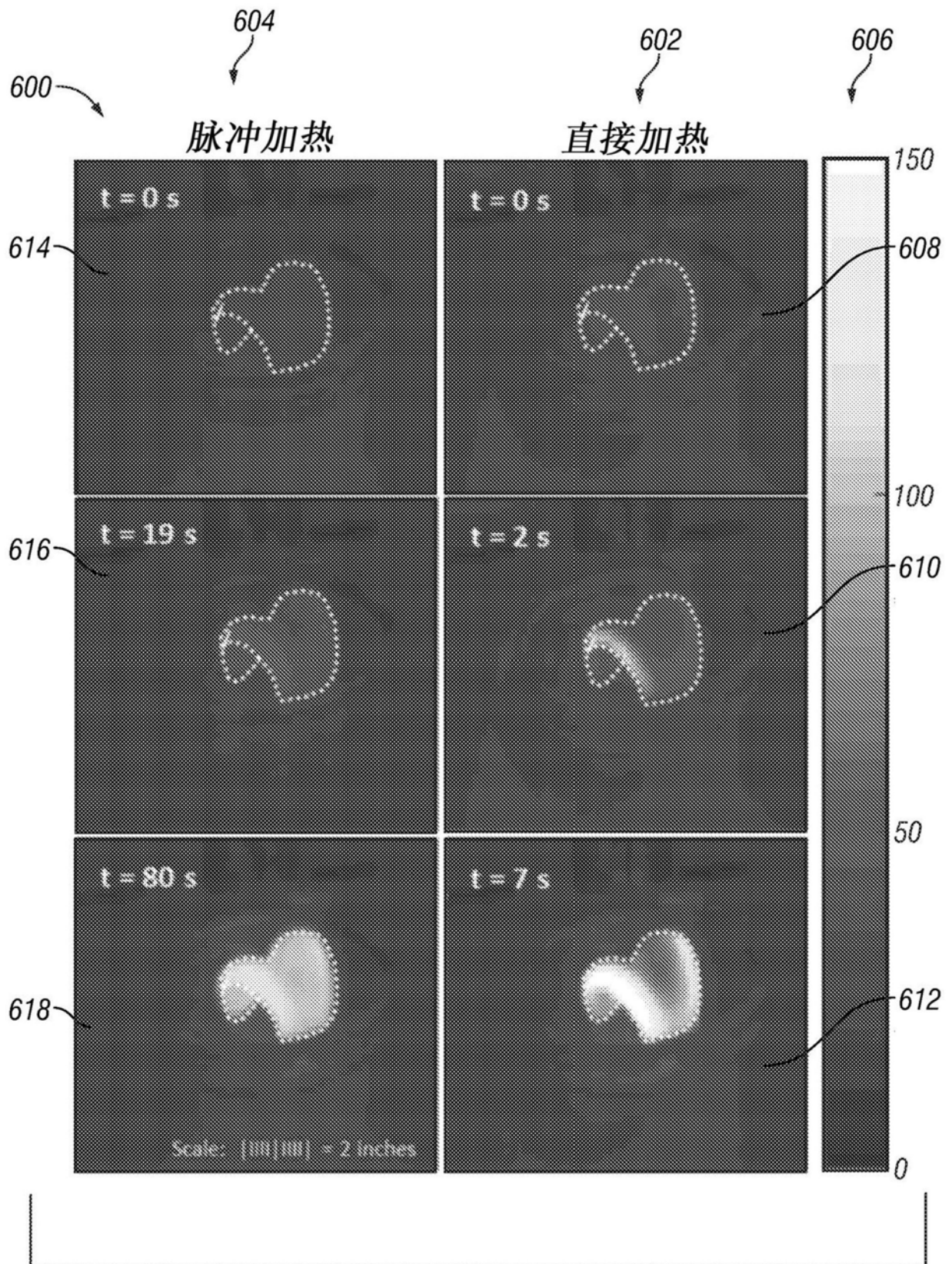


图6

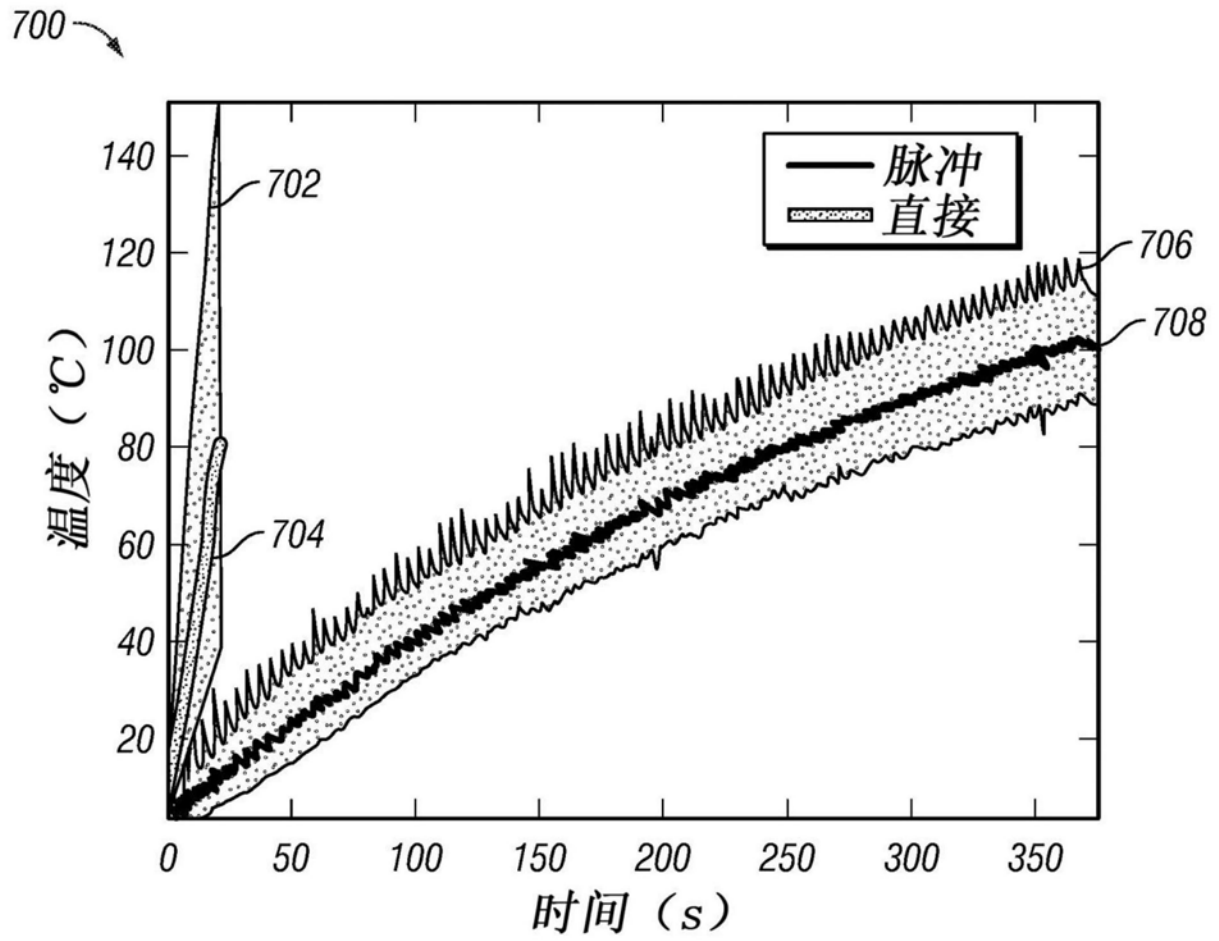


图7

800

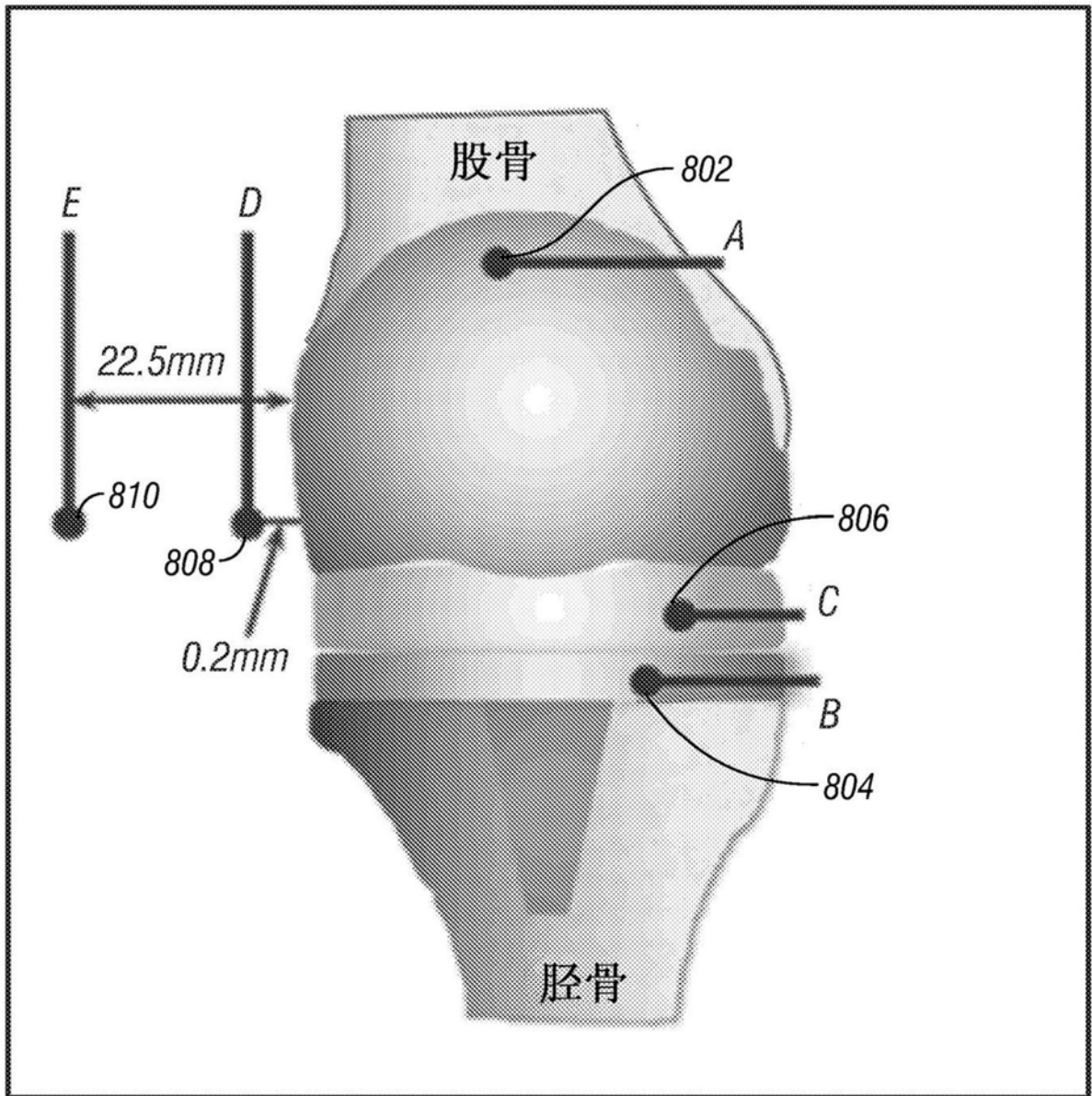


图8

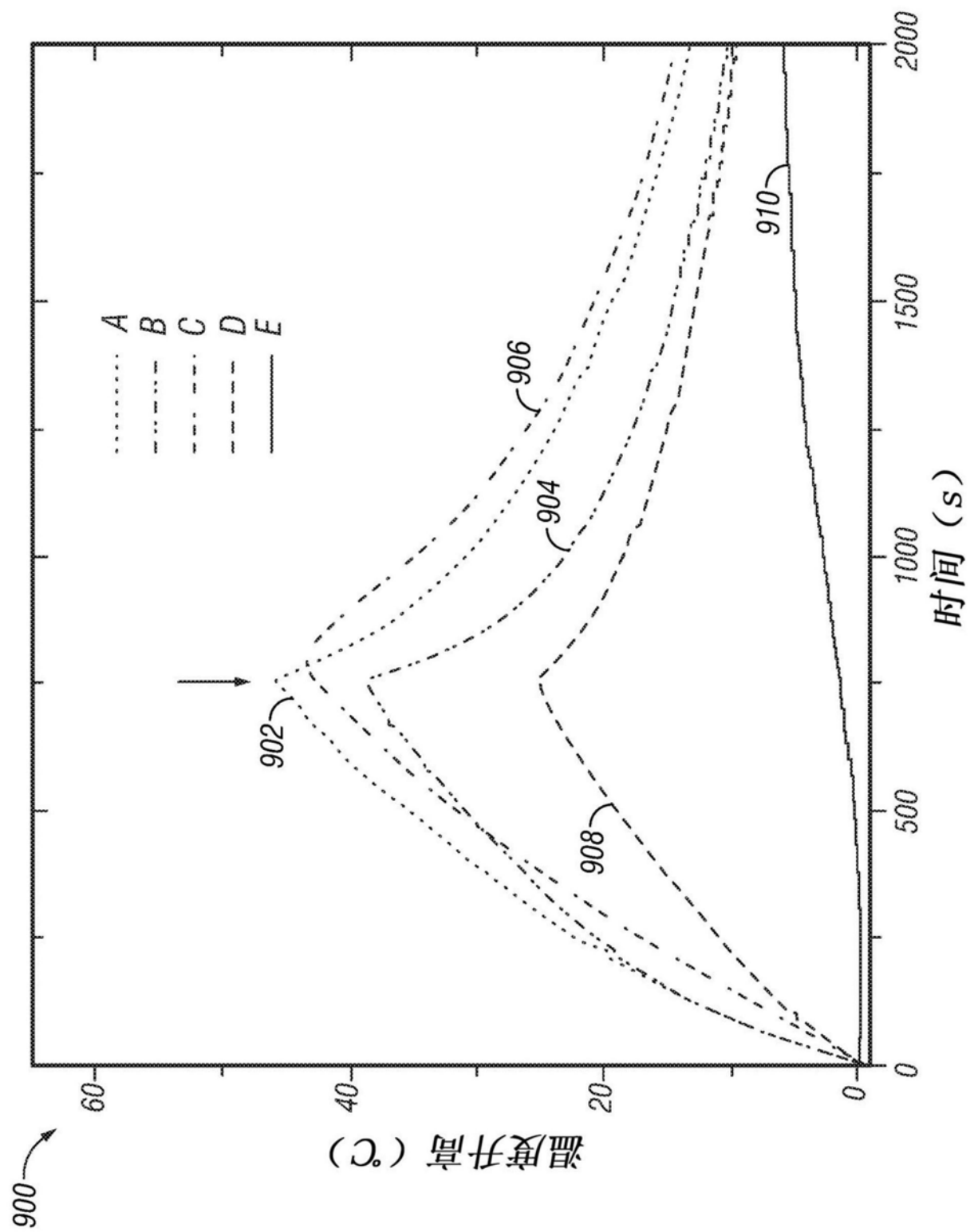


图9

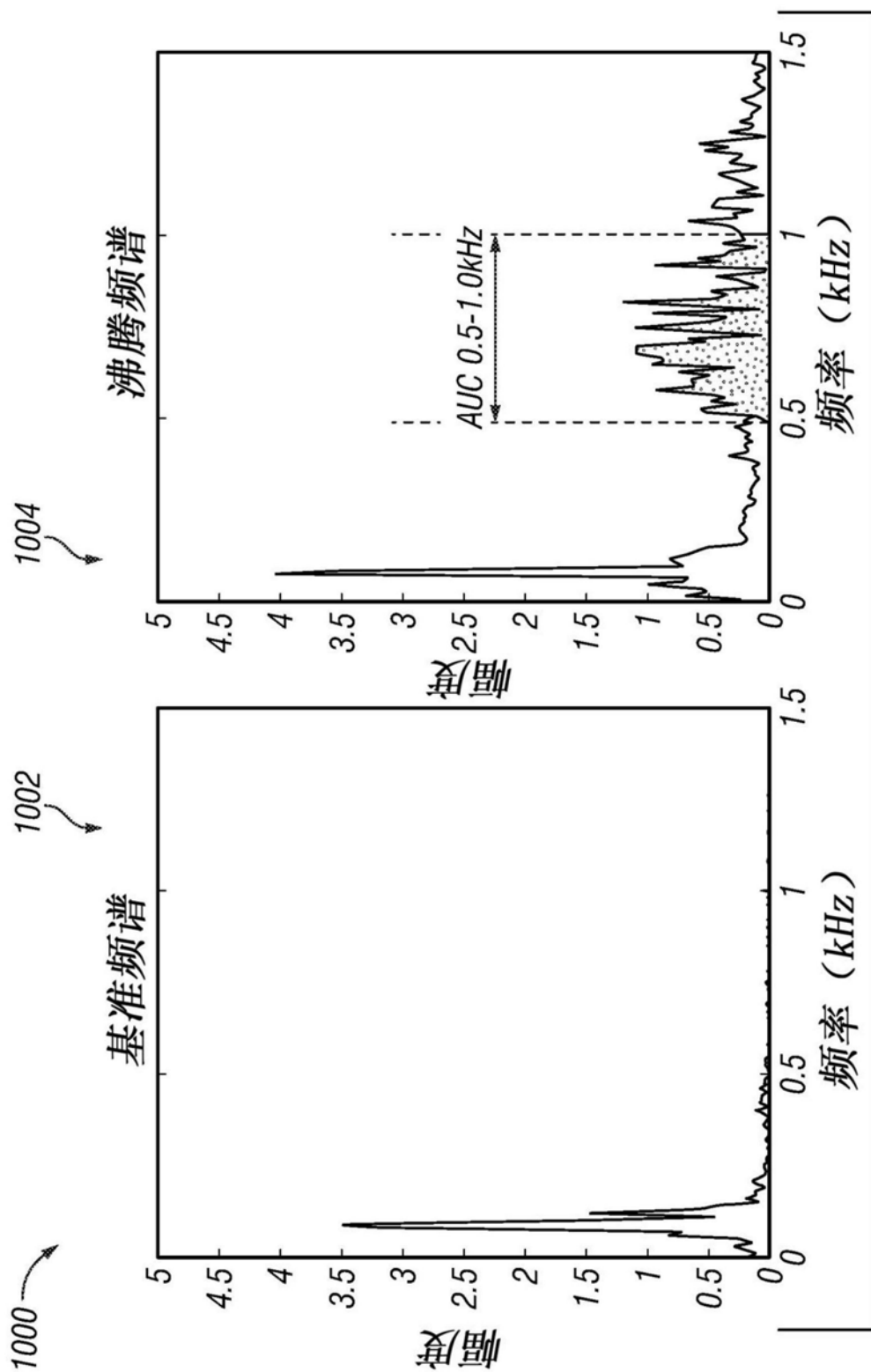


图10

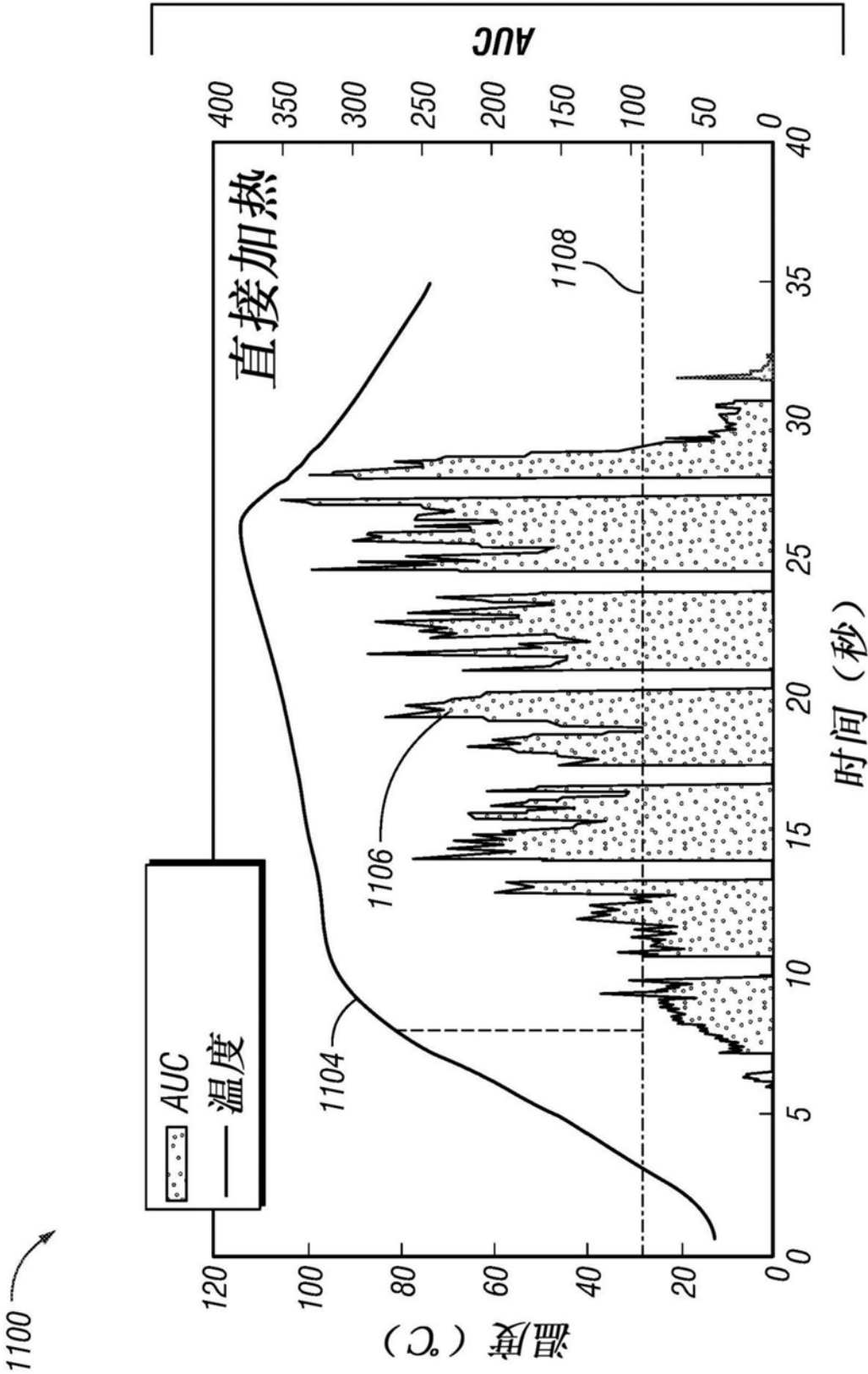


图11

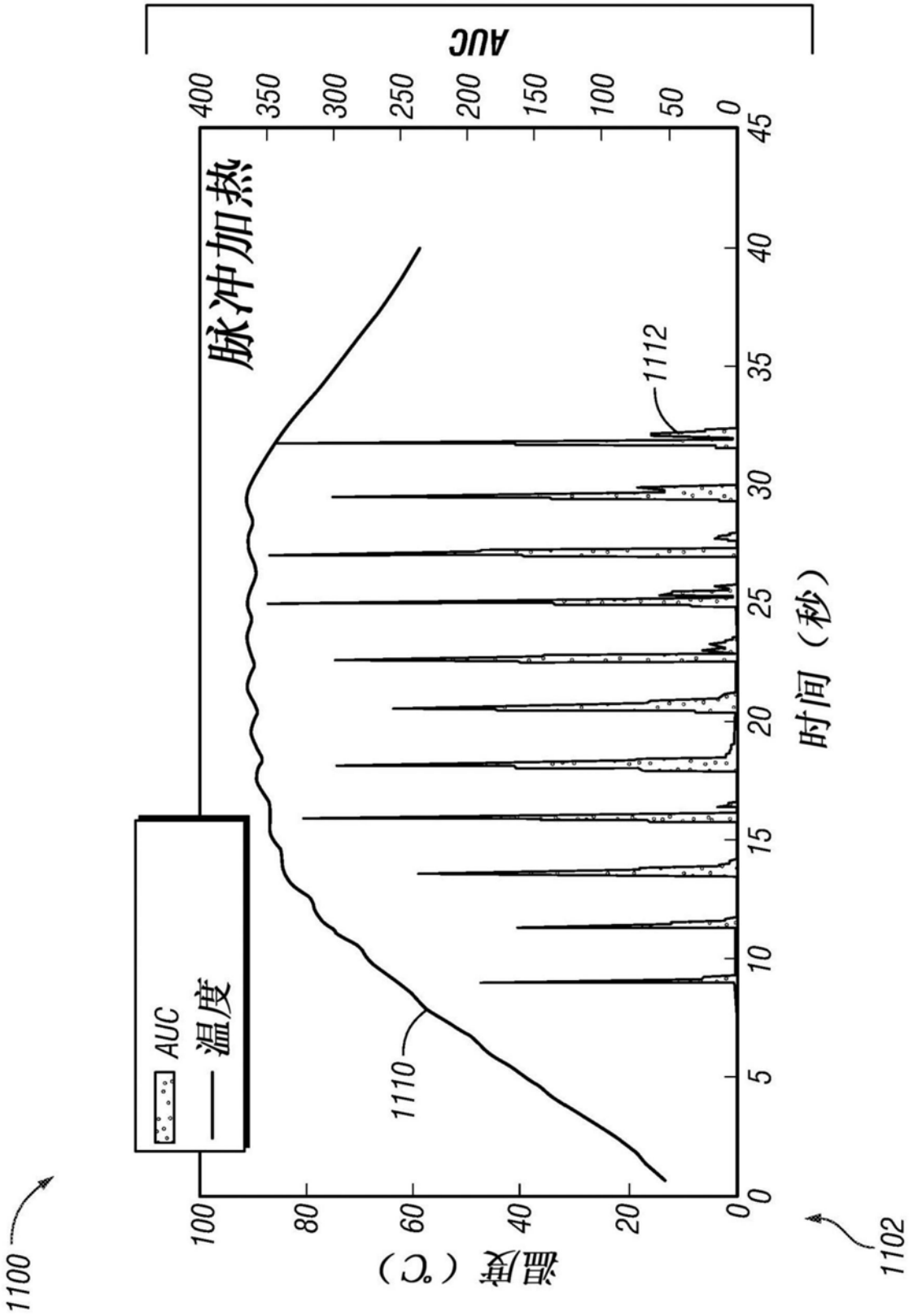


图11 (续)

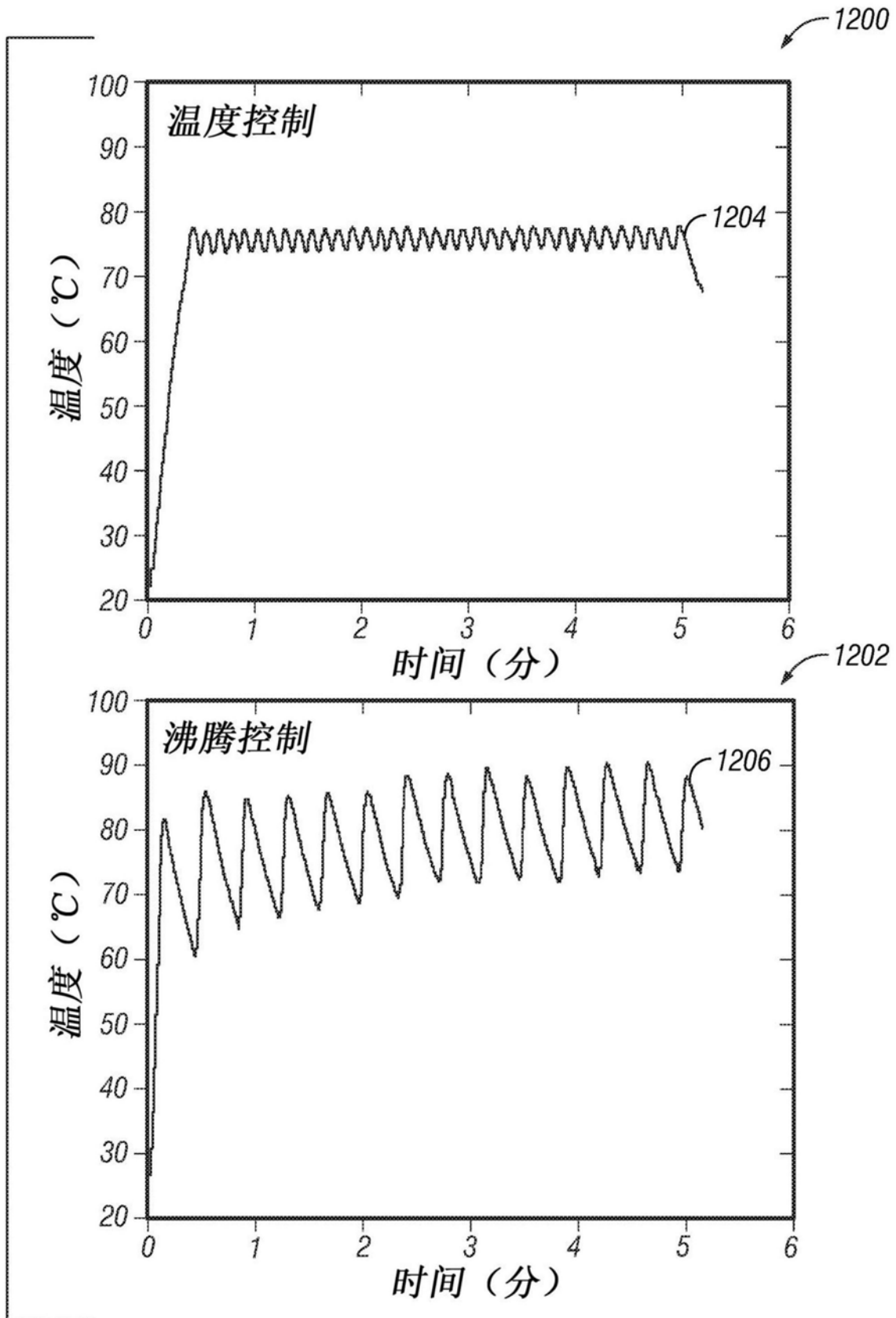


图12

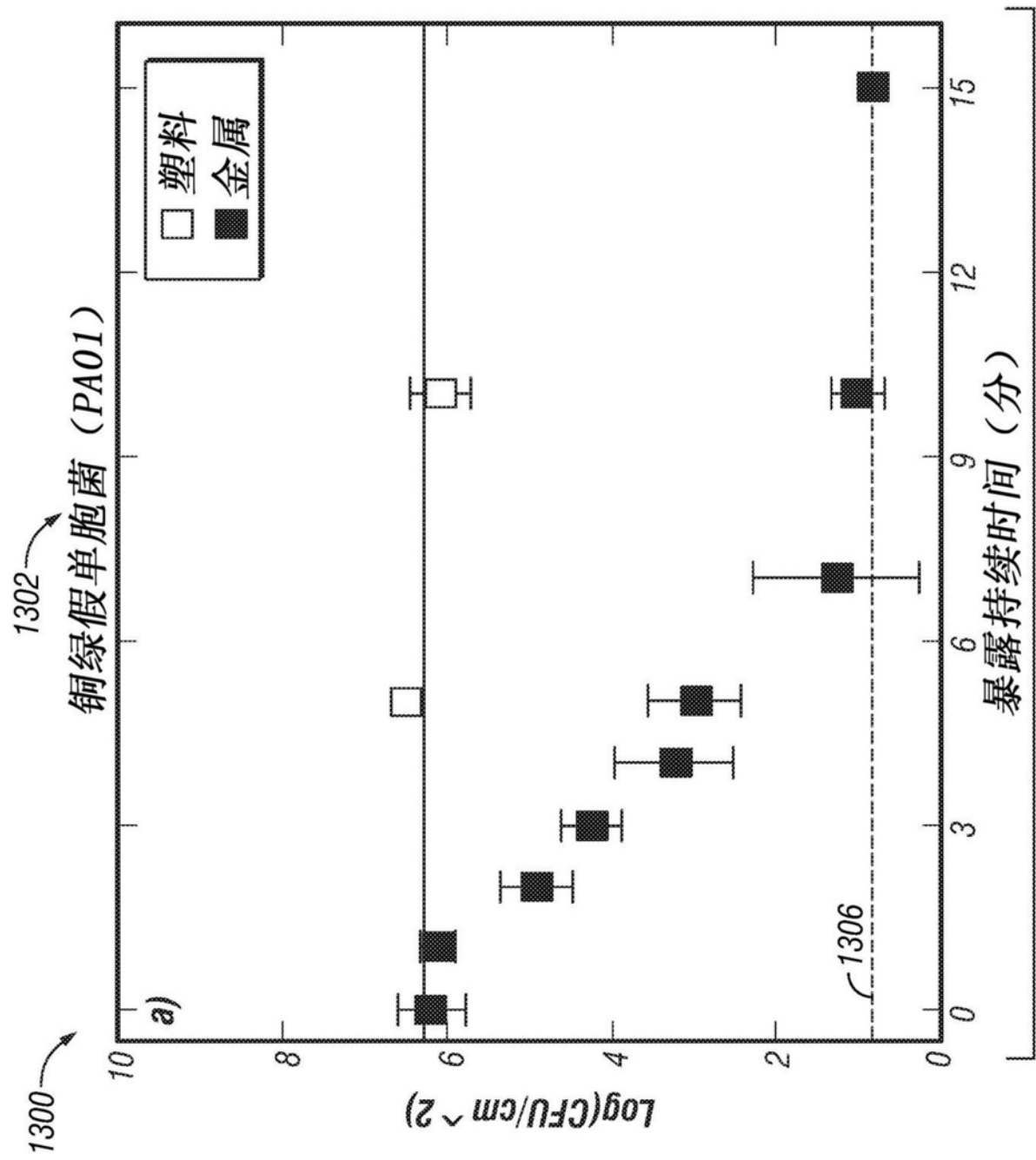


图13A

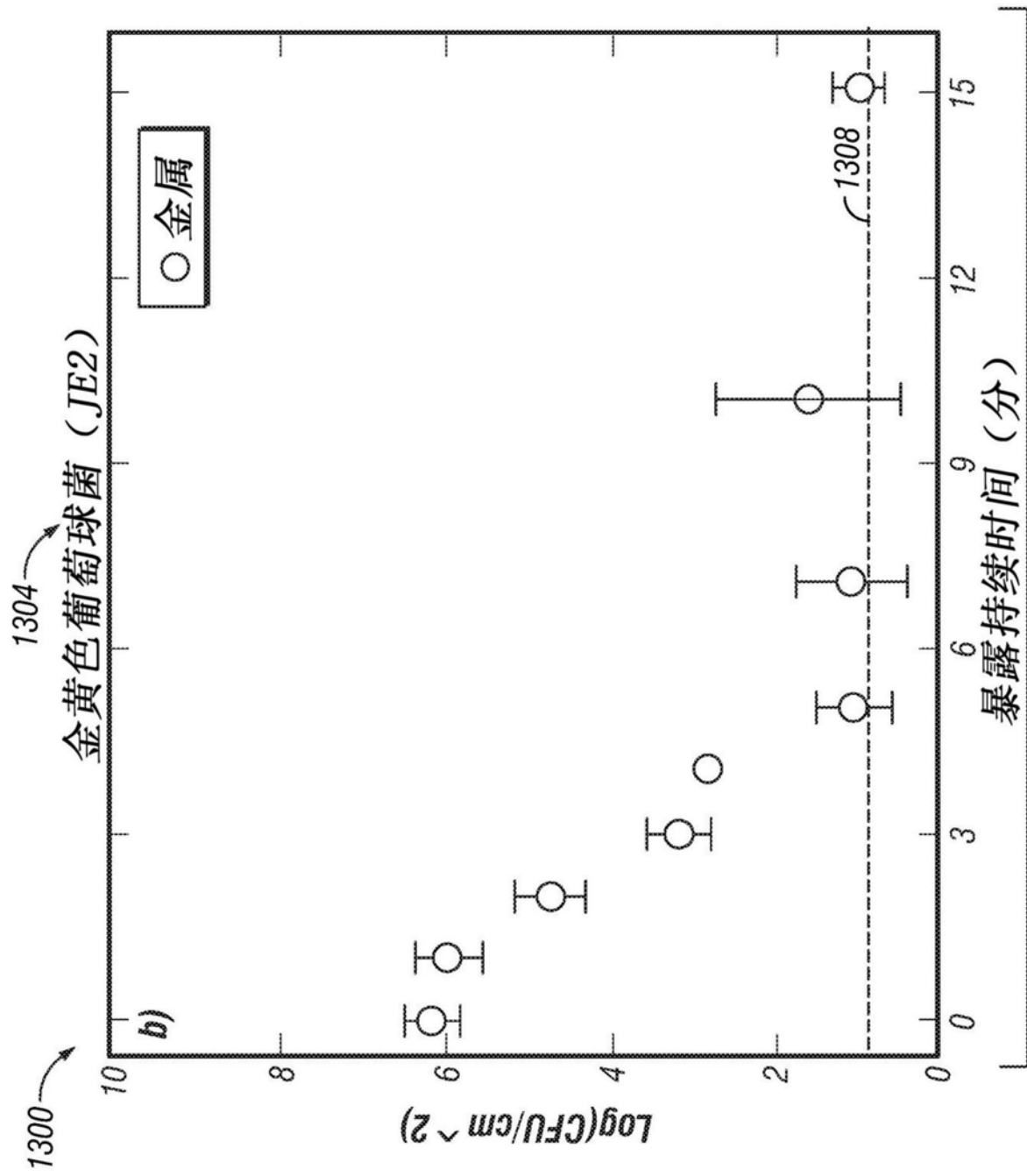


图13A(续)

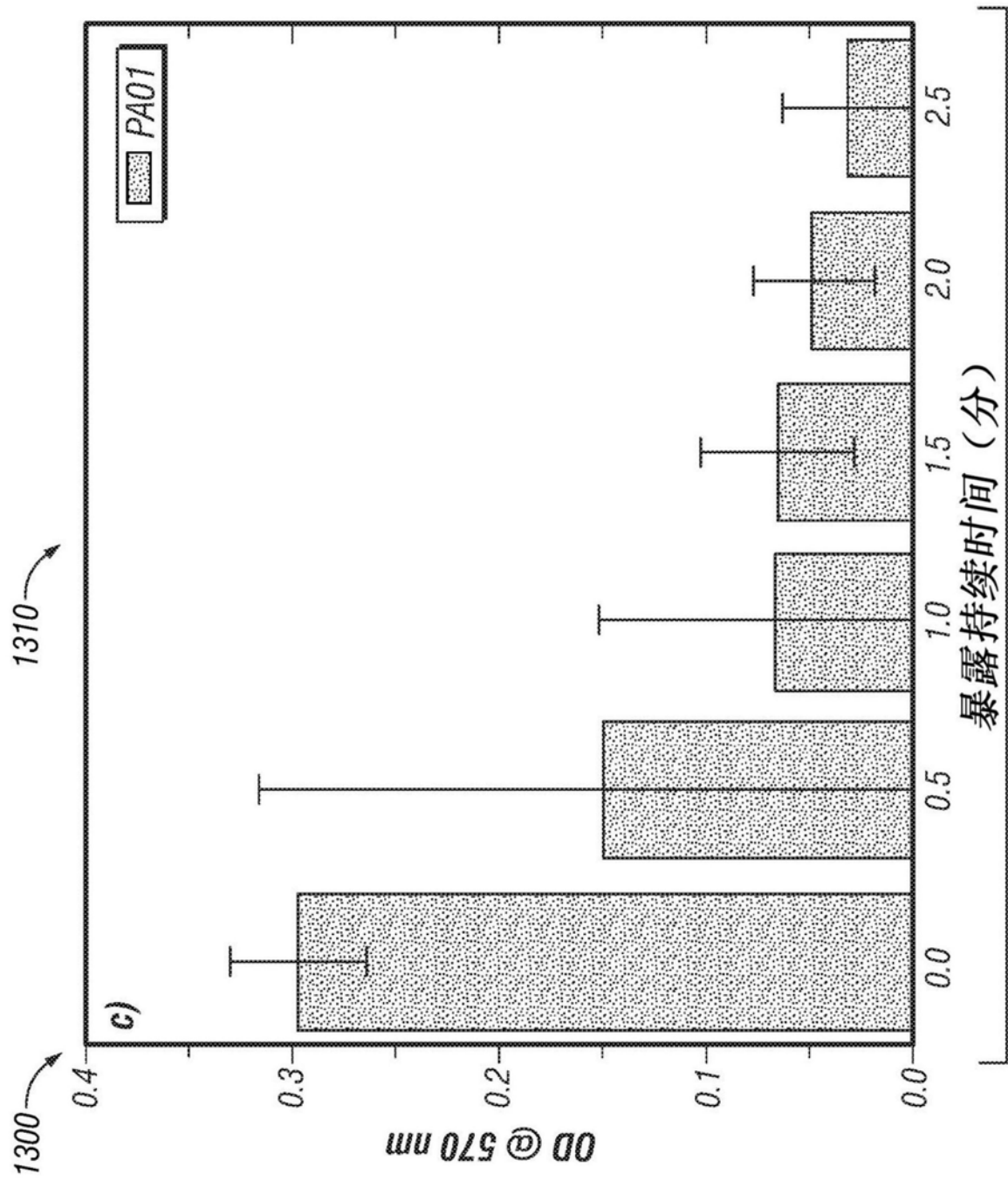


图13B

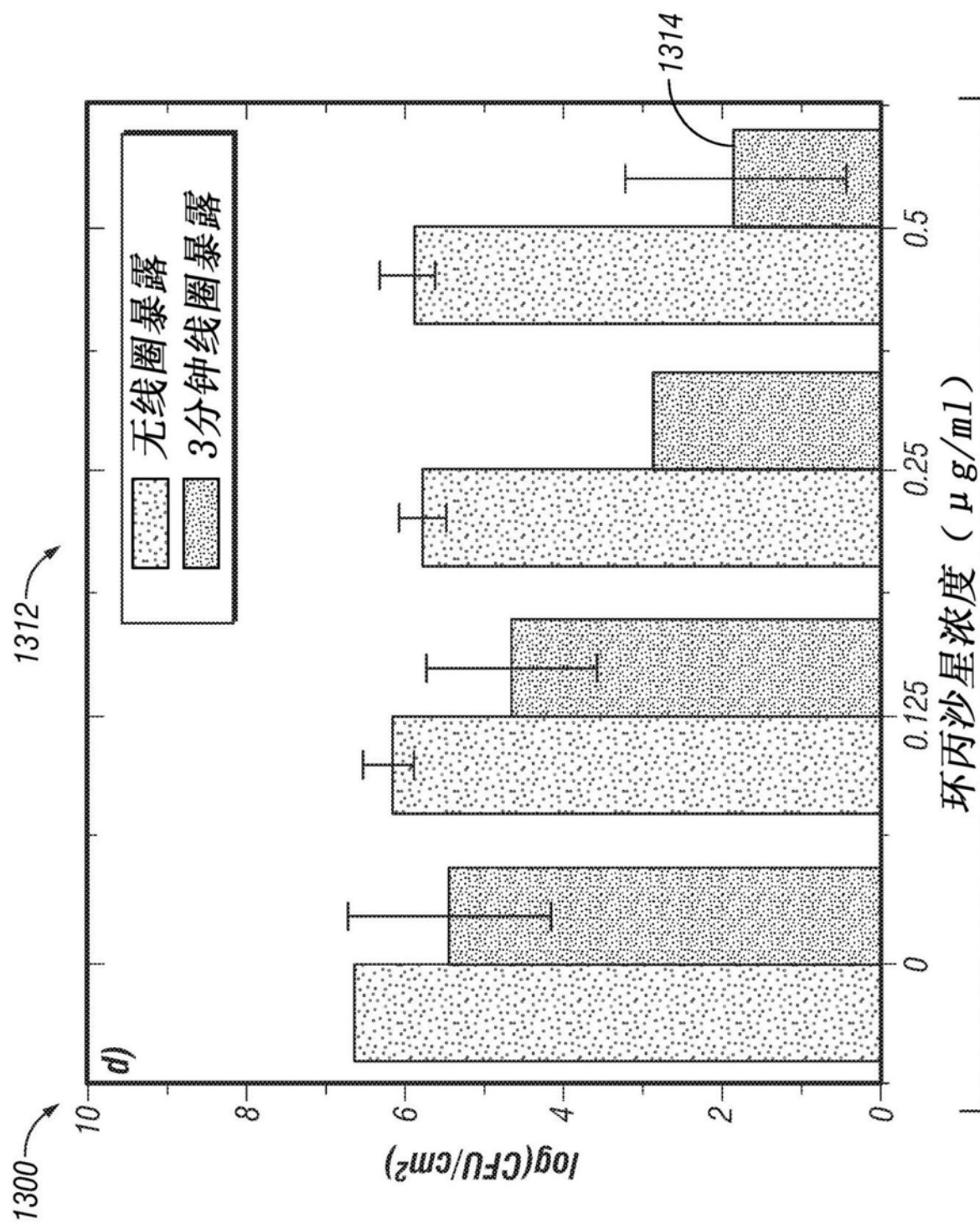


图13B(续)

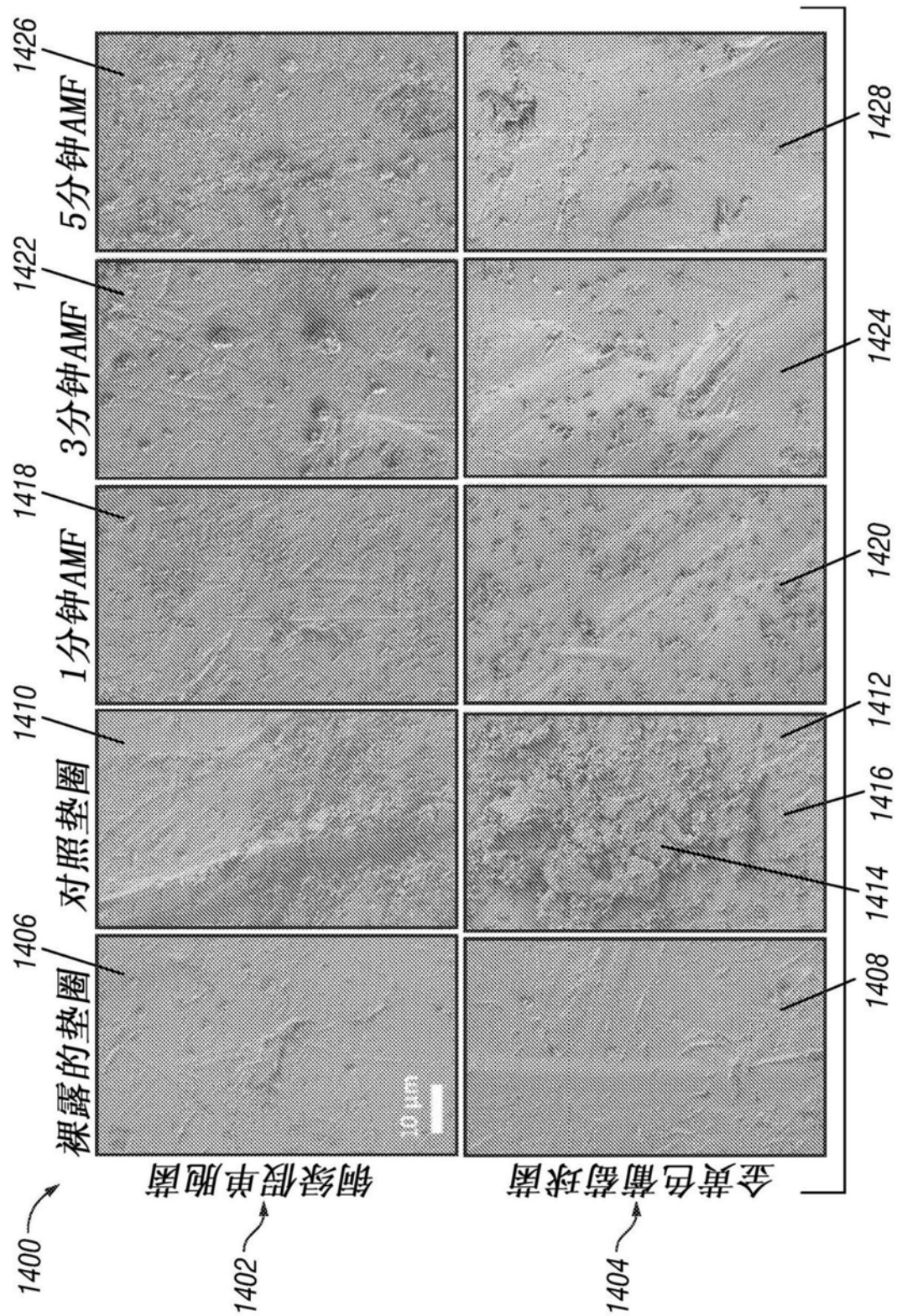


图14A

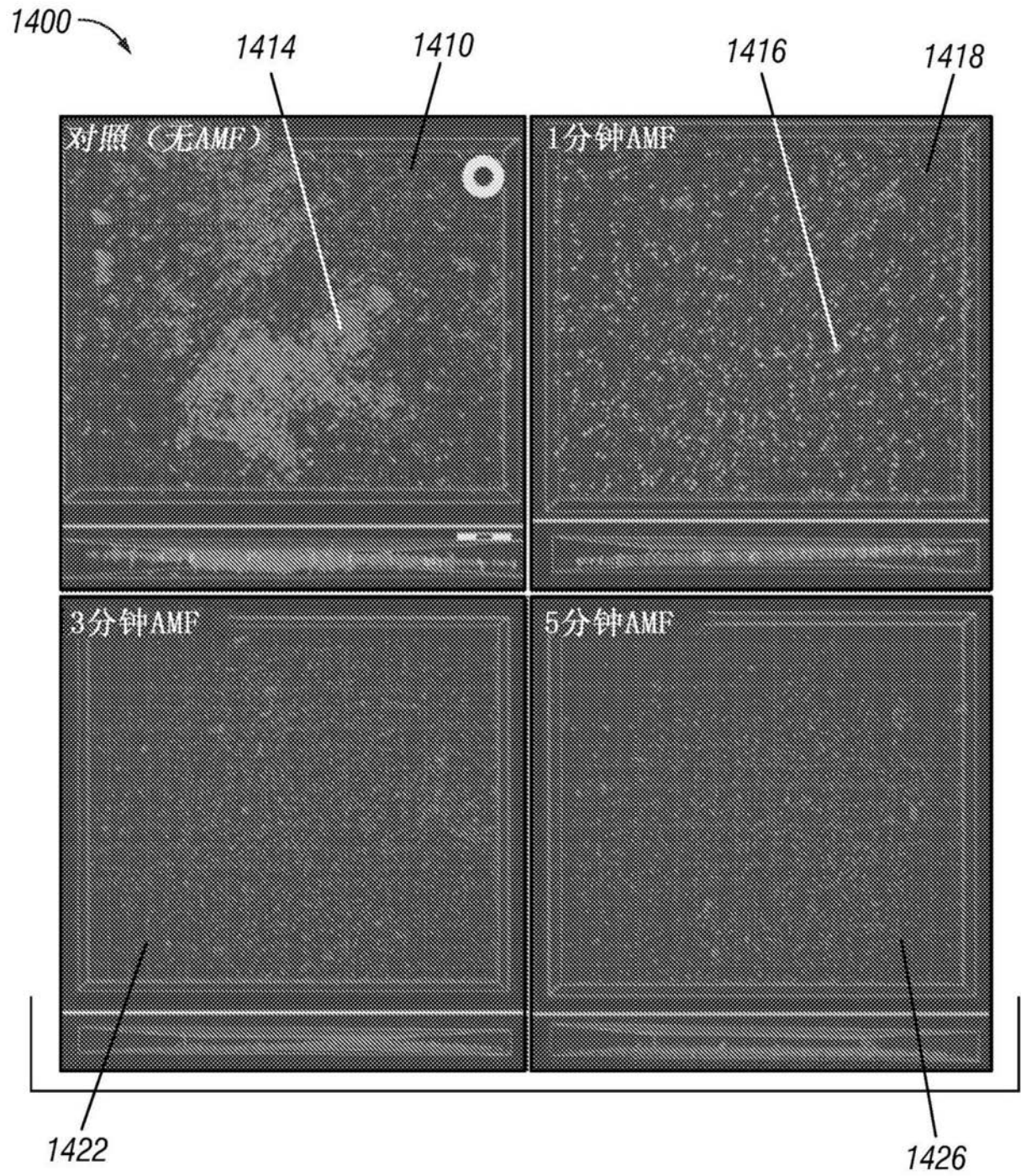


图14B

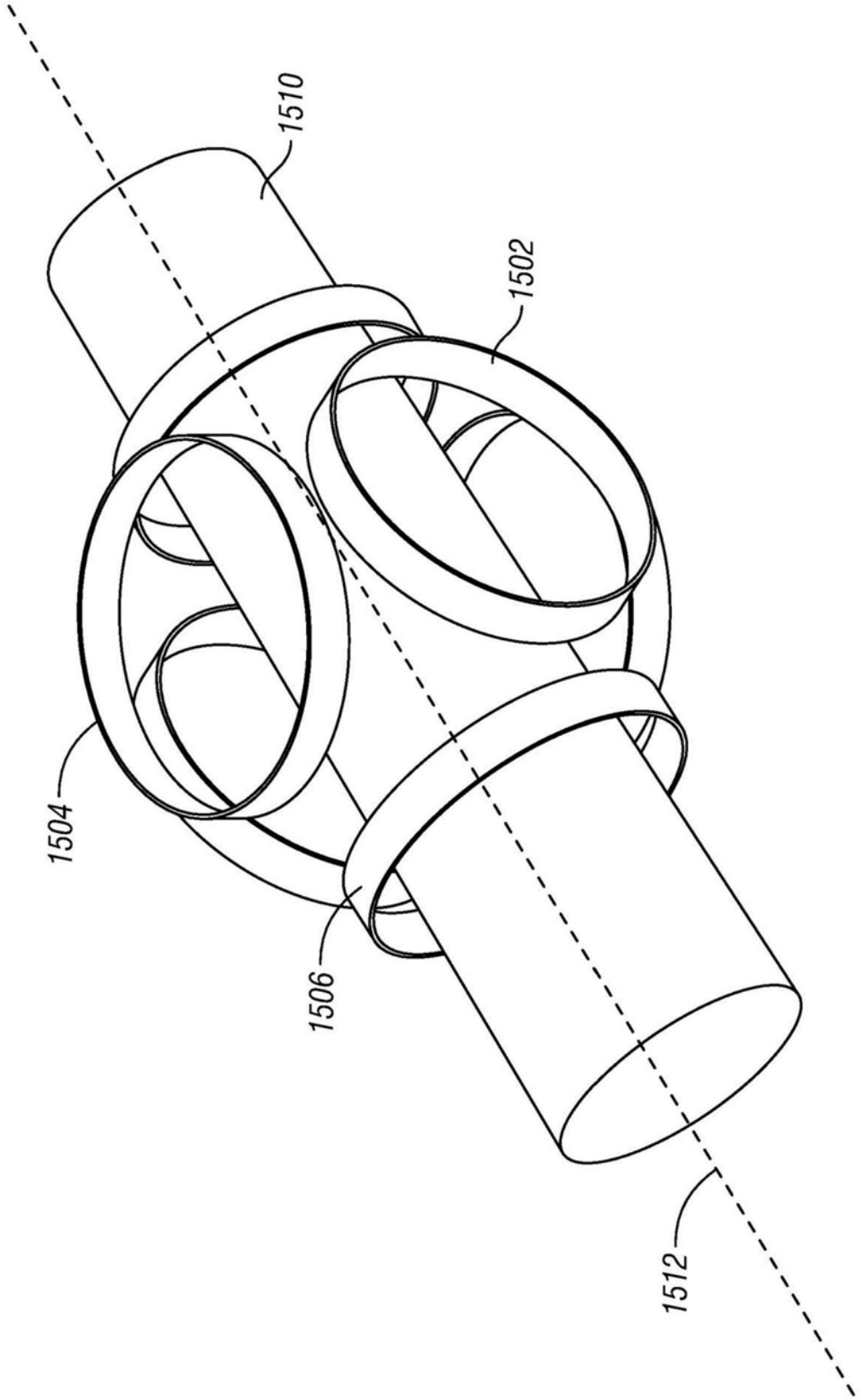


图15A

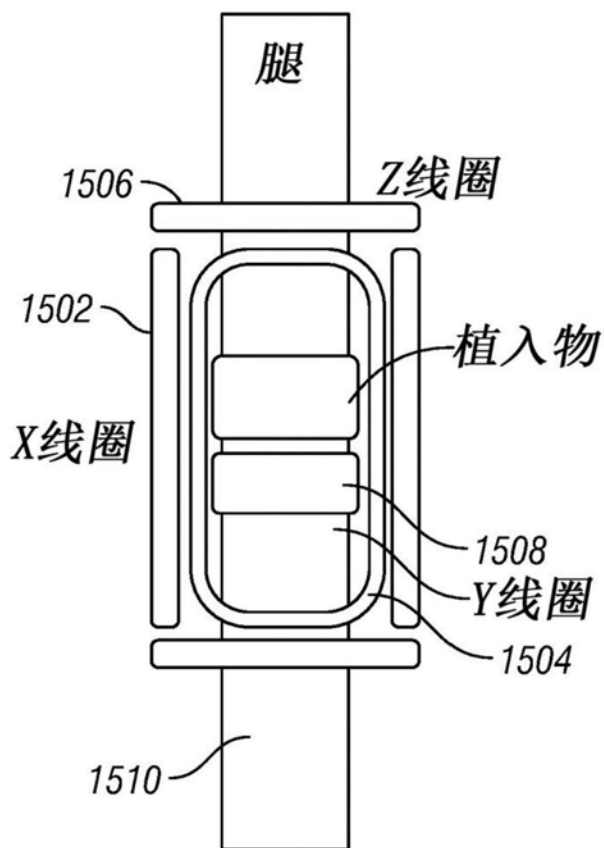


图15B

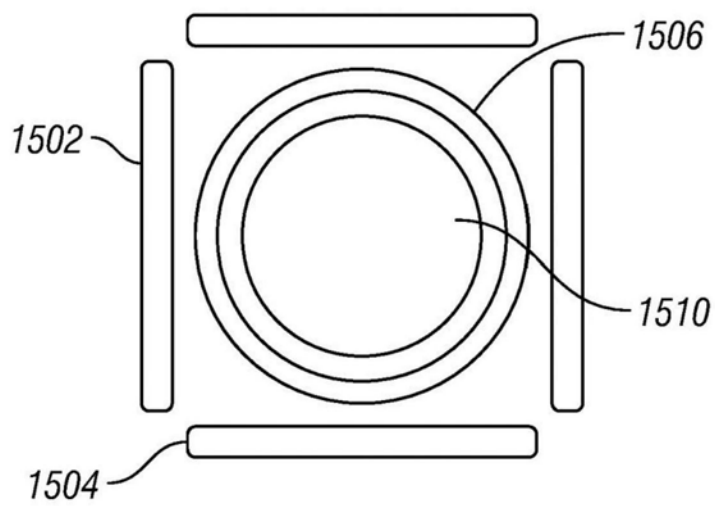


图15C

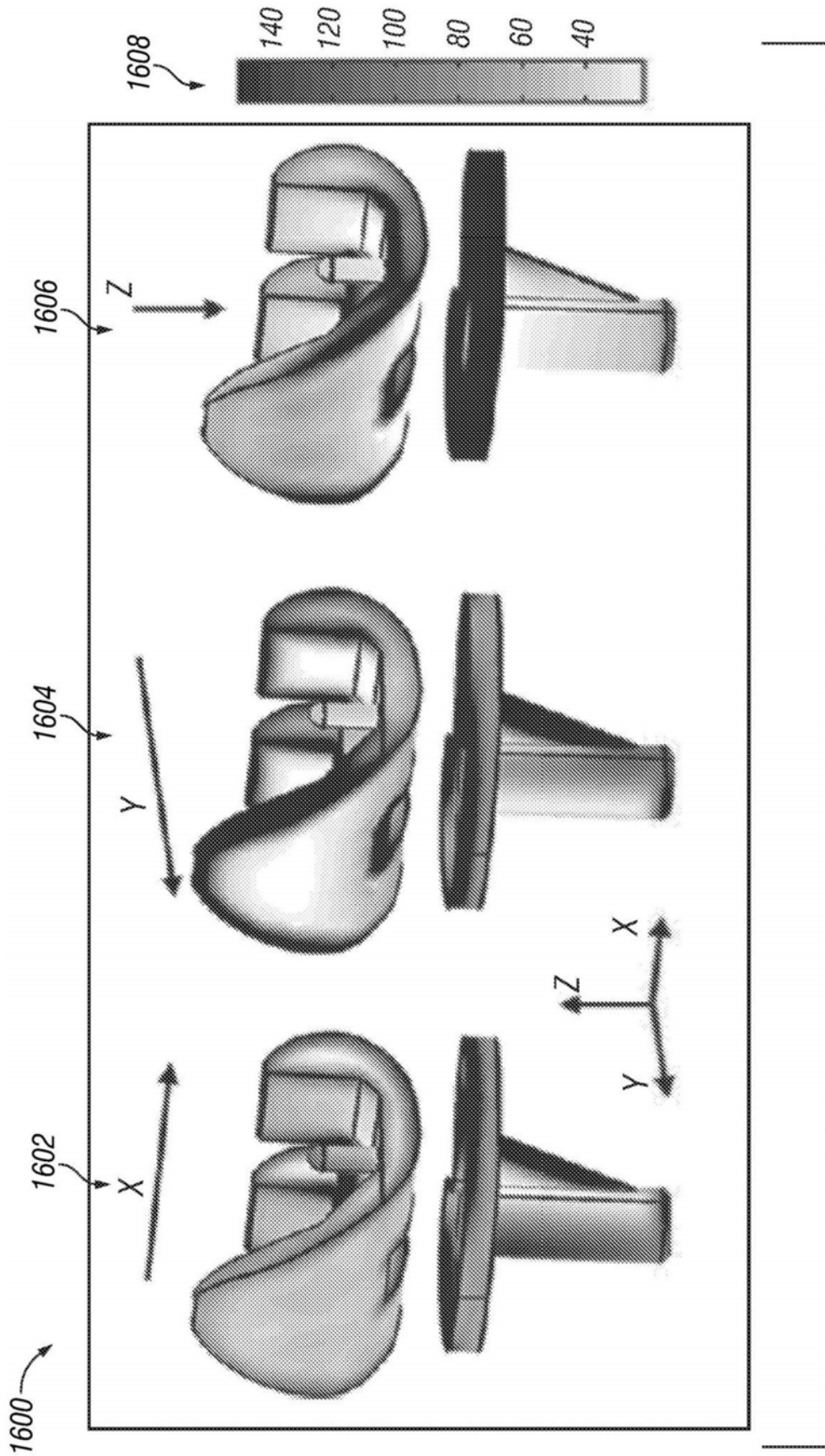


图16

专利名称(译)	用于感应加热外来金属植入物的方法、设备和系统		
公开(公告)号	CN109803576A	公开(公告)日	2019-05-24
申请号	CN201780056289.0	申请日	2017-07-14
申请(专利权)人(译)	德克萨斯大学系统董事会		
当前申请(专利权)人(译)	德克萨斯大学系统董事会		
[标]发明人	拉吉夫乔普拉		
发明人	拉吉夫·乔普拉 大卫·格林伯格 约纳坦·夏齐斯诺夫		
IPC分类号	A61B5/00 A61B17/22 A61F2/02 A61M37/00 A61N1/378 A61N1/40 A61N2/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/412 A61B5/4528 A61N1/406 A61N2/02 A61N1/378 A61N1/40 A61F2/30 A61F2002/30092 A61F2002/30668 A61F2002/30677 A61N1/403 A61B5/0071 A61B5/4836 A61B5/4851 A61B8/0841 A61F2002/30719 A61F2002/30932 A61N1/025		
优先权	62/362402 2016-07-14 US 62/445963 2017-01-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于感应加热外来金属植入物的方法、设备、系统和实施方式。可以通过AMF脉冲加热外来金属植入物，以确保外来金属植入物的表面以均匀的方式加热。随着外来金属植入物的表面温度升高，可以通过声学传感器检测到声学特征，该声学特征可以指示组织可能被加热到接近沸点的期望水平。一旦检测到这些声学特征，就可以关闭所述AMF脉冲一段时间，以允许植入物的表面温度在施加另外的AMF脉冲之前冷却。以这种方式，可以将外来金属植入物的表面温度均匀地加热到足以治疗外来金属植入物表面上的细菌生物膜累积而不损坏周围组织的温度。AMF脉冲治疗能够与抗生素/抗微生物治疗方案组合，以减少从金属植入物移除生物膜所需的时间和/或抗微生物剂量。

