

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

A61B 5/05

A61B 5/053 A61B 5/00

# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00137561. X

[43] 公开日 2001 年 8 月 22 日

[11] 公开号 CN 1308920A

[22] 申请日 2000. 12. 28 [21] 申请号 00137561. X

[30] 优先权

[32] 1999. 12. 28 [33] JP [31] 372231/1999

[71] 申请人 株式会社百利达

地址 日本东京都

[72] 发明人 镰田贡 福田好典

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所

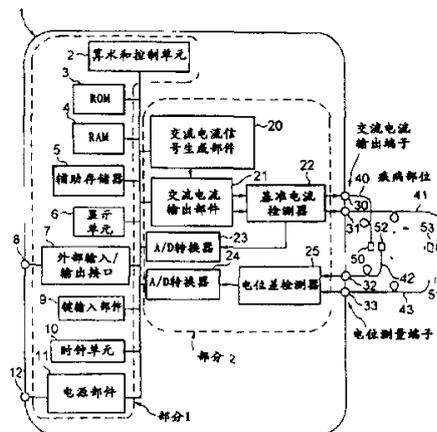
代理人 王茂华

权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图页数 7 页

[54] 发明名称 确定疾病部位恢复程度的设备

[57] 摘要

公开一种用于确定疾病部位的恢复程度的设备, 其包括: 两对电极; 一个电流源; 一个电压测量单元; 以及一个算术单元。依据本发明所述两对电极和疾病部位周围区域的皮肤接触, 并且所述电流源通过选定的一些所述电极馈送测量电流。此外, 所述电压测量单元测量另外一些选定的所述电极之间的电压, 而所述算术单元根据来自所述电压测量单元的测量数据计算表示疾病部位的恢复程度的一个参数。



ISSN 1008-4274

# 权 利 要 求 书

---

1.一种用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其包括：

两对电极；

一个电流源；

一个电压测量单元；以及

一个算术单元；其中所述两对电极和疾病部位周围区域的皮肤接触，所述电流源通过选定的一些所述电极馈送测量电流，所述电压测量单元测量另外一些选定的所述电极之间的电压，而所述算术单元根据来自所述电压测量单元的测量数据计算表示疾病部位的恢复程度的一个参数。

2.依据权利要求 1 的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中所述两对电极对各电极以疾病部位定位在它们之间的间隔排列在一条线上。

3.依据权利要求 1 或 2 的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中还包括一个显示单元并且其中所述显示单元指示所述算术单元生成的参数。

4.依据权利要求 3 的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中还包括一个存储单元和一个比较单元，其中所述存储单元存储所述算术单元生成的参数，并且其中所述比较单元把代表电流测量数据的参数和存储在所述存储单元中的代表以前的测量数据的参数或者和预定基准进行比较并输出比较结果，接着在所述显示单元上显示该比较结果。

5.依据权利要求 1 至 4 中任一权利要求的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中所述参数包括生物电阻抗。

6.依据权利要求 1 至 4 中任一权利要求的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中所述参数包括有关疾病部位周围区域的肿胀的信息。

7.依据权利要求 1 至 4 中任一权利要求的用于确定疾病部位的恢

复程度的设备，其中所述参数包括有关疾病部位周围区域中的肌肉量的信息。

8.依据权利要求 1 至 4 中任一权利要求的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中所述参数包括细胞内水份对细胞外水份的比率。

9.依据权利要求 1 至 4 中任一权利要求的用于确定疾病部位的恢复程度的设备，其中所述电流源选择性地馈送具有多种频率中的任一频率的测量电流。

## 确定疾病部位恢复程度的设备

本发明涉及一种确定人体上疾病部位恢复程度的设备。

在乳腺癌、子宫癌和其它癌外科手术经常看到称为淋巴水肿的症状。此类肿胀主要只出现在臂、腿或腋的一侧或一部分上，通常不改变颜色或无痛感。也就是说，在这种状态下某部位有一些肿胀。在淋巴水肿的初期，若患者不关注它，患者的生活不出现明显的障碍。此外，内科医生不积极地处置这种肿胀部位，经常不作任何处理。然而，随着这种症状的进展，有可能肿胀部分变大或突然发红发烫，患者对此感到不自在。

过去已经对淋巴水肿发展了几种类型的诊断和评估方法。例如，内科医生用手接触患病部位进行触诊，或者测量目标部位的周缘长度或体积的变化。替代地，已经使用具有回声效应的设备生成图象，以利用该图象对患病部位进行诊断。

另一方面，人体的肌肉由称为肌纤维的精细细胞的集合体构成。人身上的这种肌纤维的数量是在出生时天然决定，以后不再增加或减少，但每条可能变粗或变细。这种现象通常表达成“肌肉的生长或衰退”。若一个人发生骨折或腱断裂事故，则在外科手术后用石膏复盖疾病部位及其周围以防止该部位的活动。当然，患者应限制自己的体育锻炼。由于限制患者的日常活动，病人的肌肉尤其是骨骼肌会只在一个部位如一只臂或一条腿中衰退。从而在去掉石膏后患者必须得到某些康复以迅速地恢复衰退的肌纤维。

在这样的情况下现有的了解这种恢复程度的方法只是简单地测量患者该部位的肌力。

对淋巴水肿的现有诊断和评估方法主要取决于内科医生的主观判定，从而，常常不同的医生做出的判定和评估存在某些差异。此外，用医生的手接触患者的患病部位有可能造成出现疼痛甚至在术后一段

时间后，这导致患者的不适。从而，现有方法对于诊断恢复阶段的患病部位并不是优越的。

用于测量肌力以了解术后外伤部位的恢复程度的现有方法在具体化上是困难的，因为需要各种类型的测量设备而且还要求患者移动包括患病部位在内的一部分身体。

鉴于上述，本发明的一个目的是提供一种新的和改进型的设备，用于确定患者疾病部位的恢复程度，该设备可解决上面说明的现有技术中的问题。

为了达到该目的，本发明提供一种用于确定患病部位的恢复程度的设备，其包括：两对电极；一个电流源；一个电压测量单元；以及一个算术单元；其中所述两对电极和患病部位的周围区域的皮肤接触，所述电流源通过选定的一些所述电极馈送测量电流，所述电压测量单元测量另外一些选定的所述电极之间的电压，而所述算术单元根据来自所述电压测量单元的测量数据计算表示患病部位的恢复程度的一个参数。

依据本发明的一实施例两对电极对的所述各电极以患病部位定位在它们之间的间隔排列在一条线上。

依据本发明的另一实施例所述设备还包括一个显示单元并且所述显示单元指示所述算术单元生成的参数。

依据本发明的又一实施例所述设备还包括一个存储单元和一个比较单元，所述存储单元存储所述算术单元生成的参数，并且所述比较单元把代表电流测量数据的参数和存储在所述存储单元中的代表以前的测量数据的参数或代表预定的基准的参数进行比较而且输出比较结果，并接着在所述显示单元上显示该比较结果。

依据本发明的再一个实施例所述参数包括生物电阻抗。

依据本发明的又一个实施例所述参数包括有关疾病部位的周围区域的肿胀的信息。

依据本发明的又一个实施例所述参数包括有关疾病部位的周围区域中的肌肉量的信息。

依据本发明的又一个实施例所述参数包括细胞内水份和细胞外水份的比率。

依据本发明的又一个实施例所述电流源选择性地馈送具有多种频率中的任一频率的测量电流。

现参照附图更详细地说明本发明，附图是：

图 1 是一个方块图，表示依据本发明的一实施例的用于确定疾病部位的恢复程度的设备；

图 2 是一个流程图，说明利用图 1 中的设备传送的多个频率的测量过程；

图 3 示出输入到图 1 中的实施例里的屏幕的个人参数；

图 4 是组织内细胞的等效电路；

图 5 图示人体的生物电向量阻抗轨迹；

图 6 图示特征频率点与 0Hz 点和无穷频率点之间的关系；

图 7 示出在其中表示图 1 的实施例中产生的测量结果的格式；

图 8 图示图 1 的实施例中产生的阻抗变化；

图 9 图示图 1 的实施例中产生的细胞外水份量的改变以及细胞内水份和细胞外水份比率的改变；

图 10 是一个流程图，表示在本发明的另一实施例中采用单频率的测量过程；以及

图 11 是一个外形图，示出依据本发明的用于确定疾病部位的恢复程度的设备。

首先参照图 1，其中以方块图的形式完整地示出依据本发明的一实施例的用于确定人身上疾病部位的恢复程度的设备。如图 1 中所示，依据本发明的用于确定疾病部位的恢复程度的设备 1 大致分为两部分，即部分 1 和部分 2。部分 1 配置成主要执行对生物电阻抗测量、算术运算和数据的输入/输出的控制。部分 1 包括：一个算术和控制单元 2；一个 ROM3，用来存储用于设备控制和算术运算的常数和程序；一个 RAM4，用于暂时存储测量数据、算术结果以及从外部部件读出的数据和程序；一个非易失性辅助存储器 5，其允许存储、读出和更

新测量数据、算术结果及有关测量的参数；一个显示单元 6，用于表示操作信息、测量期间的条件、测量数据和算术结果；一个外部输入/输出接口 7，用于向外部部件输出参数和测量数据，以及用于从该外部部件把有关测量的参数、控制信息或控制程序读到本设备中；一个外部接口端子 8，用于把外部输入/输出接口 7 连接到该外部部件上；一个键输入部件 9，用于输入对该设备的控制命令以及被测人的个人参数；一个时钟部件 10，用来生成用于控制测量日期和时间的时间信息；一个电源部件 11，用于向该设备的每个单元提供电源；以及一个电源端子 12，用于从外部向电源部件 11 提供电源。

部分 2 配置成主要测量生物电阻抗和把其中的模拟信号转换成数字信号，部分 2 包括：一个交流信号生成部件 20，用于生一个频率由存储在 ROM3 或 RAM4 中的控制程序定义的交流电流信号；一个交流电流输出部件 21，用于向被测量的对象施加从交流信号生成部件 20 输出的其 RMS 值由在 ROM3 或 RAM4 中存储的控制程序定义的交流信号；一个基准电流检测器 22，用于检测施加到被测对象上的一个电流并且用于把它输出为基准电流检测信号；交流电流输出端子 30 和 31，它们是输出端子，用于向被测对象施加交流电流输出部件 21 通过基准电流检测器 22 施加的交流电流；一个 A/D 转换器，用于把从基准电流检测器 22 输出的模拟信号转换成数字信号；电位测量端子 32 和 33，它们是输入端子，用于输入来自被测对象的两个不同点处的电位信号；一个电位差检测器 25，用于输出电位测量端子 32 和 33 之间的电位信号的差值信号；以及一个 A/D 转换器 24，用于把为电位差检测器 25 的输出的模拟信号转换成数字信号。图 11 是一个外形图，表示整个配置成包括上面说明的所有元部件的设备 1。

接着，说明当需要通过使用设备 1 确定可能造成淋巴水肿等的患病部位的恢复程度时如何连接各电极。如图 1 中所示，电极 50、51、52 和 53 设置在一条线上从而把要测量的疾病部位定位在它们之间。更具体地，按 50、52、53、51 的外侧次序设置各电极，并且疾病部位呈现在电极 52 和 53 之间。电极 52 和 53 分别按预定距离对该疾病部

位配置。类似地电极 50 和 52 以及 53 和 51 彼此相隔。分别通过缆线 40、41 使设备 1 的交流电流输出端子 30、31 与电极 50、51 连接。类似地电位测量端子 32、33 分别通过缆线 42、43 和电极 52、53 连接。对应的端子和电极对是：30 - 50；31 - 51；32 - 52；和 33 - 53。

接着参照图 2 中示出的流程图概括地说明本发明的测量和判定过程以及操作。

当在步骤 S1 接通该设备的电源开关时，初始化该设备（步骤 S2）并同时在显示单元 6 显示几秒钟的初始屏幕（步骤 S3）。接着，在显示单元 6 上表示图 3 中示出的用于输入个人参数的屏幕以进入等待方式。然后通过键输入部件 9 输入被测人的标识号以及包括性别、身高、体重和年龄的个人参数。就此而论最好事先输入这些个人参数，并且每次输入个人标识号时读出并使用这些个人参数。然而本发明被配置成即使没有设定这些参数也可以进行测量。然而在未设定这些个人参数时，不执行后面说明的用于计算身体成分的算术运算。

当输入标识号时（步骤 S4），读出 RAM4 中存储的个人参数（步骤 S5）并且在显示单元 6 上显示确认所存储并读出的个人参数都是正确的一个屏幕（步骤 S6）。若它们是正确的该过程进入用于测量生物电阻抗的例程，然而若不正确，该过程返回步骤 4 以输入标识号（步骤 S7）。

当不论是否已设定各个人参数按测量启动键时开始生物电阻抗的测量操作。当然在开始测量之前应该已把测量电极固定在被测人身上并且已和该设备连接。

接着说明生物电阻抗的测量，根据该测量可确定疾病部位的恢复程度。

生物电阻抗的测量重复“n”次（“n”已设好），从频率  $F_i$  的频率  $F_1$  开始。

在步骤 S8 进行该第一频率的初始设定，从而“i” = 1，并且在步骤 S9 利用该值“i”设定频率  $F_i$ 。

交流信号生成部件 20 根据事先在 ROM3 中存储的一个测量控制

参数或者根据通过辅助存储器 5 或外部输入/输出接口 7 在 RAM4 中设置的该测量控制参数设定输出信号频率。来自交流信号生成部件 20 的输出信号输入到交流电流输出部件 21。交流电流输出部件 21 包括一个其电流值可随意设定的恒定电流输出电路。根据该测量控制参数设定交流电流输出部件 21 的输出电流值。通过基准电流检测器 22、交流电流输出端子 30 和 31、与各端子连接的测量缆线 40 和 41 以及用于施加测量电流的电极 50 和 51，把来自部件 21 的交流电流输出施加到被测人上。

此刻，基准电流检测器 22 检测施加到被测人的电流。通过 A/D 转换器 23 把模拟信号的检测输出变换成数字信号，并在 RAM4 中存储结果信号。同时，通过固定到被测人的电位测量电极 52 和 53 拾取电位信号。接着通过和各电极连接的测量缆线 42 和 43、与各测量缆线连接的电位测量端子 32 和 33，把信号馈送到电位差检测器 25。电位差检测器 25 进而把和对它输入的电位信号之间的差相对应的电位差信号输出到 A/D 转换器 24。A/D 转换器 24 把模拟格式下的输入的电位差信号转换成数字信号，后者意味着测量生物电阻抗（步骤 S10）。然后在 RAM4 中存储结果信号（步骤 S11）。

当完成第一频率下的生物电阻抗测量时，执行  $i=i+1$  的设置（步骤 S12）并且判定是否超过预定次数“n”（步骤 S13）。若“i”大于预定次数“n”，终止生物电阻抗的测量。但是若没有，过程返回步骤 S9 并重复生物电阻抗的测量，但在下个频率上。

接着，根据在多个频率的每个频率上的测量值计算向量阻抗轨迹以及和它相关的各参数。

如图 4 中所示，生命体的生物电阻抗典型地由细胞外液体电阻  $R_e$ 、细胞内液体电阻  $R_i$  和细胞膜电容  $C_m$  构成的集总常数等效电路表示。实际上，构成生命体的许多细胞分别由各个具有不同常数的电路代表，这些不同常数取决于细胞的形状和特征。从而，作为这些细胞的集合体的生命体中，与测量集总常数等效电路情况不同其向量阻抗轨迹并不示出半圆周，而是示出 Cole-Cole 模型下给出的圆弧。

这样，生命体的生物电阻抗通常由图 5 中示出的圆弧状轨迹表示。在图 5 中，X 轴代表阻抗的电阻分量，而 Y 轴代表阻抗的电抗分量。由于生物电阻抗的电抗分量因其电容性质示出负值，如图 6 中所示生物电阻抗的向量轨迹画在实轴的下侧。假定得到的向量阻抗轨迹是一个圆弧，则分别在频率  $F_i$  ( $i=1-n$ ) 上测量的生物电阻抗值  $Z_1$ 、 $Z_2$ … $Z_n$  在某圆周的一个圆弧上，如图 6 中所示。这里，向量阻抗平面内的实轴（横轴）和虚轴（纵轴）分别标明为 X 轴和 Y 轴。

接着，从坐标上标出的阻抗  $Z_i$  ( $i=1-n$ ) 导出按如下表达的一个相关函数：

$$(X-a)^2+(Y-b)^2=r^2 \quad (1)$$

其中“a”是圆心的 X 坐标，“b”是圆心的 Y 坐标，而“r”是圆的半径。

换言之，它是各点“n”之间的近似相关表达式。接着导出下述公式：

$$X = a \pm \sqrt{(r^2 - b^2)}$$

其中，因为  $R_o > R_{inf}$

$$R_o = a + \sqrt{(r^2 - b^2)}$$

$$R_{inf} = a - \sqrt{(r^2 - b^2)}$$

相应地，图 4 的等效电路的  $R_e$  和  $R_i$  表达为：

$$R_e = R_o$$

$$R_i = R_o \cdot R_{inf} / (R_o - R_{inf})$$

由于特征频率  $F_c$  处的阻抗向量  $Z_c$  是按其电阻或虚轴分量，即 Y 轴分量的绝对值，取最大值的点定义的，向量  $Z_c$  的 X 坐标（实轴分量）和 Y 坐标（虚轴分量）确定为：

$$X = a, Y = b - r$$

从而阻抗向量  $Z_c$  表达为：

$$Z_c = a + j(b - r)$$

根据上面说明的 Cole-Cole 模型，频率  $\omega$  处的阻抗向量表达成：

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega\tau)^\beta)$$

其中,  $Z(\omega)$ 是 $\omega$ 处的阻抗向量,  $\tau$ 和 $\beta$ 是常数。

当 $\tau=1/\omega c$ 时,

$$Z(\omega)=R_{inf}+(R_0-R_{inf})/(1+(j\omega/\omega c)^\beta)$$

其中 $\omega c=2\pi Fc$ 。

也可根据这些关系以及该圆上的数据计算  $Fc$  和 $\beta$  (步骤 S14)。

接着根据事先计算好的向量阻抗轨迹和相关的参数如  $R_0$ 、 $R_{inf}$ 、 $R_e$ 、 $R_i$ 、 $Z_c$ 、 $Fc$  等计算人体成分值, 其中包括细胞外水份量、细胞内水份量、细胞内水份和细胞外水份之比、人体总水份、非脂肪质量、人体脂肪质量和人体脂肪比 (步骤 S15)。若未设定个人参数, 如前面所述省略该处理。

把结果数据以及从时钟单元 10 馈入的日期和时间数据存储在辅助存储器 5 中 (步骤 S16)。

以图 7 中示出的格式在显示单元 6 上显示已测量和已计算出的生物电阻抗、细胞外水份量以及细胞内水份对细胞外水份的比率 (ICW/ECW) (步骤 S17)。接着从 RAM4 检索以前的测量数据和新存储的测量数据。若最初未设置个人参数, 则在显示单元 6 上只显示阻抗变化, 如图 8 中所示。

另一方面, 若设置了个人参数, 则还和当前的测量数据相结合计算细胞内水份对细胞外水份的比率 (ICW/ECW)。在显示单元 6 上以图 9 中示出图形式显示细胞外水份量的改变以及细胞内水份对细胞外水份的比率的改变 (步骤 S18)。若和以前存储的测量数据相比, 可在示出细胞外水份量的改变的图中看出明显的增加, 则在显示单元 6 上指示“肿胀”倾向。相反, 若在该图中可看出细胞外水份量的少量改变, 则在显示单元 6 上指示“满意”状况 (步骤 S19)。

乳腺癌和子宫癌外科手术后的淋巴水肿定义为由于在疾病部位周围的皮下组织中存储许多蛋白质和水份造成肿胀状态。可根据疾病部位周围的人体水份量确定淋巴水肿的程度。人体中体水的改变主要取决于细胞外水份量的改变。从而可通过测量经过人体疾病部位的生物电阻抗确定淋巴水肿的程度。现参照图 8 中的图。该图示出在乳

腺癌、子宫癌等外科手术后对经过疾病部位的生物电阻抗测量得到的随着时间的变化。该图示出这样的情况，在外科手术后立即测量的生物电阻抗较高，然而每次测量时它明显下降，而且在一段时间后生物电阻抗变成不明显减小。这意味着在外科手术一些时间后引起淋巴水肿并且程度逐渐增加，但然后淋巴水肿不再进一步增加并存在康复趋势。

这样，通过观察由本设备测量的生物电阻抗、细胞外水份量和细胞内水份对细胞外水份的比率中的变化，可以确定疾病部位的恢复程度。这可以通过例如把当前测量值与以前的测量值或者与预定基准进行对比实现。

在步骤 S20、S21 和 S23 中在显示单元 6 上显示“再次测量”、“新测量”或“结束测量”。接着通过键输入部件 9 选择想要的操作并输入数据。

再次测量意味着再次进行测量。在该情况下从固定各电极的那一点处开始测量。该过程返回到读已存储的个人参数组的步骤 S5。新测量意味着该过程返回到输入标识号的步骤 S4。这主要用于批检查。若不进行测量则结束该过程并对整个设备断电（步骤 S23）。

上面说明的实施例针对其中使用数个频率的情况。本发明还涉及另一实施例，其中在用于确定疾病部位的恢复程度的设备中生成和使用单频下的交流电流。该第二实施例的方块图和图 1 中的表示采用数个频率的方块图相同，从而被省略。然而在图 10 中示出表示其中只使用单频率的第二实施例的操作的流程图。

现参照图 10 中的流程图说明第二实施的测量过程和操作。第二实施例的初始操作和其中采用数个频率的第一实施例的初始操作相同。此外，第二实施例随后的通过键输入部件 9 输入标识号和个人参数组的操作和第一实施例相同。从而省略对步骤 S31 至 S37（这些步骤对应于上面说明的步骤 S1 至 S7）的说明。通过按测量启动键，依据第二实施例的设备开始测量。

接着根据下述过程测量生物电阻抗。根据测量控制参数通过交流

信号生成部件 20 设定单个输出信号频率。来自交流信号生成部件 20 的输出信号输入到交流电流输出部件 21。

交流电流输出部件 21 设定单个输出电流值并且输出对应的交流电流。如采用数个频率那样，通过电流检测器 22 和交流电流输出端子 30、31 把该交流电流施加到被测人上。

此刻，通过基准电流检测器 22 检测施加到被测人的电流。通过 A/D 转换器 23 把模拟信号形式下的检测到的输出转换成数字信号，并在 RAM4 中存储结果信号。把来自电位测量电极 52 和 53 的电位信号馈到电位差检测器 25 并接着到 A/D 转换器 24。A/D 转换器 24 把它转换成数字信号，后者存储在 RAM4 中。至此是测量操作（步骤 S38）。

根据结果数据计算生物电阻抗（步骤 S39）。由于在单频率下进行测量，计算出的阻抗是绝对值，而不是多频率情况中使用的向量轨迹。

在已设定个人参数组下根据该绝对阻抗值计算被测人的体水量。

该结果数据以及来自时钟单元 10 的日期和时间数据存储在辅助存储器 5 中（步骤 S40），这和上面的多频率情况相同。

在显示单元 6 上显示结果数据。此时从 RAM4 检索以前的测量数据和目前测量数据。由于是单频率下的测量，不显示细胞外水份量及细胞内水份对细胞外水份的比率。但是和多频率情况中采用那样，以图 8 中示出的图表格式下在显示单元 6 上显示生物电阻抗的变化（步骤 S41）。图中曲线的任何起伏表示该疾病部位的肿胀趋于显示单元 6 上的“恢复”或需“治疗”。

至此的一系列操作步骤用于测量，相继步骤是“再次测量”、“新测量”和“结束”步骤（步骤 S43 至 S45）中任一步骤。这些步骤和多频率情况中采用的步骤相同。

依据上面所说明的各实施例的本设备作用是根据得到的有关乳腺癌或子宫癌术后诸如淋巴水肿等的肿胀的信息确定疾病部位的恢复程度。然而，本发明不限于这样的设备，而是还可应用于根据得到的有关骨折手术后疾病部位周围的肌肉的信息确定疾病部位的恢复程度。

如上面已说明过人体的肌肉由称为肌纤维的精细细胞集合体构

成。若长期不使用肌肉，每根肌纤维变细。结果肌肉中血管的直径减小，从而血管中通过的血液量也减少。由于血液中包含许多诸如钠离子或钾离子的电离质，其特征是电流易于通过。若血液量下降，该部位的生物电阻抗当然增加。从而对生物电阻抗的持续测量使得有可能跟踪肌肉量的变化。更具体地，当对疾病部位周围区域测量到的生物电阻抗高于预定基准时可判定肌肉量减少。另一方面，当目前测出的生物电阻抗低于以前测量的阻抗时，则判定疾病部位周围的肌肉量在康复中满意地恢复。

从而，为了观察外科手术后康复中的肌肉的恢复程度，在手术后借助按图 1 配置的本设备测量疾病部位周围区域的生物电阻抗。然后在康复阶段按一定的时间间隔不断测量生物电阻抗以跟踪肌肉量的变化。根据测量数据判定康复是满意的。测量过程和显示肿胀的过程相同，从而省略对它的说明。

最后显示一些诸如“康复进展满意”或“需要更多锻炼”的报文，从而被测人了解康复效果。

从上面的说明中清楚，简单地通过在癌症外科手术后持续测量疾病部位的生物电阻抗、得出身体水份量并在图表中显示生物电阻抗的变化，可以看出肿胀状况的变化。此外避免了需要接触疾病部位，还保持更好的卫生环境并且被测人无痛感，对于内科医生进行患者肿胀状态的诊断这是很有用的。

通过配置对外部输入/输出接口 7 的连接可管理对一些人的测量数据。

在家庭中使用该设备的情况下，被测人可在没有医生的帮助下看到肿胀趋势，从而他自己容易了解康复效果。

此外，在骨折外科手术后，简单地通过持续测量疾病部位的生物电阻抗、得出身体水份量并且在图表中显示生物电阻抗的变化，可以容易地确定在对抗使用石膏的肌肉衰退的康复中肌肉的恢复。实际上难以理解的康复现在可鼓励患者，因为用图显示出肌肉量的任何改变。

在利用具有多个频率的交流电流测量生物电阻抗并且根据阻抗向

量轨迹得出细胞内水份对细胞外水份的比率时，则有可能消除康复后体温变化的误差因子，在只观察阻抗改变的情况下这是不能做到的。这允许在手术之后更准确地确定肿胀状态程度以及肌肉的恢复。

# 说明书附图

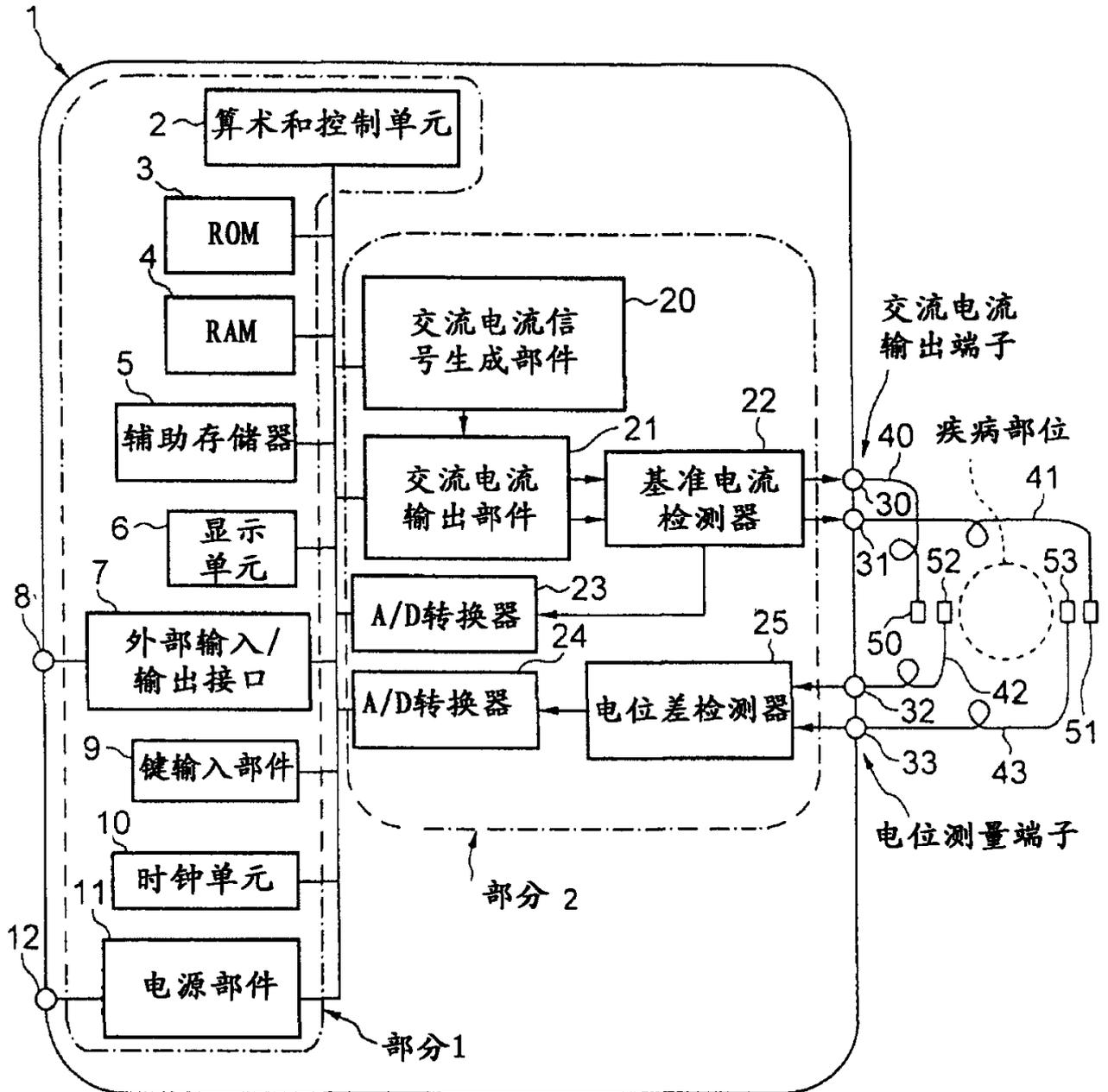


图1

图2

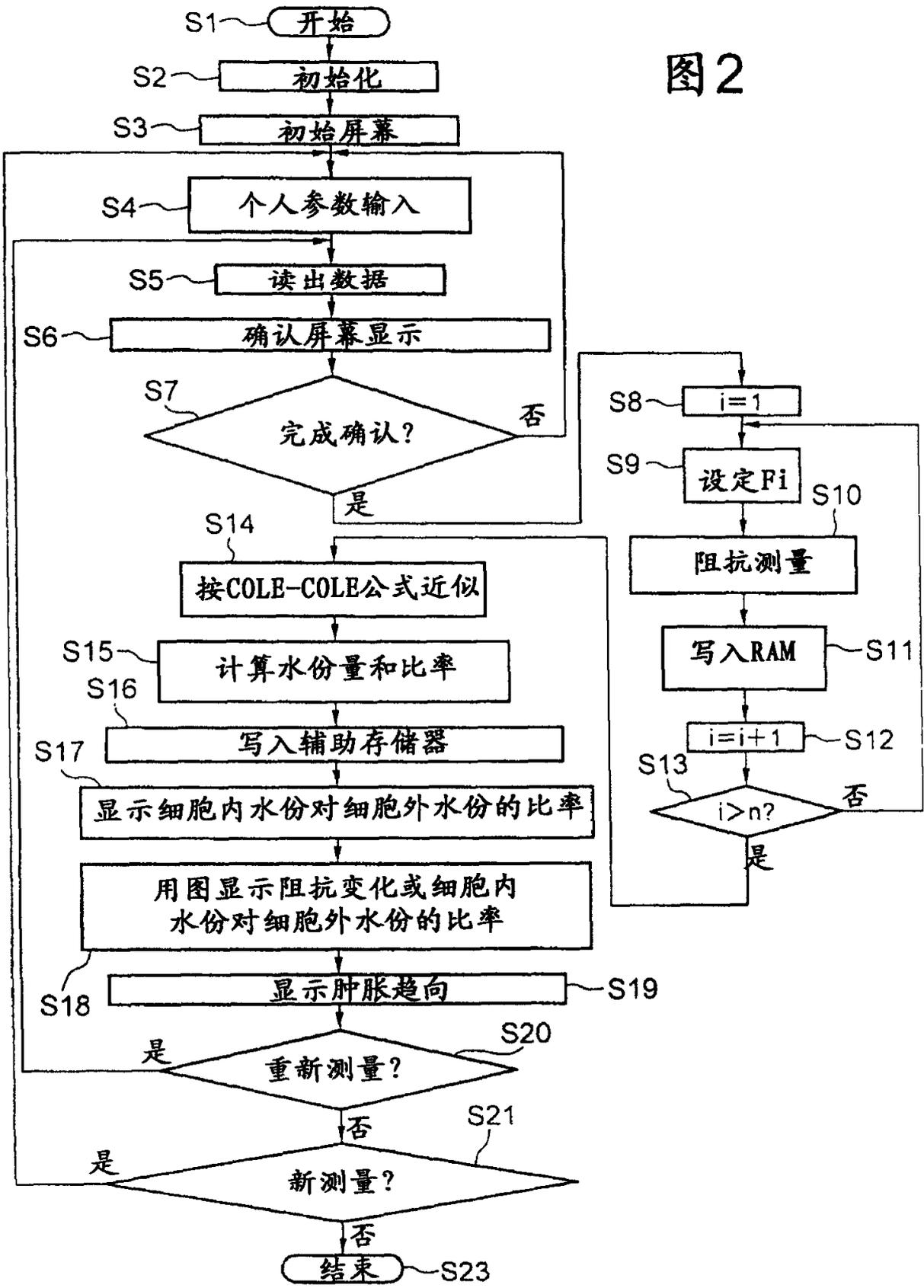


图3

参数输入	
标识号:	009876
性别:	男
年龄:	
身高:	cm
体重:	kg

图4

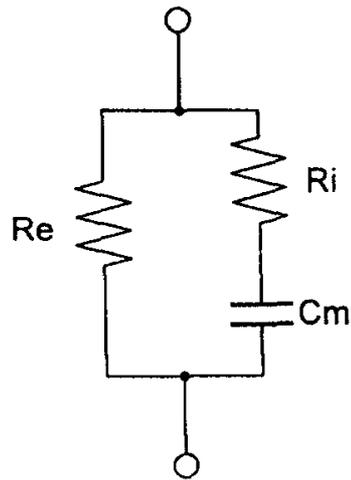


图 5

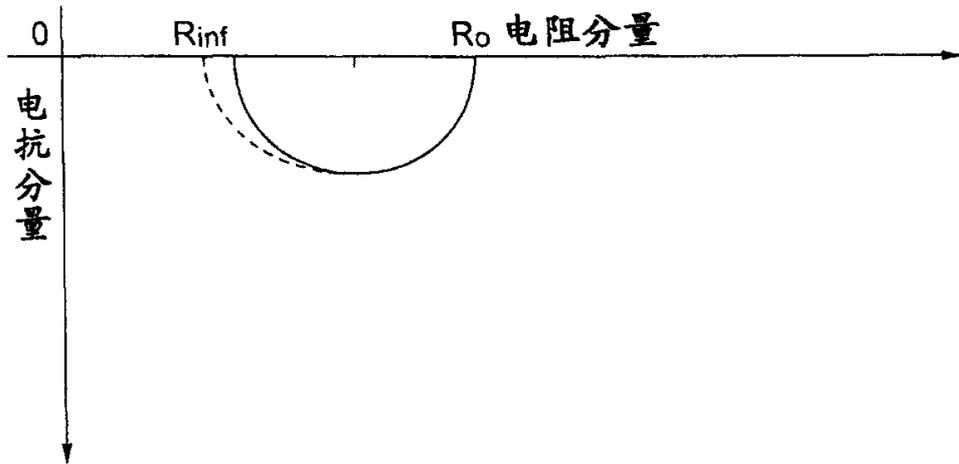


图 6

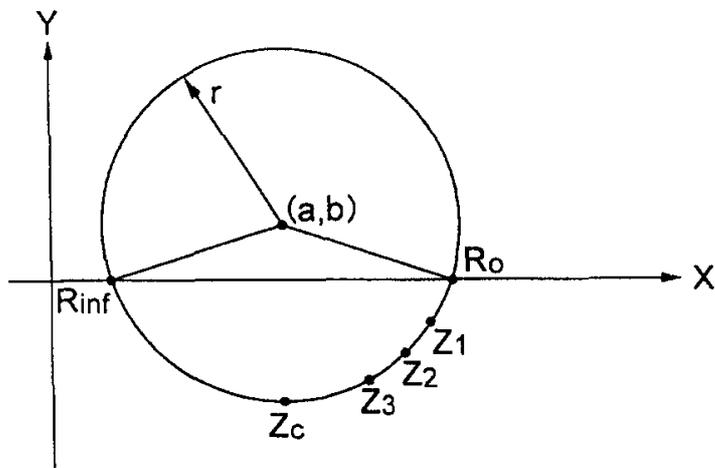


图 7

号码 ×××××
姓名 □□ □□
日期: △△ △△ 时间: ○○:○○
××××× Ω
细胞外水份 = △△△△ kg
ICW/ECW = ○○○○

图 8

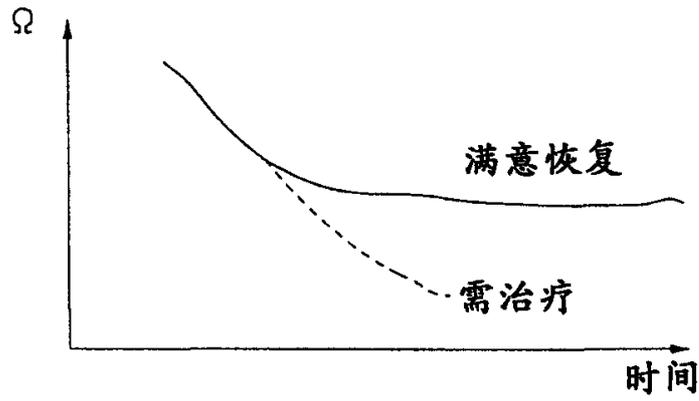


图 9

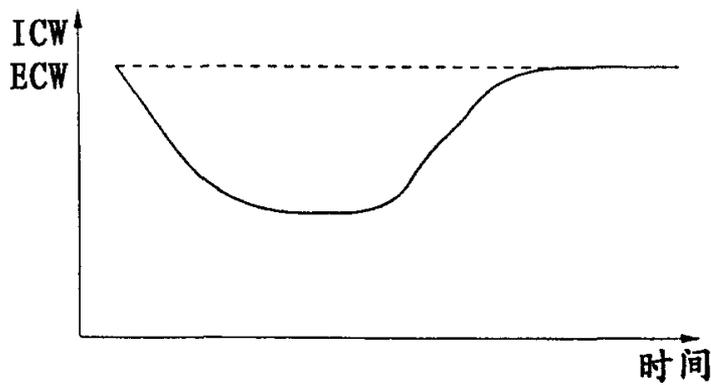


图 10

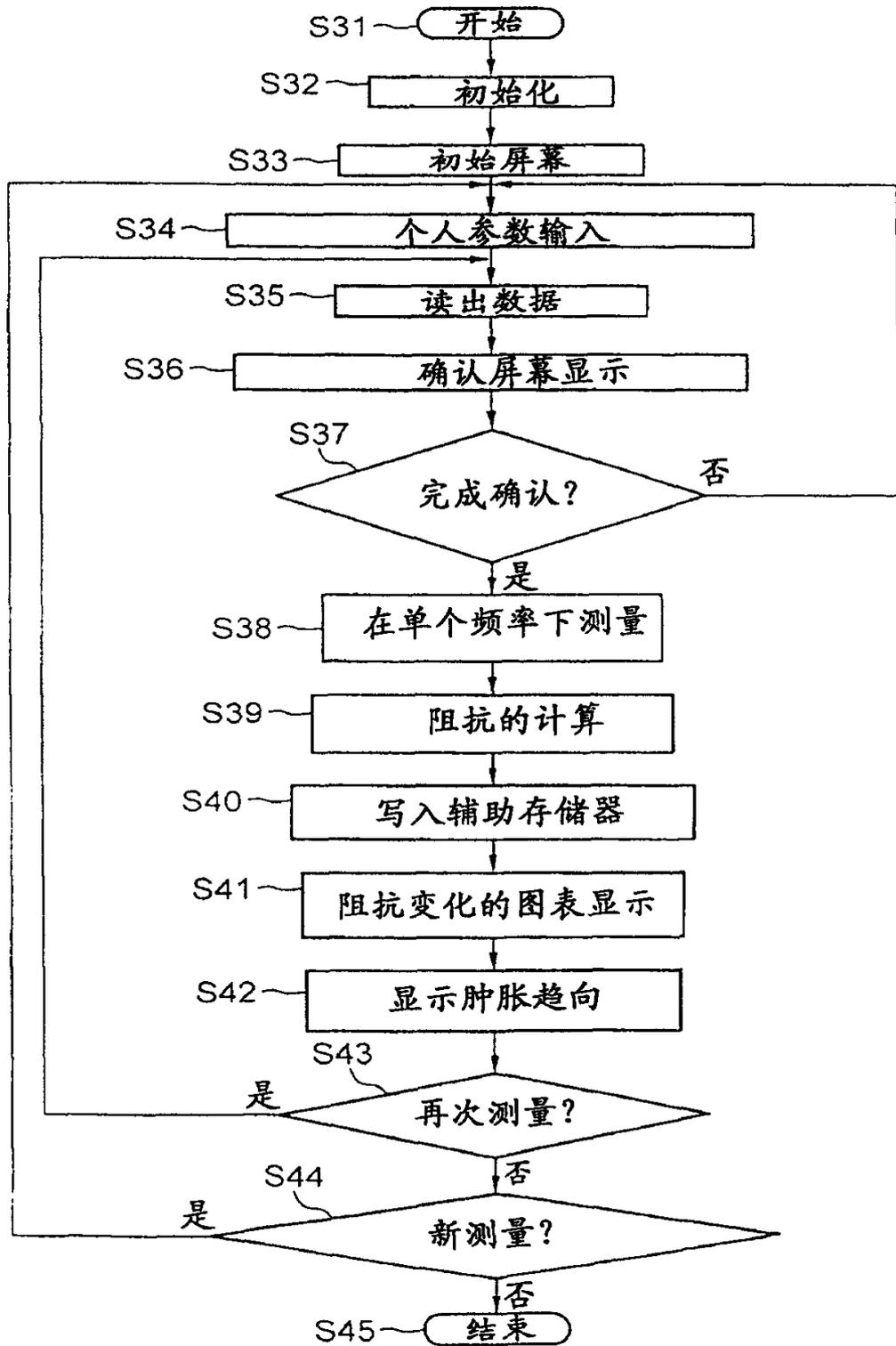
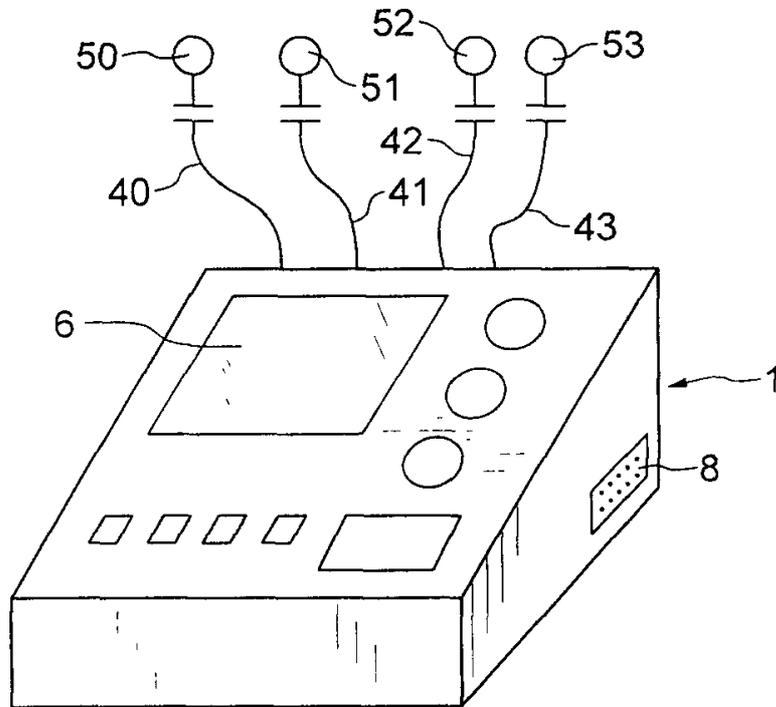


图11



专利名称(译)	确定疾病部位恢复程度的设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN1308920A</a>	公开(公告)日	2001-08-22
申请号	CN00137561.X	申请日	2000-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
[标]发明人	镰田贡 福田好典		
发明人	镰田贡 福田好典		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/053 A61B5/00 A61B5/53		
CPC分类号	A61B5/0537 A61B5/4519 A61B5/4869 A61B5/418		
代理人(译)	王茂华		
优先权	1999372231 1999-12-28 JP		
其他公开文献	CN1181788C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开一种用于确定疾病部位的恢复程度的设备,其包括:两对电极;一个电流源;一个电压测量单元;以及一个算术单元。依据本发明所述两对电极和疾病部位周围区域的皮肤接触,并且所述电流源通过选定的一些所述电极馈送测量电流。此外,所述电压测量单元测量另外一些选定的所述电极之间的电压,而所述算术单元根据来自所述电压测量单元的测量数据计算表示疾病部位的恢复程度的一个参数。

