



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110719752 A

(43)申请公布日 2020.01.21

(21)申请号 201880035668.6

(74)专利代理机构 北京聿华联合知识产权代理有限公司 11611

(22)申请日 2018.05.31

代理人 刘华联

(30)优先权数据

17173840.4 2017.05.31 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.29

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/064353 2018.05.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/220121 EN 2018.12.06

(71)申请人 卡托森斯公司

地址 芬兰图尔库

(72)发明人 阿特·柯科恩 米卡尔·伯格林

扬-埃里克·埃里克森

马克斯·约翰逊

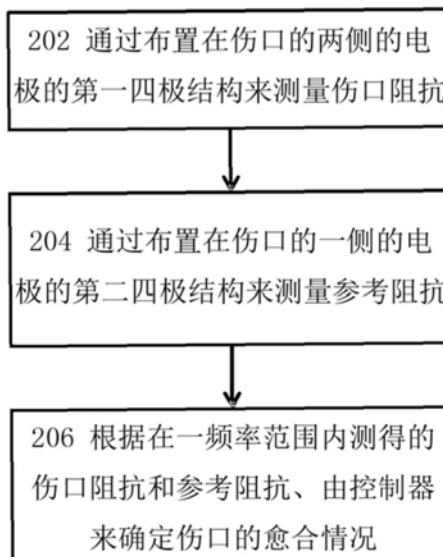
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

测量伤口愈合

(57)摘要

根据本发明的一个示例性方面,提供了一种用于测量伤口愈合的方法,包括:通过布置在伤口的两侧的电极的第一四极结构来测量伤口阻抗;通过布置在伤口的一侧的电极的第二四极结构来测量参考阻抗;根据在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗、由控制器来确定伤口的愈合情况。



1. 一种用于测量伤口愈合的方法,包括:

通过布置在伤口的两侧的电极的第一四极结构来测量伤口阻抗;

通过布置在伤口的一侧的电极的第二四极结构来测量参考阻抗;

根据如下中的至少一个由控制器来确定伤口愈合的至少一个水平:

伤口阻抗与参考阻抗的比值;

所述比值在一频率范围的至少一部分内的满足阈值的变化,其中所述伤口阻抗和参考阻抗在所述频率范围内测得。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述伤口阻抗和参考阻抗通过至少部分地共享的电极、以时分方式测得。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述伤口愈合基于所述比值随时间的变化、在所述频率范围的高端处的所述伤口阻抗与参考阻抗的比值、在所述频率范围的低端处的所述伤口阻抗与参考阻抗的比值,和/或在所述频率范围的高端处的所述伤口阻抗与参考阻抗的比值和在所述频率范围的低端处的所述伤口阻抗与参考阻抗的比值之间的减小的差异来确定。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,所述频率范围包括比能使由所述第一四极结构或第二四极结构导致的电流穿过人体或动物皮肤的细胞膜和/或人体或动物皮肤下方的筋膜的频率更小的频率。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,所述频率范围包括能使所述第一四极结构和/或第二四极结构的激励信号导致电流沿细胞膜表面传导的频率。

6. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,所述第一四极结构和/或第二四极结构包括以平行的方式围绕伤口布置或以顺序的方式跨过伤口布置的激励电极和测量电极。

7. 一种用于测量伤口愈合的装置,包括:

布置在伤口的两侧以用于测量伤口阻抗的电极的第一四极结构;

布置在伤口的一侧以用于测量参考阻抗的电极的第二四极结构;

控制器,其根据如下中的至少一个来确定伤口愈合的至少一个水平:

伤口阻抗与参考阻抗的比值;

所述比值在一频率范围的至少一部分内的满足阈值的变化,其中所述伤口阻抗和参考阻抗在所述频率范围内测得。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,还包括用于执行根据权利要求2到6中任一项所述的方法的器件。

测量伤口愈合

技术领域

[0001] 本发明涉及评估伤口愈合的方法。特别是,本发明涉及一种测量伤口愈合的方法,该方法例如适用于在伤口闭合且伤口床未暴露的情况下评估伤口愈合。本发明还涉及一种用于执行这种方法的装置。

背景技术

[0002] 急性外科伤口通常使用缝合线来闭合。在某些情况下,需要使身体中的受影响部位保持不动。用常规的视觉手段很难评估伤口的及时愈合,因为这些伤口长时间地被整形外科手术石膏或类似物所覆盖。

[0003] 生物阻抗描述了生物材料的无源电特性。生物阻抗测量被用于各种应用中,例如用于诊断和监测的目的。生物阻抗测量提供了一种安全的、非侵入性的且客观的途径来评估细胞水平的结构和功能。这些应用包括呼吸描记法、组织表征、阻抗层析成像、皮肤癌检测和淋巴水肿监测。

[0004] 用于测量生物阻抗的已知构造包括单极构造(三电极构造)、双极构造和四极构造。除了更深的组织层的阻抗之外,单极和双极构造还可测量电极正下方的组织的阻抗。这两种设置均受电极阻抗的影响。单极和双极测量的灵敏度在电极的下方最高,并随着与电极的距离的增加而降低。单极测量还受到负灵敏度区域的影响。

[0005] 文献Kekonen A,Bergellin M,Eriksson J-E,Vaalasti A,Ylänen H,Viik J (2017) Bioimpedance measurement based evaluation of wound healing. *Physiol Meas* DOI:10.1088/1361-6579/aa63d6公开了应用双极方法来评估伤口愈合。

[0006] 然而,当伤口闭合且伤口床未暴露时,双极或单极方法均不能用于评估伤口愈合。

[0007] 四极方法已被用于评估人体的体液状态,并且还已被用于监测淋巴水肿治疗的有效性。

发明内容

[0008] 本发明由独立权利要求的特征限定。在从属权利要求中定义了一些具体实施例。

[0009] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于测量伤口愈合的方法,包括:通过布置在伤口的两侧的电极的第一四极结构来测量伤口阻抗;通过布置在伤口的一侧的电极的第二四极结构来测量参考阻抗;根据在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗、由控制器来确定伤口的愈合情况。

[0010] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于测量伤口愈合的装置,包括:布置在伤口的两侧以测量伤口阻抗的电极的第一四极结构;布置在伤口的一侧用于测量参考阻抗的电极的第二四极结构;以及能够根据在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗来确定伤口的愈合情况的控制器。

附图说明

- [0011] 图1A和图1B示出了根据至少一些实施例的用于测量伤口愈合的装置；
[0012] 图2示出了根据至少一些实施例的方法；和
[0013] 图3示出了根据至少一些实施例测量的伤口愈合的频率响应。

具体实施方式

[0014] 图1A和图1B示出了根据至少一些实施例的用于测量伤口愈合的装置。该装置包括布置在伤口102的两侧104、106的用于测量伤口阻抗的电极的第一四极结构,以及布置在伤口的一侧的用于测量参考阻抗的电极的第二四极结构。通过这些结构,可以基于在一定的频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗来确定伤口的愈合情况。电极的四极结构提供了可以消除源自组织表层和电极的影响,从而确定伤口的愈合情况。

[0015] 在一个实施例中,通过至少部分共享的电极来以时分方式测量伤口阻抗和参考阻抗。这样,可以避免伤口阻抗测量和参考阻抗测量之间的干扰,并且所需要的电极更少。

[0016] 电极的四极结构包括四个电极。电极的两个四极结构可以由八个或更少数目的电极(它们至少部分地由四极结构共享)来提供。电极的共享可以实现为使得四极结构在分开的时间使用一个或多个共享的电极,由此可通过时分方式执行使用四极结构的测量。

[0017] 在一个实施例中,根据一个实施例的装置包括连接至电极的控制器108。控制器可以配置为基于在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗来确定伤口的愈合情况。控制器可以是计算机、处理器、存储器件、计算机程序和/或虚拟机。在一个示例中,控制器可由计算机程序来实现,该计算机程序存储在存储器件中,并可由计算机、处理器和/或虚拟机来访问,用于执行代码以基于在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗来确定伤口的愈合情况。控制器和电极之间的连接例如可以包括电导体。

[0018] 四极结构可以遵循这样的测量原理,其中四极结构的电极连接到目标组织,例如测量对象的皮肤,以测量伤口阻抗和参考阻抗。该四极结构包括施加激励信号以引起电流在目标组织中流动的第一对电极。该四极结构还包括第二对电极,用于基于由施加到组织上的激励信号所引起的电压差来测量阻抗。激励信号可以具有已知的幅度和频率,由此可以使用扩展的欧姆定律来计算阻抗。

[0019] 因此,四极结构基本上是一个具有四个端子(电极)的两端口系统。一个端口带有两个电流馈送电极,一个端口带有两个电压感应电极。因为系统中有两个端口,所以四极结构可测量这两个端口之间的传递函数,其称为传递阻抗。因此,如果测得的阻抗例如为0欧姆,这并不意味着电导率非常高,而是两个端口之间没有信号传输。重要的是要了解,四极结构不能测量绝对电阻抗(真实阻抗)。

[0020] 布置在伤口102的一侧的用于测量参考阻抗的电极的四极结构使得可以避免或至少减小伤口对参考阻抗测量的影响,从而可以得到指示健康组织的阻抗值。

[0021] 布置在伤口102的两侧的电极的四极结构使得伤口可以被包括在由馈送激励信号的电极和用于测量电压差的电极所形成的电路中。这样,伤口阻抗可以提供用于确定伤口愈合的信息。

[0022] 伤口102通常在伤口的两端103、105之间具有细长的形式。伤口周围的组织可视为健康组织。伤口的端部可以定义为处在伤口之间的距离最大的位置处。端部103、105之间的

连线可以将伤口的不同侧区分开,以便用于四极结构的测量目的。

[0023] 伤口102可能是由对能够被生物学过程重建(例如治愈)的生物材料的伤害或外科手术所造成的。伤口可以处于生物材料的内部。内部伤口可能在皮肤之下。内部伤口的例子包括包囊伤口或内部创伤。生物材料的例子包括活组织,例如人体组织或动物组织。该组织可以是皮肤和/或皮肤下面的筋膜。在一个例子中,手术伤口通常在手术后通过缝合线闭合。手术伤口可能很深,即使皮肤已愈合,深处的筋膜仍可能处于愈合过程中。

[0024] 下面将参考图1A和图1B来对通过使用至少部分共享的电极的四极结构而测量伤口阻抗和参考阻抗进行描述。因此,用于测量伤口阻抗和参考阻抗的电极可以至少部分地相同,这是因为它们以时分方式被用于测量伤口阻抗的四极结构和用于测量参考阻抗的四极结构所使用。

[0025] 在图1A中,该装置包括位于伤口102的一侧106的电极E和F,以及位于伤口的另一侧104的电极A、B、C和D。可以通过包括布置在伤口102的两侧的电极C、D、E和F的四极结构来测量伤口阻抗。在一个示例中,可以通过电极C、D、E和F的四极结构来测量伤口阻抗,使得可以由电极C和E来馈送激励信号,而由电极D和F来测量由激励信号引起的电压差。在另一个示例中,可以通过电极C、D、E和F的四极结构来测量伤口阻抗,使得可以由电极C和D来馈送激励信号,而由电极E和F来测量由激励信号引起的电压差。在另外一个示例中,可以通过电极C、D、E和F的四极结构来测量伤口阻抗,使得可以由电极C和F来馈送激励信号,而由电极E和D来测量由激励信号引起的电压差。

[0026] 参照图1A,可以通过包括布置在伤口的一侧的电极A、B、C和D的四极结构来测量参考阻抗。在一个示例中,可以通过电极A、B、C和D的四极结构来测量参考阻抗,使得可以由电极A和C来馈送激励信号,而由电极B和D来测量由激励信号引起的电压差。

[0027] 在另一示例中,可以通过电极A、B、C和D的四极结构来测量参考阻抗,使得可以由电极A和D来馈送激励信号,而由电极C和B来测量由激励信号引起的电压差。在另外一个示例中,可以通过电极A、B、C和D的四极结构来测量参考阻抗,使得可以由电极A和B来馈送激励信号,而由电极C和D来测量由激励信号引起的电压差。

[0028] 在图1B中,该装置包括位于伤口102的一侧106的电极K和L,以及位于伤口的另一侧104的电极G、H、I和J。可以通过包括布置在伤口102的两侧的电极I、L、J和K的四极结构来测量伤口阻抗。在一个示例中,可以通过电极I、L、J和K的四极结构来测量伤口阻抗,使得可以由电极I和L来馈送激励信号,而由电极J和K来测量由激励信号引起的电压差。

[0029] 参考图1B,可以通过包括布置在伤口的一侧104的电极G、H、I和J的四极结构来测量参考阻抗。在一个示例中,可以通过电极G、H、I和J的四极结构来测量参考阻抗,使得可以由电极G和J来馈送激励信号,而由电极H和I来测量由激励信号引起的电压差。

[0030] 应当理解,转移阻抗的值由测量的灵敏度分布决定。灵敏度分布确定了组织的每个区域在多大程度上和以何种方式对抗阻信号做出贡献。灵敏度可以是正的、负的或中性的。正灵敏度区域中的电阻率的增加会增加所测得的阻抗。在负灵敏度区域,效果则相反。电极的放置会影响灵敏度分布,因此希望在所关注的区域中获得尽可能高的正灵敏度和尽可能小的负灵敏度区域。

[0031] 图2示出了根据至少一些实施例的方法。该方法可以通过结合图1A或1B所描述的装置来执行。步骤202包括通过布置在伤口的两侧的电极的第一四极结构来测量伤口阻抗。

步骤204包括通过布置在伤口的一侧的电极的第二四极结构来测量参考阻抗。步骤206包括基于在一定的频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗、由控制器来确定伤口愈合。

[0032] 在步骤202和204中,通过四极结构进行的测量可以使用具有合适的幅度和频率的激励信号,以便确定伤口的愈合。在一个示例中,激励信号是正弦激励信号,其幅度为 $0.4V_{RMS}$,频率在150Hz至40kHz之间。应当理解,幅度和频率可以根据正被测量的伤口而变化。另外,低于150Hz的频率可能会产生以下这种测量结果,其表明有一定量的细胞外液,并且电流无法通过电容性细胞膜。另一方面,高于40kHz的频率可能会产生以下这种测量结果,其中测量的阻抗反映了细胞外液和细胞内液的组合在一起的体积,这是因为细胞膜的电抗会随着频率的增加而减小。在这样高的频率下,阻抗值或者伤口阻抗与参考阻抗之间的对应关系可能会错误地指示伤口已愈合。

[0033] 在一个实施例中,频率范围包括其中第一和/或第二四极结构的激励信号引起电流沿细胞膜表面传导的频率。应当理解,频率范围优选地使得用于测量伤口阻抗的四极结构引起电流沿着细胞膜表面传导,从而可以确定伤口的愈合。因此,激发信号使得沿着组织中的细胞膜的电导率足够高,以将细胞-细胞接触的变化从所测得的阻抗响应中区分出来。至少当细胞的表面或细胞表面处的电解质开始比大量的细胞外液更好地传导、并且电流将流过细胞膜并通过细胞之间的细胞外液时,电导率才足够。在一个例子中,可以使用足够高的频率来使电流沿着细胞膜表面传导,以使离子富集在细胞膜的表面上。应当理解,细胞膜表面可以是脂肪组织细胞、结缔组织细胞、肌肉组织细胞和上皮细胞。

[0034] 应当理解,激励信号可以具有允许随着伤口的愈合进展而沿着细胞膜表面观察到改善的电流传导的频率。实际上,伤口阻抗显著地受到细胞膜的导电能力的影响。细胞膜的导电能力受到伤口中的细胞膜缺失和/或损坏的负面影响,从而在愈合开始时,伤口阻抗很高。当伤口的愈合在进行时,产生了细胞并重建细胞膜,从而提高了伤口的导电能力并降低了伤口阻抗。

[0035] 另一方面,应当理解,在频率范围的高端处的频率应该足够低,以阻止电流穿过细胞膜。

[0036] 图3示出了根据至少一些实施例所测量的伤口愈合。通过频率响应302来说明伤口的愈合情况,该频率响应302例如通过根据图2的方法来测量伤口阻抗和参考阻抗而获得。通过使用幅度为 $0.4V_{RMS}$ 、频率处于150Hz至40kHz之间的正弦激励信号来获得图3所示的频率响应。然而,应当理解,本文描述的各种实施例可以使用具有不同幅度和/或频率的激励信号来执行。频率响应以对数频率标度示出了伤口阻抗和参考阻抗之间的对应关系,分别是在术后第一天311、术后第三天313和术后第九天319。在图3中,以对数标度示出了频率响应。

[0037] 在一个实施例中,可以基于以下各项中的至少一项来确定伤口愈合的至少一个水平:a) 伤口阻抗与参考阻抗之间的对应关系,以及b) 该对应关系在至少一部分频率范围上的变化。

[0038] 根据公式(1),伤口阻抗与参考阻抗之间的对应关系可以是伤口阻抗与参考阻抗的比值:

$$[0039] \quad Z(f_n)_{ratio} [\%] = \left\{ \frac{Z(f_n)_W}{Z(f_n)_H} \right\} * 100\% \quad (1)$$

[0040] 其中, $Z(f_n)_W$ 是在频率 n 处的伤口阻抗的绝对值, $Z(f_n)_H$ 是在频率 n 处参考阻抗的绝对值, $Z(f_n)_{ratio}$ 是在频率 n 处 $Z(f_n)_W$ 与 $Z(f_n)_H$ 的百分比值。在至少一部分频率范围上的对应关系的变化可以作为 $Z(f_n)_{ratio}$ 的导数而获得。可以基于在特定频率下的 $Z(f_n)_{ratio}$ 的斜率来获得在该特定频率下的该变化的值, 以确定伤口愈合的水平。

[0041] 应该注意的是, 当伤口阻抗与参考阻抗之间的对应关系是伤口阻抗与参考阻抗的比值时, 图3中的频率响应可称为频率比率响应。

[0042] 可针对整个频率范围或该频率范围的至少一部分来确定 $Z(f_n)_{ratio}$ 的一个或多个阈值, 以确定伤口的愈合。当 $Z(f_n)_{ratio}$ 满足某一确定的阈值时, 可以确定与该阈值相对应的伤口愈合的水平。伤口愈合的水平例如可以包括“已愈合”和“未愈合”。

[0043] 作为替代或附加, 可以针对整个频率范围或该频率范围的至少一部分确定用于 $Z(f_n)_{ratio}$ 的变化的一个或多个阈值, 以确定伤口的愈合。当 $Z(f_n)_{ratio}$ 的变化满足某一确定的阈值时, 可以确定与该阈值相对应的伤口愈合的水平。

[0044] $Z(f_n)_{ratio}$ 的示例性阈值可以包括百分比, 例如图3中的130%、160%和180%。 $Z(f_n)_{ratio}$ 的变化的阈值可以在对数频率标度上针对 $Z(f_n)_{ratio}$ 的导数的不同值来定义。

[0045] 可以基于 $Z(f_n)_{ratio}$ 随时间的变化、在频率范围的高端304处的 $Z(f_n)_{ratio}$ 、在频率范围的低端304处的 $Z(f_n)_{ratio}$ 和/或频率范围的高端304处的 $Z(f_n)_{ratio}$ 和低端306处的 $Z(f_n)_{ratio}$ 之间的差值减小来确定伤口的愈合。因此, $Z(f_n)_{ratio}$ 随着伤口的愈合而变化, 由此频率响应在整个频率范围内变得均匀。

[0046] 可以基于在图3中示出的频率范围内的高端304处的 $Z(f_n)_{ratio}$ 随时间的减小而确定伤口的愈合。在该频率范围的高端处, 所测得的阻抗会显著地受到细胞膜的导电能力的影响。伤口中的细胞膜缺少和/或损坏会对细胞膜的导电能力产生负面影响, 从而在愈合开始时, 伤口阻抗 $Z(f_n)_W$ 高。当伤口的愈合在进行时, 产生了细胞并重建细胞膜, 从而提高了伤口的导电能力并降低了伤口阻抗。可以从该频率范围的高端处的频率响应来观察伤口的愈合, 在该高端处, 伤口阻抗首先高于参考阻抗, 并且随着愈合的进行, 频率响应从第一天到第九天下降。在频率的高端处, 细胞膜的导电能力要优于大量的细胞外液的导电能力, 并且电流将流过细胞膜并通过细胞之间的细胞外液。可以为 $Z(f_n)_{ratio}$ 确定一个或多个阈值, 以根据满足特定阈值的 $Z(f_n)_{ratio}$ 来确定伤口愈合的相应水平。

[0047] 在频率的低端306中, 可以基于随时间增加的 $Z(f_n)_{ratio}$ 来确定伤口的愈合。在频率的低端处, 伤口阻抗首先低于参考阻抗, 并且随着愈合的进行和肿胀减轻, 从第一天到第九天, 频率响应会增加。因此, 在频率的低端处的频率响应尤其可以指示例如淋巴水肿中的细胞外液的量。

[0048] 在中频308中, 随着愈合的进行和肿胀的减轻, 从第一天到第九天, 频率响应 $Z(f_n)_{ratio}$ 的变化减小。在中频中, 可以基于伤口阻抗与参考阻抗之间的对应关系的变化来确定伤口的愈合水平。该变化可以基于 $Z(f_n)_{ratio}$ 的导数来确定。可以基于在特定频率下的 $Z(f_n)_{ratio}$ 的斜率来获得特定频率下的变化值, 以确定伤口愈合的水平。因此, 可以基于 $Z(f_n)_{ratio}$ 的斜率来确定伤口的愈合水平。当斜率足够小时, 可以确定伤口已经愈合。

[0049] 在一个实施例中,提供了一种装置,该装置包括用于通过布置在伤口的两侧的电极的第一四极结构来测量伤口阻抗的构件,用于通过布置在伤口的一侧的电极的第二四极结构来测量参考阻抗的构件,以及用于基于在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗来确定伤口愈合的构件。

[0050] 应当理解,本文所描述的各种实施例可以通过使得其执行实施例中描述的一个或多个功能的方式来实现。合适的装置可以包括本领域技术人员已知的装置,例如控制器、计算机、处理器、存储设备、计算机程序和/或虚拟机,它们可以各种方式组合,以实现实施例中所描述的一项或多项功能。例如,计算机程序可以存储在计算机、处理器和/或虚拟机可访问的存储器件上,以用于执行代码。

[0051] 应当理解,所公开的本发明的实施例不限于本文所公开的特定结构、工艺步骤或材料,而是可以扩展至相关领域的普通技术人员可认识到的等效物。还应理解,本文采用的术语仅用于描述特定实施方案,而非限制性的。

[0052] 在整个说明书中对一个实施例或类似用语的引用意味着结合该实施例所描述的特定特征、结构或特性包括在本发明的至少一个实施例中。因此,在整个说明书中各处出现的短语“在一个实施例中”或类似用语并不一定都指同一个实施例。

[0053] 如在此使用的那样,为了方便,可以在一个列表中呈现多个项目、结构要素、组成要素和/或材料。但是,这些列表应被解释为好像列表中的每个成员都被单独标识为单独且唯一的成员。因此,如无相反的指示,仅基于它们在共同组中的出现,不能将该列表的任何单个成员解释为该同一列表的任何其他成员的事实上的等同物。另外,在此可以参考本发明的各种实施例和示例,以及用于其的各种部件的替代方案。应该理解的是,这样的实施例、示例和替代物不应被理解为彼此的实际上等同,而是应被认为是本发明的独立和自主的表示。

[0054] 此外,在一个或多个实施例中,所描述的特征、结构或特性可以任何合适的方式组合。在下面的描述中提供了许多具体细节,例如长度、宽度、形状等的例子,以提供对本发明实施例的透彻理解。然而,相关领域的技术人员将认识到,可以在没有个或多个特定细节的情况下,或者在利用其他方法、部件、材料等的情况下来实施本发明。在其他情况下,公知的结构、材料或操作未详细示出或描述,以便避免混淆本发明的各个方面。

[0055] 尽管上述示例在一个或多个特定应用中说明了本发明的原理,但是对于本领域的普通技术人员而言显而易见的是,在不背离本发明的原理和概念的前提下,可以不付出创造性劳动而对形式、使用和细节进行多种修改。因此,本发明仅由下面提出的权利要求书来限制。

[0056] 动词“包含”和“包括”在本文中作为开放式限制,其既不排除也不要求还存在未叙述的特征。除非另有明确说明,否则从属权利要求中记载的特征可以相互自由地组合。此外,应当理解,在整个文件中使用“一”或“一个”,即单数的形式并不排除多个。

[0057] 工业适用性

[0058] 本发明可用于确定伤口愈合,例如在伤口已经渗入皮肤的浅表部分(例如手术伤口)的情况下。本发明还可用于确定内部伤口的伤口愈合,例如包囊伤口或内部创伤。因此,本发明可用于伤口愈合的术后监测中。本发明还可以用于评估难以或无法通过视觉察到的伤口的及时愈合,例如被整形外科石膏所覆盖的伤口。自然地,本发明也可以用于在仅组

织的表层处伤口愈合的情况下监测伤口的愈合。

[0059] 附图标记列表

[0060] 102 伤口

[0061] 103,105 伤口的端部

[0062] 104,106 伤口的一侧

[0063] 108 控制器

[0064] A、B、C、D、E、F、G 电极

[0065] H、I、J、K、L 电极

[0066] 202、204、206 图2中的方法的步骤

[0067] 302 频率响应

[0068] 306 频率低端

[0069] 304 频率高端

[0070] 308 中频

[0071] 311、313、319 术后的某天

[0072] 引文清单

[0073] 非专利文献

[0074] Kekonen A,Bergelin M,Eriksson J-E,Vaalasti A,Ylanen H,Viik J(2017)
Bioimpedance measurement based evaluation of wound healing.Physiol Meas DOI:
10.1088/1361-6579/aa63d6.

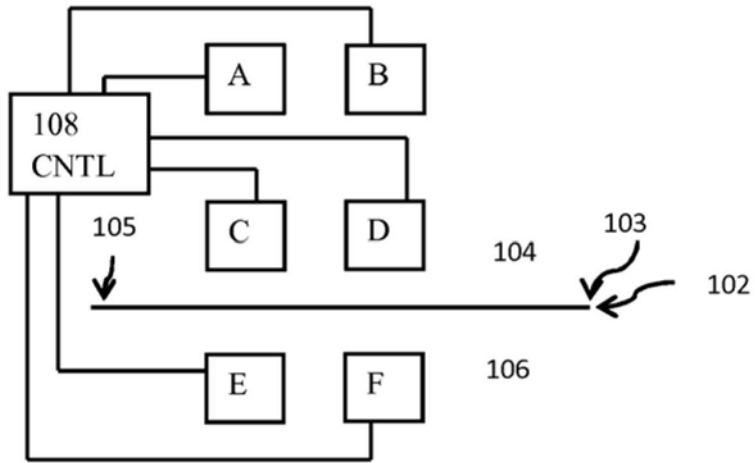


图1A

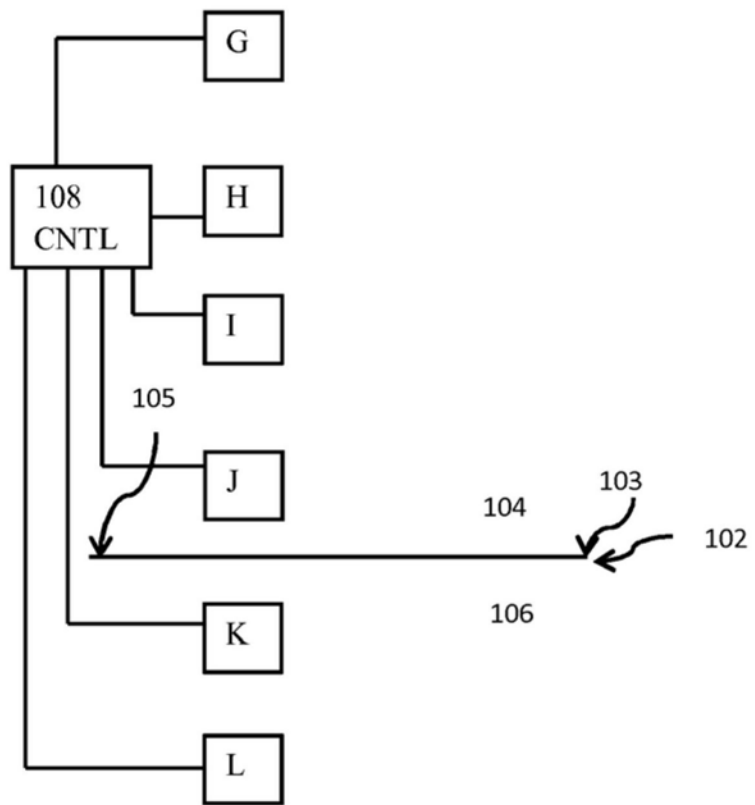


图1B

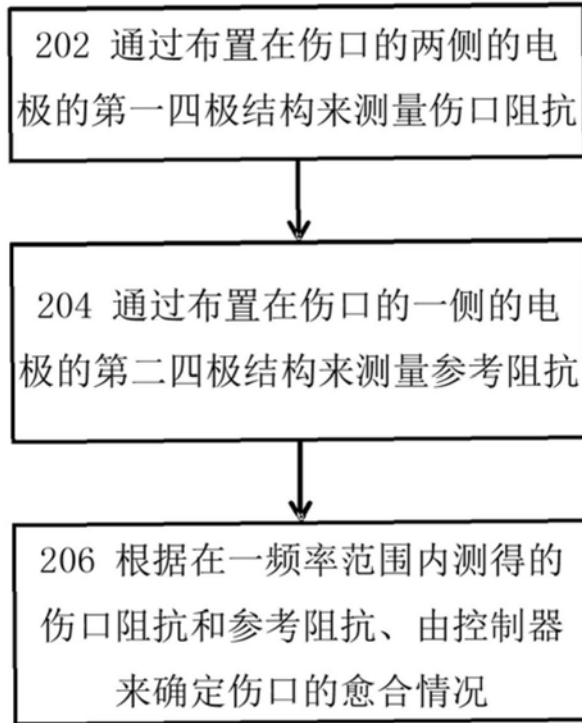


图2

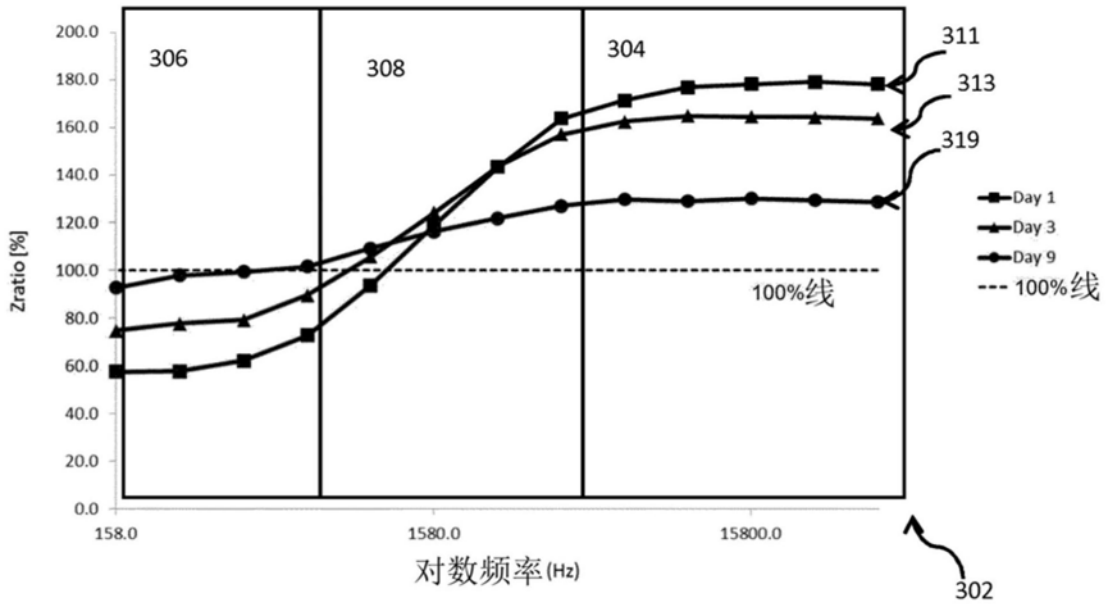


图3

专利名称(译)	测量伤口愈合		
公开(公告)号	CN110719752A	公开(公告)日	2020-01-21
申请号	CN201880035668.6	申请日	2018-05-31
发明人	阿特·柯科恩 米卡尔·伯格林 扬·埃里克·埃里克森 马克斯·约翰逊		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0531 A61B5/445 A61B2562/046 A61B5/68		
代理人(译)	刘华联		
优先权	2017173840 2017-05-31 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明的一个示例性方面，提供了一种用于测量伤口愈合的方法，包括：通过布置在伤口的两侧的电极的第一四极结构来测量伤口阻抗；通过布置在伤口的一侧的电极的第二四极结构来测量参考阻抗；根据在一定频率范围内测得的伤口阻抗和参考阻抗、由控制器来确定伤口的愈合情况。

