



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103945758 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 23

(21) 申请号 201280057445. 2

代理人 李光颖 王英

(22) 申请日 2012. 11. 13

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/0408 (2006. 01)

61/562, 489 2011. 11. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/056389 2012. 11. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/076619 EN 2013. 05. 30

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·P·卢赫塔 A·J·佩鲁塞克

B·K·理查兹 J·T·理查兹

D·D·索尔克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

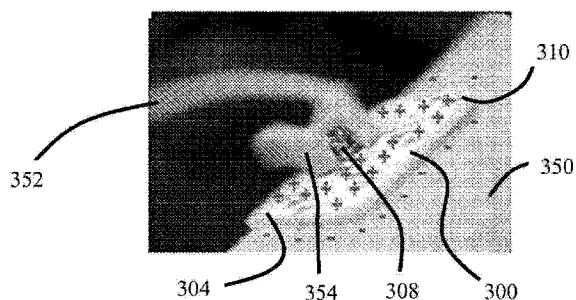
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

在 X 射线环境中使用的 ECG 电极

(57) 摘要

本发明提供一种 ECG 电极, 所述 ECG 电极能够在成像扫描期间被放置在 X 射线的直接路径内, 而不诱导 X 射线诱导的错误电流。ECG 电极具有支持元件, 在一侧的导电柱被电连接到在另一侧的导电板。在 ECG 电极中或附近的耗散防静电元件耗散在 ECG 电极中的绝缘部件的表面上形成的静电。例如, 耗散防静电元件可以是用于制作绝缘材料的体材料的性质、或被添加到绝缘材料表面的导电涂层或被放置在 ECG 电极附近的分离元件。



1. 一种 ECG 电极 (200), 包括 :
支持元件 (202), 其包括绝缘材料并且具有外侧 (204) 和与所述外侧相对的内侧 (206) ;
导电柱 (208), 其被放置在所述 ECG 电极的所述外侧 ;
导电板 (212), 其被放置在所述支持元件的所述内侧, 并且被电连接到所述导电柱 ; 以及
耗散防静电元件, 其耗散在所述 ECG 电极中的绝缘部件的表面上形成的静电。
2. 根据权利要求 1 所述的 ECG 电极, 其中, 所述支持元件包括体材料, 所述体材料包含所述耗散防静电元件。
3. 根据权利要求 2 所述的 ECG 电极, 其中, 所述支持元件包括导电泡沫或塑料。
4. 根据权利要求 2 或 3 所述的 ECG 电极, 其中, 所述体材料具有从约 $10^4 \Omega\text{-cm}$ 到约 $10^{11} \Omega\text{-cm}$ 的体电阻率。
5. 根据权利要求 1 所述的 ECG 电极, 其中, 所述耗散防静电元件包括所述绝缘部件的所述表面上的导电材料涂层。
6. 根据权利要求 5 所述的 ECG 电极, 其中, 所述涂层具有从约 $10^5 \Omega/\text{sq}$ 到约 $10^{12} \Omega/\text{sq}$ 的表面电阻。
7. 一种成像扫描器系统, 包括 :
ECG 电极 (200), 其包括支持元件 (202)、导电柱 (208) 和导电板 (212), 其中, 所述支持元件包括绝缘材料, 并且具有外侧 (204) 和与所述外侧相对的内侧 (206), 并且所述导电柱被放置在所述电极的所述外侧, 并且所述导电板被放置在所述支持元件的所述内侧, 并且被电连接到所述导电柱 ; 以及
耗散防静电元件, 其耗散在所述 ECG 电极中的绝缘部件的表面上形成的静电。
8. 根据权利要求 1 所述的成像扫描器系统, 其中, 所述支持元件包括体材料, 所述体材料包含所述耗散防静电元件。
9. 根据权利要求 8 所述的成像扫描器系统, 其中, 所述支持元件包括导电泡沫或塑料。
10. 根据权利要求 8 或 9 所述的成像扫描器系统, 其中, 所述体材料具有从约 $10^4 \Omega\text{-cm}$ 到约 $10^{11} \Omega\text{-cm}$ 的体电阻率。
11. 根据权利要求 7 所述的成像扫描器系统, 其中, 所述耗散防静电元件包括所述绝缘部件的所述表面上的导电材料涂层。
12. 根据权利要求 11 所述的成像扫描器系统, 其中, 所述涂层具有从约 $10^5 \Omega/\text{sq}$ 到约 $10^{12} \Omega/\text{sq}$ 的表面电阻。
13. 根据权利要求 7 所述的成像扫描器, 还包括 ECG 引线 (352), 所述 ECG 导线 (352) 包括夹钳 (354), 所述夹钳 (354) 包括与所述 ECG 电极的所述绝缘材料接触以耗散所述静电的所述耗散防静电元件。
14. 根据权利要求 7 所述的成像扫描器, 其中, 所述耗散防静电元件包括针对所述 ECG 电极的离子风机。
15. 一种制造 ECG 电极 (200) 的方法, 所述方法包括 :
提供支持元件 (202), 所述支持元件 (202) 包括绝缘材料并且具有外侧 (204) 和与所述外侧相对的内侧 (206) ;

提供导电柱 (208), 所述导电柱 (208) 在所述 ECG 电极的所述外侧;

提供导电板 (212), 所述导电板 (212) 在所述支持元件的所述内侧, 并且被电连接到所述导电柱; 以及

提供耗散防静电元件以耗散在所述 ECG 电极中的绝缘部件的表面上形成的静电。

16. 根据权利要求 15 所述的方法, 其中, 所述支持元件包括体材料, 所述体材料包含所述耗散防静电元件。

17. 根据权利要求 16 所述的方法, 其中, 所述支持元件具有从约 $10^4 \Omega\text{-cm}$ 到约 $10^{11} \Omega\text{-cm}$ 的体电阻率。

18. 根据权利要求 15 所述的方法, 其中, 方法还包括将耗散防静电导电材料涂层放置在所述绝缘部件的所述表面上。

19. 根据权利要求 18 所述的方法, 其中, 所述涂层具有从约 $10^5 \Omega/\text{sq}$ 到约 $10^{12} \Omega/\text{sq}$ 的表面电阻。

20. 一种 ECG 电极夹钳 (354), 包括耗散防静电元件以接触 ECG 电极的绝缘材料, 从而耗散在所述 ECG 电极中的绝缘材料的表面上形成的静电。

21. 根据权利要求 20 所述的 ECG 电极夹钳, 其中, 所述耗散防静电元件包括所述夹钳的体材料。

22. 根据权利要求 20 所述的 ECG 电极夹钳, 其中, 所述耗散防静电元件包括被放置在所述夹钳上的导电材料涂层。

在 X 射线环境中使用的 ECG 电极

技术领域

[0001] 本申请总体涉及成像领域,并且更具体而言,涉及一种在 X 射线环境中使用的 ECG 电极。本申请主题尤其用于与基于 X 射线的成像系统连接,诸如,例如,通用放射线摄影、X 射线计算机断层摄影 (CT)、荧光透视或实时 X 射线成像、基于 X 射线的血管造影等等。

背景技术

[0002] 基于 X 射线的成像系统广泛用于医学领域、安全领域和其他领域。这些成像系统生成穿过对象(诸如,人类个体)的 X 射线,并且然后在其穿过对象之后,记录衰减的 X 射线,以生成成像数据用于后续分析和使用。这样的用途包括,例如,医学诊断和处置,出于安全目的寻找违法或危险物品,诸如,枪和刀,等等。由此,尽管一个实施例是医学成像,并且许多以下描述涉及医学成像领域,然而本发明也应用于其他领域。其也应用在其他非成像环境,在所述非成像环境中,采用 X 射线与 ECG 电极进行组合。

发明内容

[0003] 在许多情况下,需要在基于 X 射线成像扫描期间监测患者的心跳。监测的心跳数据能够以许多方式与由成像系统记录的成像数据进行组合。例如,当心脏是由系统进行成像的器官之一时,系统能够使心跳数据和成像数据在时间上同步,由此保健专业人员将知道心动周期的什么阶段正被成像。历史上,首先溯源性地应用这样的方法。即,同时记录心跳数据和成像数据,并且然后,在随后的时间,由成像系统处理两个数据集,以将感兴趣成像数据同步到保健专业人员。

[0004] 最近,也已经主动性地应用这样的方法,包括,例如“静态调强 (step and shoot)”实施方式。在这些主动方法中,心跳数据被监测并且用于触发或“门控”心脏的成像扫描,由此仅仅对保健专业人员感兴趣的心动周期的部分生成成像数据。当检测到心动周期的适当部分的开始时,接通 X 射线射束,并且成像数据采集系统收集形成图像所需的 X 射线衰减数据。例如,在许多情况下,仅仅需要心脏休息阶段的成像数据。主动成像技术能够通过确保在较活跃的心脏阶段期间关闭 X 射线源而使患者的 X 射线暴露最小化,所述较活跃的心脏阶段未必是感兴趣的。

[0005] 心电图描记 (ECG 或 EKG) 是通常用于在许多不同情况(包括医学成像)下监测患者的心跳的技术。采用该技术,电极被附接到患者皮肤的外表面,以便监测心脏的电活动。电极通过导线被连接到外部设备,所述外部设备记录由电极检测到的一段时间内的心脏的电活动。由 ECG 技术产生的数据记录是心电图。图 1A 图示了正常 ECG 数据信号 102 的典型心电图 100 记录,其中,水平轴表示时间,并且垂直轴表示电活动。被标记为“C”的时间段反映一个心动周期。在图 1A 的正常条件下,如果水平时间轴被延伸到右边,将在时间上重复相同的电活动周期“C”。由此,使用标准技术,成像系统可以采用 ECG 数据(诸如正常信号 102),以在心动周期 C 期间的适当点处(诸如触发点 104)触发成像扫描。

[0006] 然而,如果用于生成成像数据的 X 射线被允许与 ECG 电极交互,则会出现困难。更

具体而言,在 ECG 设备中,成像 X 射线常常生成错误的信号电流。图 1B 图示了中断 ECG 数据信号 106 的典型心电图 100 记录,包括 X 射线诱导的错误信号电流 108。该错误信号电流 108 能够中断成像扫描器同步到心动周期的适合阶段的能力,并且能够导致成像扫描中止。这继而导致需要重新扫描患者,导致对患者额外的 X 射线剂量。

[0007] 传统地,为了避免该问题,成像系统制造商已经指示用户在心脏成像扫描期间将 ECG 电极放置在 X 射线路径之外 – 例如患者的肩部或腹部。出于成像目的,这些位置足够靠近心脏,以生成心脏电活动的令人满意的记录,而在同时,距离心脏足够远,以避免任何 X 射线诱导的错误电流 108。遗憾地是,在采用 ECG 的其他非成像的情况下,习惯上将 ECG 电极放置非常靠近于心脏。尽管伴随成像系统相反的指示,保健专业人员倾向于在基于 X 射线成像期间出于习惯遵循相同的过程。另外,在其他情况下,被成像患者可以已经具有被放置在标准靠近心脏位置的电极,以便在成像扫描之前进行一般心脏监测,其将不便移动或取代。由此,能够生成 X 射线诱导的错误电流 108,引起不良的成像结果。

[0008] 根据本发明的一个方面,提供 ECG 电极,所述 ECG 电极能够在成像扫描期间被放置在 X 射线的直接路径内,而不诱导 X 射线诱导的错误电流。ECG 电极采用消除或减少在电极的绝缘材料表面形成的静电的材料。在一个方面,绝缘材料可以是“耗散的”以具有微弱的导电性,由此其使静电消散,但不干扰 ECG 电极的心跳监测。例如,该耗散防静电导电性能能够起因于用于构建电极的绝缘材料的材料的体性质,或起因于被添加到那些材料表面的导电涂层。

[0009] 对于本领域技术人员来说,在阅读若干实施例的以下详细描述之后,很多优点和利益将变得显而易见。本发明可以采取各种部件和部件布置,以及各种处理操作和处理操作布置。附图仅仅是出于图示许多实施例的目的,并且不应被解释为限制本发明。

附图说明

[0010] 图 1A 图示了在正常条件下的典型 ECG 数据信号,包括在一个心动周期 C 上的电活动;

[0011] 图 1B 图示了当 ECG 电极被暴露到 X 射线时可以发生的中断的 ECG 数据信号,所述 ECG 电极导致 X 射线诱导的错误信号电流;

[0012] 图 2A 是范例性 ECG 电极的线侧面示意图;

[0013] 图 2B 是在部分拆卸状态下图 1A 中的 ECG 电极的患者侧面示意图;

[0014] 图 3 示出了被附接到患者的 ECG 电极,并且图示了如何认为可能形成 X 射线诱导的错误信号电流;以及

[0015] 图 4 是用于使 ECG 电极具有耗散防静电性质的范例性方法的图示。

具体实施方式

[0016] 本公开的主题用于与任何成像系统连接,在所述任何成像系统中,被成像对象(诸如人类患者)同时被暴露到 X 射线并且由 ECG 单元进行电子监测。使用许多不同尺寸、形状、材料和构造制造 ECG 电极。在图 2A 和图 2B 中图示了典型 ECG 电极 200,诸如预凝胶 Ag/AgCl 类型的电极。电极 200 包括绝缘支持元件 202,所述绝缘支持元件 202 具有外侧 204 和内侧 206,导线被附接到所述外侧 204,所述内侧 206 粘附患者。支持元件 202 通常由

绝缘泡沫材料（诸如聚乙烯泡沫）组成。

[0017] 支持元件 202 的外侧 204 具有导电柱或钉 208。柱 208 通常由坚固的金属制成，但可以使用任何导电材料。ECG 引线 (lead wire) 可以通过小夹钳、夹片或其他连接机构被可移动地附接到导电柱 208。标签 210 常常位于电极 200 的外侧 204，并且通常由绝缘塑料材料制成。

[0018] 支持元件 202 的内侧 206 具有导电板 212。在一般 Ag/AgCl 类型的电极中，导电板由银 (Ag) 制作。然而，可以使用其他导电材料，诸如，碳。包含导电凝胶 216（诸如氯化银 (AgCl) 凝胶）的海绵 214 可以覆盖导电板 212。电极 200 的内侧 206 涂覆有或包含粘合剂 218，由此，当其被放置为倚靠患者皮肤时，电极 200 粘附患者。当电极 200 被放置在患者上时，凝胶 216 形成从患者皮肤到导电板 212 的导电路径，其然后通向电极 200 的另一侧 204 上的导电柱 208。

[0019] 应当认识到，电极 200 包括导电材料和电绝缘材料。浸透导电凝胶 216 的海绵 214、导电板 212 以及导电柱 208 全都是导电材料，所述导电材料被设计为携带指示患者的心跳的电信号。支持元件 202 和标签 210 是绝缘材料，所述绝缘材料被设计为提供结构并且容易处理将导电材料保持在适当的位置，因此其可以执行该功能。

[0020] ECG 电极的绝缘材料（诸如，范例性电极 200 的支持元件 202 和标签 210）能够将大量静电保持在其表面上。在约 10 伏特到约 1000 伏特之间的静电势并不罕见。在采用 ECG 的大多数情况下，这不会引起问题。然而，在基于 X 射线成像系统的具体情况和或许其他情况下，认为该静电势能够干扰 ECG 电极的操作。

[0021] 例如，在图 3 中示出这个。ECG 电极 300 被粘附到患者 350 的皮肤。引线 352 具有夹钳 354，所述夹钳 354 被附接到电极 300 的导电柱 308。电极 300 的外侧 304 具有塑料标签 310，所述塑料标签 310 具有存在于其外表面的静电能的正电势 (+)。该正电势吸引围绕塑料标签 310 的空气中的负电荷离子 (-)。认为，在正常环境中，空气作为绝缘体，使得空气中的负电荷离子不具有进入电极 300 的电子部件或患者皮肤的电路径。然而，当成像扫描器的 X 射线穿过接近电极 300 的空气时，认为在电极 300 的附近形成许多正空气离子和负空气离子。认为正空气离子和负空气离子的这种大量混合物创建从标签 310 的静态带电绝缘材料表面到导电柱 308 以及到患者皮肤的放电路径，从而生成诸如在图 1B 中图示的 ECG 设备中的错误信号电流。当然，在其他情况下，电极的外绝缘材料表面上的静电能的电势可以是负的，但认为发生基本上相同的处理，以在 ECG 电极 300 中生成错误信号电流。使用若干方法中的任何一个可以消除 ECG 电极的绝缘表面上的静电能的积累。

[0022] 在第一实施例中，通过由体材料组成绝缘材料可以提供耗散防静电元件，然而所述体材料具有对电力的高电阻，但弱导电。即，体材料具有足够低以在其能够明显积累之前经由导电柱、导电板和 / 或导电凝胶来耗散静电的电阻。然而，同时，体材料电阻足够高而不阻碍电极的正常工作。已知导电泡沫和塑料。认为从约 $10^4 \Omega\text{-cm}$ 到约 $10^{11} \Omega\text{-cm}$ 的体电阻率 (bulk resistivity) 或体积电阻率适于大多数 ECG 电极绝缘材料。

[0023] 在第二实施例中，耗散防静电元件包括绝缘材料的表面具有导电材料的涂层，所述导电材料允许静电荷流出到导电柱。尽管该涂层最常被应用为干燥变成固体涂层的液体，该涂层在形式上可以是液体或固体。例如，适当的液体耗散防静电涂层通常已知用于保护敏感的电子部件免受静电放电 (ESD)。适当的固体耗散防静电涂层包括弱导电纸、弱导电

塑料、弱导电橡胶、具有至少一个弱导电层的层压件以及具有低倾向于摩擦带电的材料。认为从约 $10^5 \Omega/\text{sq}$ 到约 $10^{12} \Omega/\text{sq}$ 或从 $10^7 \Omega/\text{sq}$ 到约 $10^{12} \Omega/\text{sq}$ 的表面电阻适于 ECG 电极上的大多数耗散防静电涂层。本领域技术人员应当认识到,以每无单位测量面积 (sq) 上的欧姆 (Ω) 表示这些单位。

[0024] 在第三实施例中,耗散防静电元件可以被并入夹钳,所述夹钳被附接到电极的导电柱,诸如,在图 3 中被附接到电极 300 的夹钳 354。用于心脏成像的许多成像扫描器包括整体或专用 ECG 单元,永久性的“套带”合并引线和夹钳。每当扫描患者连同记录 ECG 数据,新的电极被粘附到患者并且然后被丢弃。ECG 套带的夹钳可以包括耗散防静电元件,当所述耗散防静电元件被连接于此时,其接触 ECG 电极的所有绝缘材料,以耗散任何静电积累。

[0025] 在第四实施例中,压缩电离空气的平衡流被创建,并且被定向到绝缘材料表面,以从表面移除静电。离子风机(诸如喷枪)是商业上可获得的。

[0026] 制作的其他实施例包括组合前述实施例中的一个或多个。例如,电极的绝缘材料可以由体材料组成,所述体材料足够导电以耗散静电,并且还额外具有被涂覆有导电材料的表面。

[0027] 测量绝缘材料的电阻的另一方式是放电时间。在任何前述实施例中,耗散防静电元件可以具有从约 0.01 秒到约 30 秒的放电时间。

[0028] 在图 4 中图示了一种用于制作具有耗散防静电性质的 ECG 电极的范例性方法 400。方法 400 包括提供 402 支持元件,所述支持元件包括绝缘材料并且具有外侧 (204) 和与内侧相对的内侧 (206)。所述方法还包括提供 404 在 ECG 电极外侧的导电柱,并且提供 406 在支持元件内侧的导电板,所述导电板被电连接到导电柱。所述方法也包括提供 408 耗散防静电元件,以耗散在 ECG 电极中的绝缘部件的表面上形成的静电。所述方法可以包括若干其他额外的步骤,诸如,提供以上描述的任何元件,并且可以以任何方便的顺序执行步骤。

[0029] 已经参考若干实施例描述了本发明。显然地,在阅读和理解以上具体描述的情况下对于其他人可能想到修改或替代变型。本文意图将本发明解释为包括所有这种修改和替代变型,只要它们落入所附权利要求及其等价方案的范围之内。本发明可以采取公开实施例的元件的各种组成、部件和布置、组合和子组合。

[0030] 作为一个范例,尽管本描述关注于将基于 X 射线的成像与 ECG 监测进行组合,其也应用于其他非成像环境。

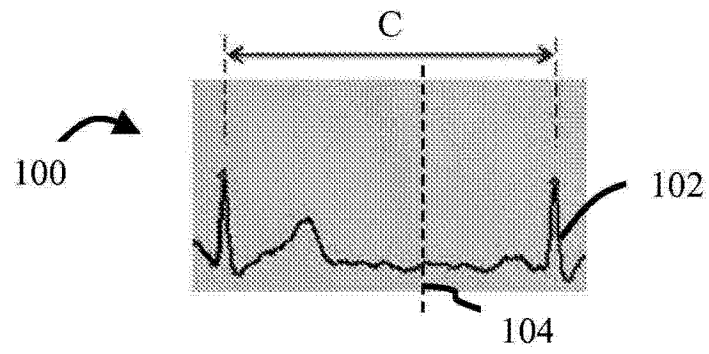


图 1A

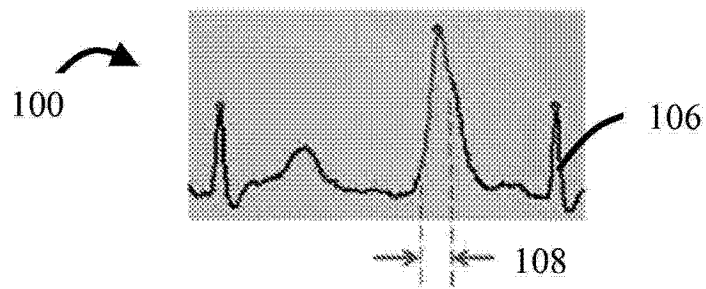


图 1B

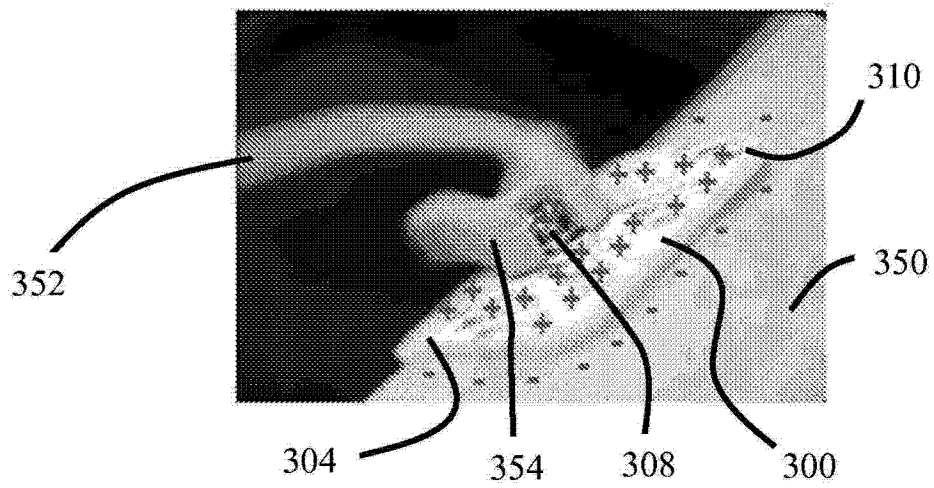


图 3

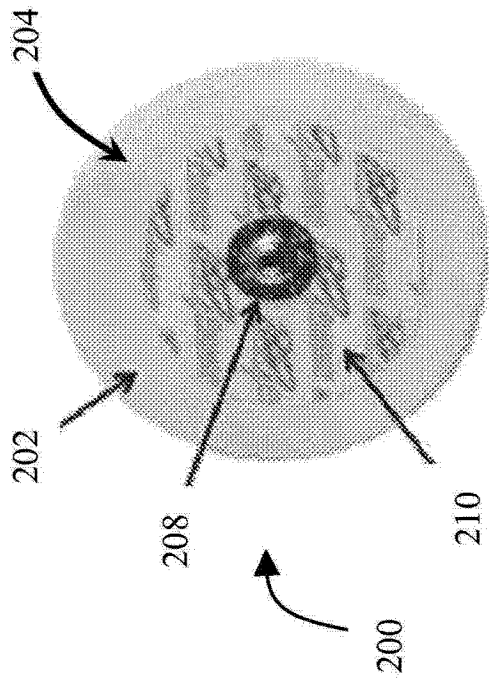


图 2A

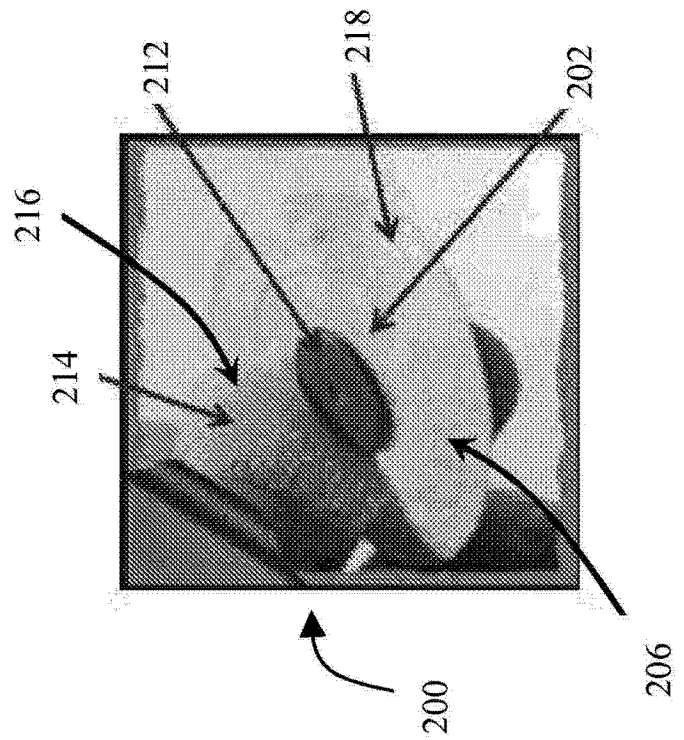


图 2B

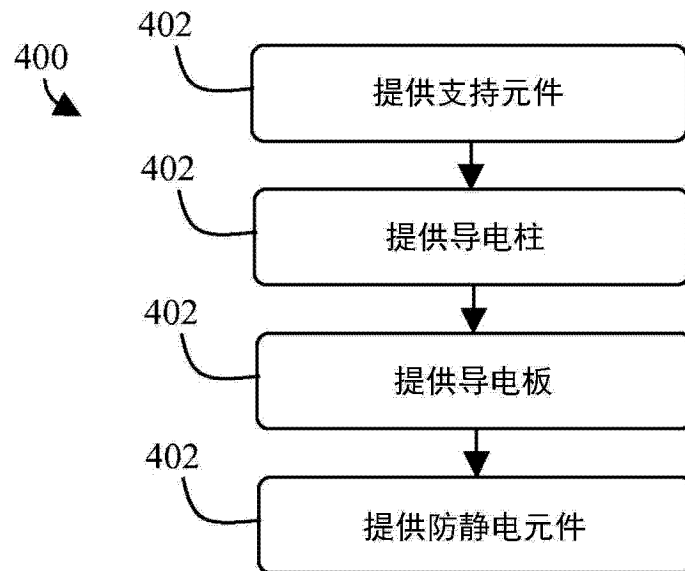


图 4