

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/103 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780011502.2

[43] 公开日 2009年4月15日

[11] 公开号 CN 101410056A

[22] 申请日 2007.3.29

[21] 申请号 200780011502.2

[30] 优先权

[32] 2006.3.31 [33] US [31] 60/788,455

[86] 国际申请 PCT/IB2007/051133 2007.3.29

[87] 国际公布 WO2007/113755 英 2007.10.11

[85] 进入国家阶段日期 2008.9.27

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 E·科昂-索拉尔 Y·S·史

R·巴拉孙达

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

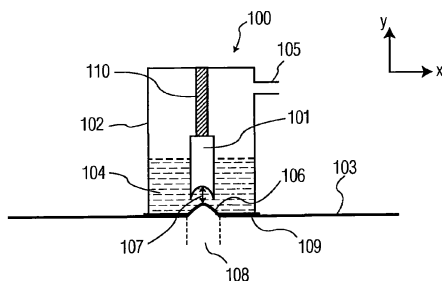
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 2 页

[54] 发明名称

根据皮肤饱满程度确定水合程度的方法和装置

[57] 摘要

公开了一种用于确定患者水合程度的方法和装置。该方法包括测量皮肤饱满程度。执行了吸力测量，其中，随时间测量超声换能器和该皮肤表面之间的距离。



1、一种装置，包括：
设置在皮肤区域上的容器；
与所述容器相连接的负压源；
换能器，设置在所述容器中并且用于发射机械波并接收所述机械波的反射；
用于接收与所述反射相对应的电信号的接收器；
处理器，用于计算所述换能器和所述皮肤区域之间随时间变化的距离，
其中，所述随时间变化的距离是代表性的皮肤饱满程度。

2、如权利要求1所述的装置，其中，所述容器和所述负压源适于升高所述皮肤区域。

3、如权利要求2所述的装置，其中，所述处理器用于从所述换能器取得多个测量值，并且对每个所述测量值计算随时间变化的距离。

4、如权利要求3所述的装置，其中，所述处理器用于将所述随时间变化的距离与相对于时间的基线距离相比较。

5、如权利要求1所述的装置，其中，所述机械波是超声波。

6、如权利要求3所述的装置，其中，来自所述换能器的所述多次计算来自身体上的多于一个位置。

7、一种方法，包括：
对皮肤区域施加负压；
向所述皮肤区域发射机械波；
接收来自所述皮肤区域的所述机械波的反射；
计算从所述换能器到所述皮肤区域随时间变化的距离；以及

确定所述身体的水合程度。

8、如权利要求 7 所述的方法，其中，所述计算步骤还包括选择从所述换能器到所述皮肤区域的初始距离；测量所述皮肤区域放松至所述初始距离的一分数所用的第一时间；测量在正常水合患者中所述皮肤区域放松至所述初始距离的所述分数所用的第二时间；并且所述确定步骤还包括比较所述第一和第二时间。

9、如权利要求 7 所述的方法，还包括在将所述机械波引入所述身体内的区域处提供多个换能器，并且所述换能器中的每个都用于发射所述机械波并接受所述反射。

10、如权利要求 7 所述的方法，还包括执行所述发射和所述接收步骤至少两次；对每个发射和接收计算从所述换能器到所述皮肤区域随时间变化的距离；以及使所述随时间变化的距离与随时间变化的基线距离相关。

11、如权利要求 10 所述的方法，其中，所述确定所述水合程度的步骤还包括计算随时间变化的平均距离，以及使所述随时间变化的平均距离与随时间变化的平均基线距离相关。

12、如权利要求 7 所述的方法，还包括在身体上的多个位置处执行所述发射和接收步骤。

13、如权利要求 12 所述的方法，还包括：对每个位置计算随时间变化的平均距离，其中，所述确定所述水合程度的步骤还包括将对每个位置的所述平均距离与对每个位置的基线距离相比较。

14、一种装置，包括：

脱水传感器，包括：

 设置在皮肤区域上的容器；

与所述容器相连接的负压源；以及多个换能器，其中的每个都用于发射机械波并接收所述机械波的反射；

用于接收与所述反射对应的电信号的接收器；以及
处理器，用于计算所述换能器和所述皮肤区域之间随时间变化的距离，其中，所述随时间变化的距离是代表性的皮肤饱满程度。

15、如权利要求 14 所述的装置，其中，所述容器和所述负压源适于升高所述皮肤区域。

16、如权利要求 15 所述的装置，其中，所述处理器用于从所述换能器取得多个测量值，并且对每个所述测量值计算随时间变化的距离。

17、如权利要求 16 所述的装置，其中，所述处理器用于将所述随时间变化的距离与相对于时间的基线距离相比较。

18、如权利要求 14 所述的装置，其中，所述机械波是超声波。

19、如权利要求 3 所述的装置，其中，来自所述换能器的所述多次计算来自身体上的多于一个位置。

根据皮肤饱满程度确定水合程度的方法和装置

人类以及许多动物依靠水而生存。水对于发生的许多生物和生化反应是必不可少的。因此在体内维持最少量的水是重要的。

水在身体和环境之间动态地交换。在正常状态下，通过如饮水、泌尿和发汗的过程在电解质浓度和体积两方面很好地维持体液。然而，液体平衡可能由于多个原因而被干扰，包括但不限于：由诸如慢性渴感减退的状况引起的水摄入不足；由疾病引起的胃肠流失；肾脏状况；皮肤流失；以及诸如血液透析的临床过程。

所有这些状况都可能导致过多的液体流失，以及伴随的脱水或液体不足。更一般地，脱水涉及水流失，伴随着或者不伴随着电解质流失，尤其是钠。只占体重很少百分比的液体流失就会引起不适以及身体机能受损。随着脱水程度增加，患者变得疲劳且急躁，并具有口干、排尿频率变小和心动过速的症状。

如果没有适当的水补给，当液体流失多于体重的9%时，液体不足可以最终发展为临床急症。该量级的液体不足可以导致器官损伤、昏迷，乃至死亡。

根据上文可以理解的是，跟随有及时和适当液体摄入的脱水的早期识别可以基本上降低严重脱水，和其潜在的严重并发症的风险。

通常，水合程度的临床评估主要基于身体检查。脱水的症状包括口干和粘膜干燥、眼窝凹陷、直立性低血压、延迟的毛细血管再填充，以及皮肤饱满程度（skin turgor）不佳。这些症状往往通过身体检查得以识别。然而，临床评估通常可能是主观的并且具有低灵敏度和特异性。

在血液和尿液样品上进行的实验室测试也被用于确定脱水状态。典型地，在脱水症状的身体评估之后执行实验室测试以生成附加信息；验证诊断；并辅助治疗。身体检查之外的这些测试的主要优点在于它们提供了客观和定量测量。然而，这些测试需要专用的实验室设备，并且通常是耗时且昂贵的。

因此，需要一种适于提供患者体内水合程度的精确测量的方法和装置，该方法和装置克服了上述缺点中的至少一些方面。

根据实例实施方式，一种装置，包括设置在皮肤区域上的容器。该装置还包括与该容器相连接的负压源。在该容器内设置换能器，其可操作发射机械波并接收该机械波的反射。该装置还包括可操作地接收与该反射相对应的电信号的接收器，以及可操作地计算该换能器和该皮肤区域之间随时间变化的距离的处理器。该随时间变化的距离是代表性的皮肤饱满程度。

根据另一实例实施方式，一种方法，包括：对皮肤区域施加负压；向该皮肤区域发射机械波；接收从该皮肤区域反射的机械波；计算从该换能器到该皮肤区域随时间变化的距离；以及确定身体的水合程度。

根据又一实例实施方式，一种装置包括脱水传感器。该脱水传感器包括：设置在皮肤区域上的容器；与该容器相连接的负压源；以及多个换能器，其中的每个可操作地发射机械波并接收该机械波的反射。该装置还包括可操作地接收与该反射相对应的电信号的接收器；以及可操作地计算该换能器和该皮肤区域之间随时间变化的距离的处理器，其中，该随时间变化的距离是代表性的皮肤饱满程度。

如这里所使用的，术语‘一’和‘一个’表示一个或多个；并且术语‘多个’表示两个或多于两个。

如这里所使用的，术语‘患者’包括人类、动物和鱼类。

当与附图一起阅读时，从以下的详细描述可以最佳理解本教导。要强调的是，不同的特征并非必需按比例画出。实际上，为使讨论清楚，可以任意增加或减小该尺寸。

图 1 是根据实例实施方式的装置的横截面视图；

图 2 是根据实例实施方式的装置的简化框图；

图 3 是根据另一实例实施方式的装置的横截面视图；

图 5 是根据实例实施方式的距离的测量值相对于时间的图形表示；

图 5 是根据另一实例实施方式的脱水传感器的顶视图。

在以下详细描述中，为了解释而不是限制的目的，阐述了公开了具体细节的实例实施方式，以便提供对本教导的透彻理解。然而，对已受益于本公开的本领域普通技术人员来说，显而易见的是，脱离这里所公开的具体细节的其他实施方式是可以预期的。而且，可以省略对公知设备、硬件、软件、固件、方法以及系统的描述，以避免使对该实例实施方式的描述不明确。但是，根据该实例实施方式，可以使用在本领域普通技术之一的范围内的这样的硬件、软件、固件、设备、方法以及系统。最后，无论实际情况怎样，相似的参考数字涉及相似的特征。

所描述的实例实施方式主要涉及 A 型扫描。A 型扫描是指一种测量技术，其中，换能器向对象表面或内部发射机械波，并且把所反射的机械波的幅度记录为时间的函数。通常，换能器位于对象表面上，并且只询问沿着该机械波传播方向的结构。随着反射波（回波）从对象或组织内的界面返回，该换能器将该机械波转换成与该回波强度成比例的电压。

图 1 是根据实例实施方式的装置 100 的横截面视图。该装置 100 包括换能器 101 和电子部件（图 1 中未显示）。说明性地，换能器 101 是超声换能器，其发射频率说明性地在大约 1.0 MHz 到大约 20.0 MHz 范围内的机械波。在特定实施方式中，该换能器是未聚焦的。或者，换能器 101 是聚焦换能器。

在说明性实施方式中，换能器 101 是以脉冲模式运行的单个元件换能器。因此，预期相对宽的带宽，宽约 25%。另外，该换能器的频率有效地相对高，以提高测量准确度。在特定实施方式中，换能器 101 适于在大约 10.0 MHz 到大约 20.0 MHz 的范围内运行。在备选实施方式中，可以实现相对低频率的换能器作为换能器 101。

换能器 101 可以是在医学应用中有效的并且是本领域技术人员已知的多种类型换能器中的一种。例如，换能器 101 可以是例如锆钛酸铅（PZT）元件的压电元件。作为另一个实例，该换能器可以是压电微机械超声换能器（piezoelectric micromachined ultrasonic transducer）（PMUT）。要强调的是，所述 PZT 和 PMUT 换能器只是说明性的，并且可预期其他换能器。

而且，为使描述简单，换能器 101 执行发射和接收这两种功能。预期的是，每个装置包括一对换能器，其中一个换能器执行发射功能，另一个

执行接收功能。对这里描述的多个换能器的实施方式可预期具有该变化，因此描述了代替每个发射/接收换能器的一对换能器。可以以不同于关于图2所清楚描述的方式使图2中的电子部件和配置具体化，以适应所述发射/接收换能器对。该电子部件/配置中的必要变化在本领域普通技术之一的范围内。

换能器101 设置在与患者的角质层103 接触的容器102 中。可以将已知的耦合材料104（例如水、空气或耦合凝胶）应用于角质层103。至少在机械波的发射位置将换能器101 浸入材料104 中。如图所示，可以通过结构110 将换能器101 连接到容器，该结构为换能器101 提供支撑，并且包括换能器101 和关于图2所描述的电子部件之间的电连接。

容器102 包括真空连接105。该真空连接可以是与已知的真空或其他负压源的连接。对容器102 施加真空，引起角质层103 的区域106 如图所示在+y 方向升高。

在实例实施方式中，容器102 是在与角质层103 接触的部分具有相对小的圆形开口108 的实体圆柱管。有益地，开口108 比管直径小，并且可以具有可调直径。容器102 具有围绕开口108 与皮肤接触的较低部分109。有利地，较低部分109 相对光滑且平坦，以确保在不泄漏耦合材料104 的情况下在整个过程中的良好接触。在其中耦合材料104 是液体的实施方式中，可以最初在将传感器放置在皮肤上之前施加微弱负压（例如，大约5 mbar），以防止耦合材料的任何泄漏。

装置100 用于测量皮肤饱满程度，皮肤饱满程度是皮肤在被升高后迅速回到其原始轮廓的倾向。如已知的那样，皮肤饱满程度越大，皮肤回到其原始轮廓越快，并且患者的水合程度越高。显著地，皮肤的真皮层作为人体的贮液（例如水）器。随着身体变得脱水，真皮层内的液体量减少。当真皮内的水/液体含量减少时，皮肤的弹性变差并且皮肤饱满程度降低。因此，所测量的皮肤饱满程度提供了脱水程度的指示。

在实例实施方式中，患者可以是人类，并且可以将装置100 包括在医学测试设备中。预期的是，装置100 被用在动物的兽医学测试中，在兽医学测试中对脱水的关注需要水合程度的度量。

操作中，启动真空，从而在+y 方向升高区域106。机械波从换能器101

发射并且从区域 106 反射回到该换能器上。这提供了区域 106 和换能器 101 之间的距离 107 的初始距离测量。在确定该初始位移之后，释放该真空，同时区域 106 在-y 方向菱陷并且最终回到其原始轮廓。在这点上，根据实例实施方式执行皮肤饱满程度测量。

在说明性实施方式中，以快速的方式释放真空，因此容器内的压力相当快地达到周围环境压力。在另一说明性实施方式中，较慢地释放真空以控制压力均衡。如将被理解的那样，必须一致地实现对区域 106 的速率的确定（并因此确定皮肤饱满程度）。同样，必须在皮肤饱满程度的基线测量和特定测量两方面一致地完成所选择的真空的释放。

在皮肤 103 的区域 106 在-y 方向运动至其原始轮廓期间，换能器 101 以周期时间间隔发射机械波脉冲。在特定实施方式中，该时间间隔的周期大约为 2.0 ms 或更少（即以大约 500 MHz 或更高的频率）。这些脉冲在角质层 103 的区域 106 处反射并且由换能器 101 接收。当区域 106 在-y 方向运动时，使用回波或反射波来确定区域 106 和换能器 101 之间的时变距离 107。

如这里更全面地描述的，将距离相对于时间的测量值与总体的基线，或患者的基线水平，或者这两者比较，并且在可接受的水合程度。如果距离相对于时间的数据低于基线，皮肤饱满程度就低于基线，并且患者正经历脱水。在实例实施方式中，根据距离相对于时间的测量曲线计算一个值用于比较。根据距离相对于时间的曲线确定该时间值，并且将所选择的时间值与其他时间值相比较。例如，在一种实施方式中，确定区域 106 行进其初始位移的 90%所需的时间。例如，将该值与在水合患者中的区域 106 行进其初始位移的 90%所需的时间相比较。根据这些比较，可以确定患者的水合程度。

在本实例实施方式中，机械波从皮肤 103 的区域 106 的表面处反射。该反射波（或回波）入射到换能器 101 上。然后通过换能器 101 将该机械波转换成电信号，并且如这里更全面地描述的那样进行处理。

简单地，通过将机械波在材料 104 中的速率乘以在从换能器发射机械波（或脉冲）和接收所反射的机械波之间的时间，来计算对于每个发射的脉冲/回波的距离值。显著地，机械波在材料 104 中的速度基本上是恒定的，

基本上与该机械波的频率和材料 104 的温度无关。因此，可以使用所估计的恒定速率来计算从换能器 101 到区域 106 的距离。

根据实例实施方式，多次测量包括测量时变距离 107。在另一实例实施方式中，在多个位置中的每个处进行一次或多次测量。为此，可以将装置 100 应用于身体上的多个位置以取得这些位置中的每个处的皮肤饱满程度测量值。取得区域 106 和换能器 101 之间相对于时间的距离 107 的测量值，并将其与总体，或患者，或两者的基线值相比较以确定皮肤饱满程度并因此确定水合程度。在每个位置处的测量方法基本上与先前所描述的相同。要注意的是，对皮肤 103 施加基本上相同的真空或负压值。Page: 10

可选择地，使用区域从松弛位置的预设位移。使用可控真空 204 改变真空压力。微处理器 203 取得位移的超声测量以通过负反馈回路主动控制可控真空 204 处的真空压力。该过程持续直到达到该预设位移为止。在实现该位移之后，释放该真空，并且进行距离相对于时间的测量。

图 2 是根据实例实施方式的装置 200 的简化示意框图。装置 200 的许多特征与结合图 1 的实例实施方式所描述的装置的特征是共同的。可以不重复这些共同的细节，以避免使对本实例实施方式的描述不明确。

将换能器 101 连接到脉冲发生器和接收器 (PGR) 201。PGR 201 发射有限持续时间的电脉冲，并以选定的周期发射至换能器 101。该电脉冲被转换成机械脉冲，其由换能器 101 发射到材料 104 中。

所发射的机械波被皮肤 106 反射，并且在换能器 101 处被接收。换能器 101 将所反射的机械波 (回波) 转换成电信号，并将其发射至 PGR 201。PGR 201 包括接收器电路、滤波器和放大器。由于在材料 104 中机械波的衰减随着频率增加而增加，当机械波具有相对高的频率时，放大器尤其有用。而且，放大器可以用于补偿由皮肤 103 中的吸收和波的漫射所消耗的机械波的功率。适当的接收器电路、滤波器电路和放大器电路是模拟信号处理领域技术人员所公知的。

装置 200 还包括数据获取模块 202。模块 202 说明性地包括寄存器或存储器，该寄存器或存储器适于存储从 PGR 202 接收的所接收信号数据。例如，模块 202 可以是对每个发射的脉冲计算所发射的机械波的飞行时间的机器。然后存储这些数据用于计算距离 107。

提供处理器/微处理器 203 以实现装置 200 的各种功能。微处理器 203 可以是例如来自 Intel 公司的 Pentium®的市场上可购买得到的微处理器，或者是另一种适合的处理器。处理器 203 任选地包括操作系统（OS）软件。处理器 203 包括应用程序代码，编写其以实现这里所描述的算法。该代码在本领域普通技术中的一个的范围内。

在实例实施方式中，处理器 203 适于实现数据采集并执行相关性算法。说明性地，数据采集包括所接收的电信号的模数（A/D）转换，以及数据的存储。说明性地，基于相关性算法确定飞行时间。

可选择地，可以通过例如本领域内已知的正负斜率、零交叉（zero crossing）技术的边缘检测来确定飞行时间。显著地，使用所选择的算法执行对于已知距离的校准序列是有利的。这确保测量的较高准确度和一致性。

要强调的是，这些算法对本领域技术人员是已知的，并且可预期用于确定飞行时间和距离测量的其他算法。

在操作中，一旦接收到来自操作人员的输入，处理器 203 就通过 PGR 202 触发脉冲的发射以开始测试。处理器 203 通过取回脉冲的飞行时间并将该时间乘以速率，及时地用算法确定所选择的点处的距离 107。处理器 203 也可以根据在同一位置的多次测量确定平均距离相对于时间的变化；或者根据从多个位置中的每个的多次测量确定平均距离相对于时间的变化。

说明性地，可以在同一位置实现根据所发射和反射的脉冲的多次测量，并且可以由此确定距离相对于时间变化的平均值。在一种特定实施方式中，使用多于五次的测量来计算平均值。

可选择地，可以在多于一个位置（例如前额、胸骨、腹部和胫骨）发射脉冲，并且对这些位置中的每个确定距离相对于时间的变化。可以进行多次测量并且计算平均距离相对于时间的变化。在一种特定实施方式中，使用在每个位置的多于五次的测量来计算对这些位置中的每个的平均值。也可以在数据获取模块 202 中存储这些平均值。

在如上所述地计算距离 107 相对于时间的变化或平均距离随时间的变化之后，处理器 203 用算法将最新测量的距离 107 相对于时间的变化或平均距离相对于时间的变化，或两者，与基线饱满程度数据相比较。该算法可以是适于使所测量的数据和可以存储在寄存器或查找表内的基线数据相

互关联的相关性算法。根据这些比较结果，可以进行水合程度的相关测量。

根据实例实施方式，可以根据在患者身上执行的多次测量来取得基线饱满程度数据。使用这些数据来编译用于对每个患者确定在特定位置处皮肤饱满程度和脱水程度之间的关系的数据库。如先前所提到的，这些测量值提供了在可接受的（如健康）水合程度处的基线水合值，然后可以使用该值来将测量值映射为患者体内的液体水合程度。可选择地或额外地，可以根据来自大批患者的数据取得基线饱满程度值。可以进一步在人口统计学方面编译这些基于总体人口的基线，从而可以将特定患者的水合程度与相似身高、体重、年龄以及其他相似标准的人们的可接受的液体水平相比较。

图 3 是根据实例实施方式的装置 300 的横截面视图。装置 300 的许多特征与结合图 1 和图 2 的实例实施方式所描述的装置的特征是共同的。可以不重复这些共同的细节，以便避免使对本实例实施方式的描述不明确。

该装置包括多个换能器 301。换能器 301 基本上与换能器 101 相同，并且可以通过多路复用器（未显示）或通过具有多个输入的 PRG 201 将换能器 301 耦合至 PRG 201。如前所述，独立地处理来自换能器的数据。

每个换能器 301 都设置在材料 104 中并且对区域 106 发射机械波。该机械波被反射，并且每个各自的换能器 301 将该回波转换成用于以所述的基本相同的方式处理的电信号。在处理器 103 执行相关性算法，将所获得的数据与基线值相比较之后，可以确定患者的水合程度。

在本实施方式中，每个换能器 301 测量各自的距离 107。如前所述，测量包括机械波的发射、反射和接收。根据所测量的每个脉冲的飞行时间，可以由处理器 203 在每个换能器位置处确定距离 107 相对于时间的变化。

任选地，可以进行多次测量，并且在处理器处编译平均拟合。此外，可以在多个位置处使用多个换能器 301，并且任选地，可以在每个位置处进行多次测量。

由于在定位区域进行多次测量，多个换能器 301 的使用提供了更高的准确度水平。通过进行多次测量可以进一步提高该准确度。

图 4 是根据实例实施方式显示了在饱满程度测量中距离相对于时间的变化的图形表示。患者的皮肤处于静息位置，该静息位置是没有施加真空

的情况下皮肤的位置。很自然地，处于静息的皮肤的位移随时间的变化保持为零。然后使皮肤（例如区域 106）产生位移量 D_0 ，并将皮肤释放以取得饱满程度测量。

曲线 401 显示了在正常或可接受的水合程度下的患者的从初始位移 D_0 随时间变化的位移。显著地，该曲线可以是患者特异性的，或者可以是基于年龄、性别和其他有用因素的总体人口复合值。

曲线 402 显示了患者的从初始位移 D_0 随时间变化的皮肤位移。例如，曲线 402 可以是脱水程度最大值或阈值水平的曲线。可选择地，曲线 402 可以不必是处于危险脱水程度的患者的数据。

该说明性的方法包括比较皮肤从初始位移 D_0 返回到该位移的预定分数所用的时间。例如，在图 4 所示的特定实施方式中，使皮肤产生位移 D_0 ，并且返回到该位移的 90%或到 $0.90 D_0$ 所用的时间。在该方式中，当皮肤返回到 $0.10 D_0$ 时，记录时间（图 4 中的 T_2 ），并且将其与在正常水合患者中返回到 $0.10 D_0$ 所需的时间（图 4 中的 T_1 ）相比较。

这些数据被存储在数据获取模块 202 中，被微处理器 203 从模块 202 中取回，并且在微处理器 203 中用算法进行比较。

图 5 是根据实例实施方式的脱水传感器 501 的顶视图。传感器 501 包括许多与结合图 1-图 4 的实例实施方式所描述的装置的特征共同的特征。可以不重复这些共同的细节，以便避免使对本实例实施方式的描述不明确。

传感器 501 包括布置在衬底 503 中的多个换能器 502。在实例实施方式中，换能器 502 基本上与前述换能器 101、303 相同。衬底 503 可以是防止换能器 502 之间的机械和电干扰的多种已知材料中的一种。Page: 16 有利地，衬底 503 是基本上保证换能器 502 和皮肤之间的均匀接触的层。衬底 503 应该基本是声学透明的（即具有和皮肤相似的声阻抗）并且相对薄。

传感器 501 适于以与结合图 3 和图 4 的实例实施方式所描述的方式相似的方式在身体区域上提供多次测量。可以通过多路复用器（未显示）或通过具有多个输入的 PRG 201 将传感器 501 中的换能器 502 耦合至 PRG 201。如前所述，独立地处理来自换能器的数据。

每个换能器 502 静止放置在例如材料 104 的用于提高换能器的耦合的材料中。机械波从区域 106 反射并且入射到各自的换能器 502 上。然后以

与前述方式基本上相同的方式执行前述皮肤饱满程度测量。

在特定实施方式中，每个换能器 502 在该区域回到其原始轮廓的时间内测量各自的距离 107。如前所述，这些测量包括机械波的发射、反射和接收。根据所测量的飞行时间，可以由处理器 203 在每个换能器位置确定随时间变化的距离 107。

传感器 501 也可以如所述地从身体上的多个位置取得测量值。而且，如前所述，可以在每个位置进行多次测量，并且计算对每个位置的平均值以取得总平均值。

可以将存储在模块 202 中的测量数据与用于确定患者体内脱水程度的基线值相比较。在实例实施方式中，可以使用来自多个位置的测量数据来确定脱水程度。而且，可以使用先前描述的平均距离测量来确定脱水程度。

考虑到本公开，要注意的是，可以在硬件和软件中实现这里所描述的各种方法和设备。而且，各种方法和参数只是通过实例被包括，并且不具有任何限制性意义。就本公开而言，只要仍然在所附权利要求的范围之内，本领域技术人员可以在确定他们自己的技术和实现这些技术所需的设备过程中实现本教导。

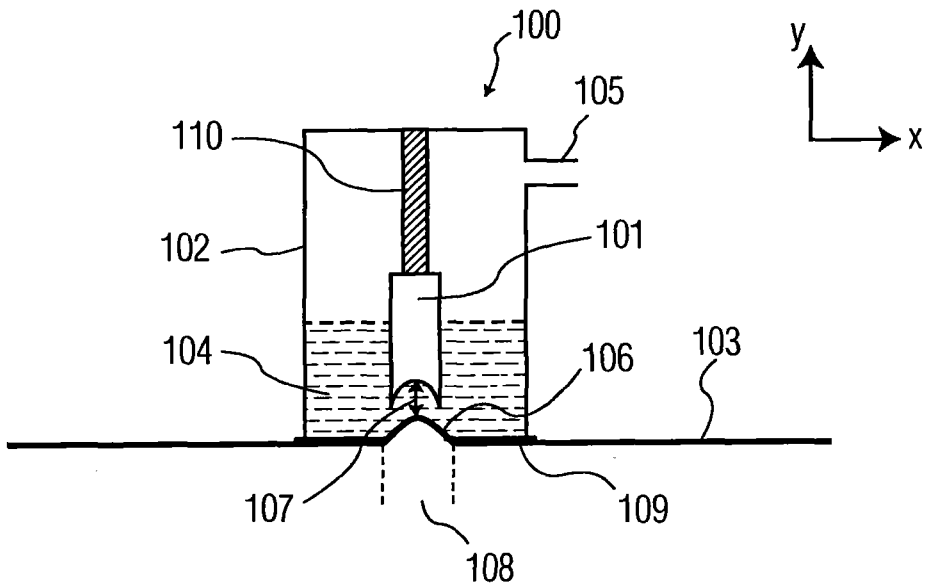


图1

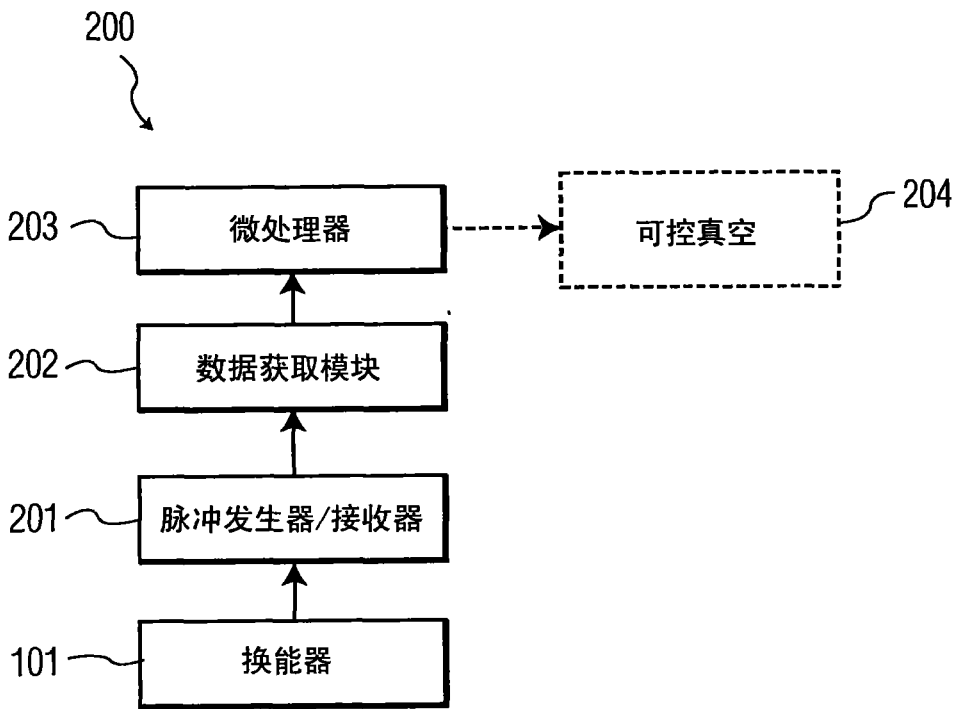


图2

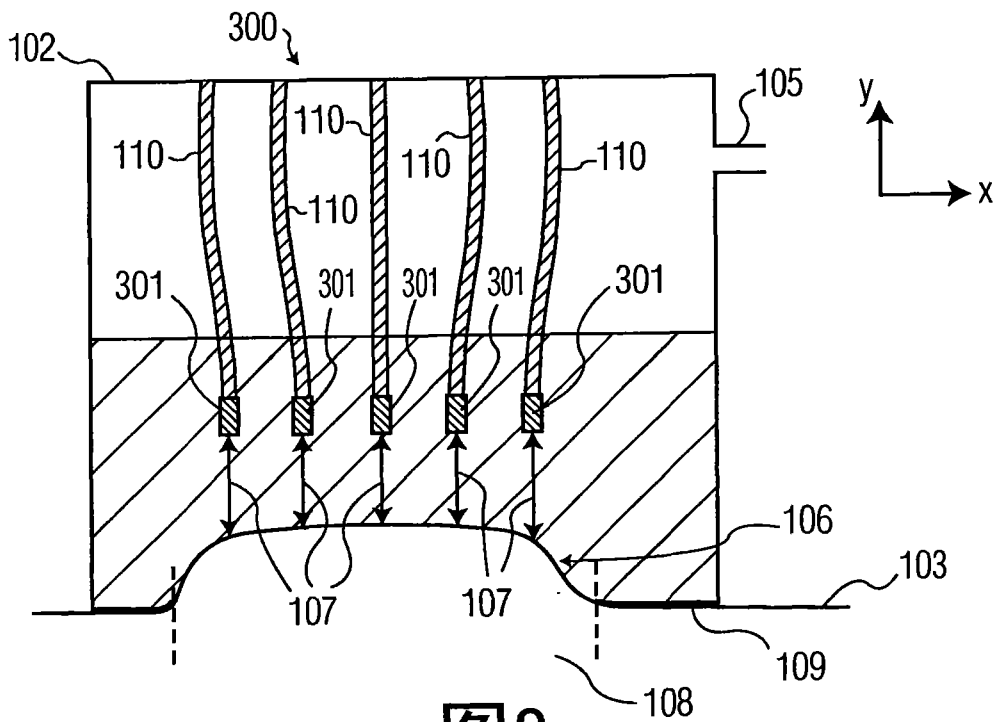


图3

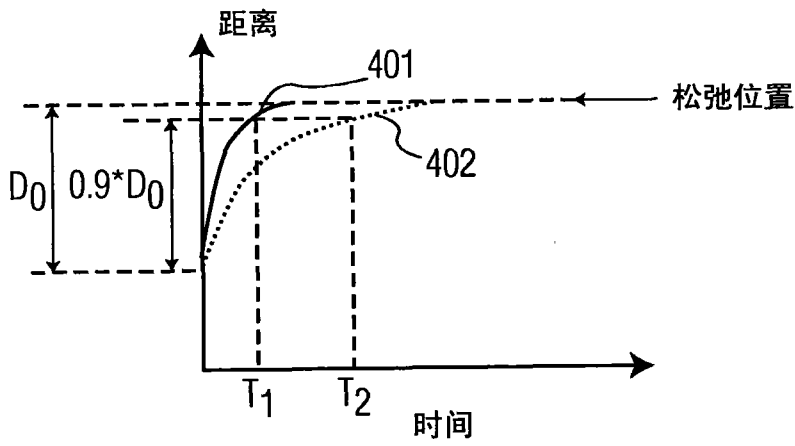


图4

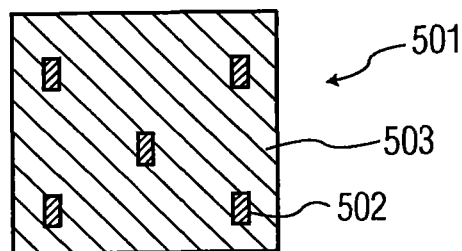


图5