

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G01N 11/16

G01N 11/00

G01N 33/48



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410099778.9

[43] 公开日 2005 年 12 月 14 日

[11] 公开号 CN 1707242A

[22] 申请日 2004. 12. 17

[21] 申请号 200410099778.9

[30] 优先权

[32] 2003. 12. 17 [33] DE [31] 10359438.8

[32] 2004. 2. 25 [33] DE [31] 102004009089.0

[71] 申请人 泊灵格英格尔海姆微部件有限责任公司

地址 联邦德国多蒙德

[72] 发明人 D·库罗夫斯基 C·舍恩

R·-P·彼得斯 H·巴托斯

俞 鹰

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

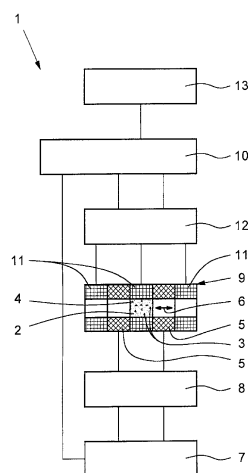
代理人 赵 辛

权利要求书 5 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 发明名称 确定粘度的方法和装置

[57] 摘要

一种确定流体粘度的方法和装置，可以这样简单准确地确定，即通过随时间变化的磁场使得在流体中的磁粒子振动，测量振动粒子的振幅和/或相位，以确定粘度或相关的量如血液的凝结或葡萄糖含量。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1、一种确定流体(2)特别是微流体的粘度或与其相关的流体(2)量或流体(2)中的微粒子(3)量的方法,其中至少流体(2)中的磁粒子(3)借助
5 非均匀磁场(6)运动,其中粒子(3)通过随时间变化的磁场(6)振动并来回运动,粒子(3)通过磁性保持或聚集在流体(2)中的空间区域,其中通过磁性测量振动的振幅和/或相位并由此确定粘度或相关量或粒子振动的阻尼。

2.如权利要求1的方法,其特征在于:随时间变化的磁场(6)呈周期地特别呈正弦形变化。

10 3.如权利要求1或2的方法,其特征在于:随时间变化的磁场(6)由一个线圈(5)或由优选在振动方向间隔的两个线圈(5)形成。

4.如权利要求3的方法,其特征在于:线圈(5)的磁场周期地特别呈正弦形优选以 90° 的相位差变化。

15 5.如权利要求3或4的方法,其特征在于:粒子(3)通过线圈(5)磁场的加倍频率振动。

6.如上述权利要求之一的方法,其特征在于:粒子(3)通过随时间变化磁场(6)的加倍频率振动。

7.如权利要求1—4之一的方法,其特征在于:粒子(3)的磁矩借助静磁场(19)在振动的方向优选在振动的运动方向定向。

20 8.如上述权利要求之一的方法,其特征在于:粒子(3)借助静磁场(19)在流体(2)的空间区域特别是测量区域和/或随时间变化的磁场(6)中聚集或保持。

9.如权利要求7或8的方法,其特征在于:静磁场(19)磁场强度比随时间变化磁场(6)的要强。

25 10.如上述权利要求之一的方法,其特征在于:粒子(3)借助抗磁屏蔽件(21)稳定在流体(2)中的空间区域中特别是测量区域中。

11.如上述权利要求之一的方法,其特征在于:为了进行测量,将流体(2)输入到含有粒子(3)的测量腔(4)中,特别是多个粒子(3)借助变化磁场(6)在流体(2)中振动。

30 12.如上述权利要求之一的方法,其特征在于:粒子(3)进行强迫振动。

13、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：其振幅最大为1mm、优选为0.5mm、特别是为0.1mm或更小。

14、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：随时间变化的磁场（6）的频率和/或振幅和/或时间变化这样被控制或调节，即使得至少在规定的时段，粒子（3）振动振幅大于最小值。

15、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：粒子（3）的振动借助传感装置（9）检测，该传感装置特别至少包括测量线圈（11）、磁阻、磁阻抗件、霍耳传感器和/或其它传感器。

16、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：振动的振幅和/或相位借助同步技术测量。

17、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：振动的振幅和/或相位根据或相对于变化磁场（6）确定。

18、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：流体（2）中具有多个粒子（3）或进行振动。

19、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：使用含有氧化铁、特别是磁铁矿或其它的铁氧体的超磁粒子（3）和/或粒子（3）。

20、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：粒子（3）的平均直径为20nm至1000 μm ，优选约为100nm至500 μm ，而特别优选约为0.5 μm 至100 μm 。

21、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：粒子（3）的比重至少基本等于流体（2）的比重或大于流体（2）的比重。

22、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：呈颗粒状、球状和/或椭圆状粒子（3）和/或粒子（3）具有特别由塑料制成的外壳。

23、如上述权利要求之一的方法，其特征在于：流体容积小于1ml，优选小于100 μl ，特别小于20 μl 。

24、一种确定粘度或与其相关的流体（2）量或流体（2）中的微粒子（3）量的装置（1），包括容纳流体（2）的测量腔（4）、产生随时间变化的非均匀磁场（6）的线圈（5），使得至少由流体（2）完全围住的磁粒子（3）在流体（2）中借助变化磁场（6）在流体（2）中振动，还包括用于磁检测粒子振动的传感装置（9）和/或测量装置（10），测量振动确定粘度的振幅

和/或相位或测量相关量或粒子振动的阻尼。

25、如权利要求 24 的装置，其特征在于：其装置（1）由试样支座（21）、微滴定板或测试条构成。

26、如权利要求 24 或 25 的装置，其特征在于：用于流体（2）的装置（1）
5 或测量腔（4）的容纳容积小于 1ml，优选小于 100 μ l，特别小于 20 μ l。

27、如权利要求 24—26 之一的装置，其特征在于：装置（1）这样构成，即使得随时间变化的磁场（6）周期地特别是呈正弦形变化和/或其粒子（3）进行强迫振动。

28、如权利要求 24—27 之一的装置，其特征在于：装置（1）具有一个线
10 圈（5）或优选在振动方向间隔的两个线圈（5），产生随时间变化的磁场（6）。

29、如权利要求 28 的装置，其特征在于：其线圈（5）由亥姆霍兹线圈构成。

30、如权利要求 24-29 之一的装置，其特征在于：装置（1）具有产生特别是相位差呈 90° 的两磁场的装置（7），特别是两振荡器或函数发生器，优选调节其振幅、相位差和/或偏移。

31、如权利要求 24—30 之一的装置，其特征在于：其装置（1）具有产生
15 静磁场（19）的线圈（20）或磁铁，使得粒子（3）的磁矩在振动的方向优选在振动的运动方向定向和/或使得粒子（3）在流体（2）的空间区域特别是测量区域中聚集或保持。

32、如权利要求 31 的装置，其特征在于：静磁场（19）磁场强度比随时间
20 变化磁场（6）的要强。

33、如权利要求 24—32 之一的装置，其特征在于：其装置（1）具有抗磁屏蔽件（21），以稳定粒子（3）特别是多个粒子（3）和/或在测量腔（4）中或在流体（2）中的空间区域聚集，优选屏蔽件（21）设置在粒子（3）或多个粒子（3）和线圈（5、20）之间。

34、如权利要求 24—33 之一的装置，其特征在于：装置（1）具有含有优
25 选粒子（3）的容纳流体（2）的测量腔（4）。

35、如权利要求 34 的装置，其特征在于：其测量腔（4）在优选呈板形的试样支座（22）中形成。

36、如权利要求 35 的装置，其特征在于：其装置（1）这样构成，即使得
30 振动横向于特别是垂直于试样支座（22）的面侧。

37、如权利要求 35 或 36 的装置，其特征在于：其产生随时间变化和/或静磁场（6、19）的线圈（5）相对于试样支座（22）侧面区域或在其区域上设置。

38、如权利要求 24—37 之一的装置，其特征在于：其装置（1）这样构成，即使得其粒子振动的振幅最大为 1mm、优选为 0.5mm、特别是为 0.1mm 或更小。

5 39、如权利要求 24—38 之一的装置，其特征在于：其装置（1）具有优选直接测量粒子振动的传感装置（9），优选其传感装置（9）至少具有测量线圈（11）、磁阻、磁阻抗件、霍耳传感器和/或光学传感器。

40、如权利要求 24—39 之一的装置，其特征在于：其装置（1）至少具有特别是在测量腔（4）中的超磁性粒子（3）。

10 41、如权利要求 24—40 之一的装置，其特征在于：其装置（1）具有磁性粒子的大小为 20nm 至 1000 μm ，优选约为 100nm 至 500 μm ，而特别优选约为 0.5 μm 至 100 μm 。

42、如权利要求 24—41 之一的装置，其特征在于：其装置（1）具有呈颗粒状、球状和/或椭圆状粒子（3）和/或磁性粒子（3），它含有氧化铁、特别是磁铁矿或其它的铁氧体。

15 43、如权利要求 24—42 之一的装置，其特征在于：其装置（1）包括具有特别由塑料制成外壳的磁粒子（3）。

44、如权利要求 24—43 之一的装置，其特征在于：其装置（1）的结构可以特别自动通过毛细力吸收作为流体（2）的血液或血浆（23）。

20 45、如权利要求 34 和 44 的装置，其特征在于：其测量腔（4）具有磁粒子或多个磁粒子（3）和凝结剂，在输入血液和血浆（23）后通过确定其粘度测量或检测其凝结性。

46、如权利要求 24—45 之一的装置，其特征在于：装置（1）的结构可以实施权利要求 1—23 之一的方法。

25 47、如权利要求 24—43 之一的装置，其特征在于：其装置（1）包括具有对葡萄糖敏感的流体（2）的测量腔（4）、磁粒子（3）以及穿过葡萄糖的隔膜（24），向装置（1）输入血液或血浆（23）或隙间液体，血液或血浆（23）或隙间液体通过隔膜（24）与对葡萄糖敏感的流体（2）进行葡萄糖置换并通过确定对葡萄糖敏感的流体（2）的粘度测量或检测在血液或血浆（23）或隙间液体
30 中的葡萄糖的含量。

48、确定粘度方法和装置(1)的应用,确定非治疗目的血液的凝结性,其中向血液中至少加入磁粒子(3)和在必要时加入凝结剂,通过权利要求1—23 之一的方法或权利要求24—45 之一的装置(1)确定粘度并由此确定血液的凝结性。

- 5 49、确定粘度方法和装置(1)的应用,确定非治疗目的对葡萄糖敏感的流体(2)中的葡萄糖浓度,其中向流体(2)中至少加入磁粒子(3),通过权利要求1—23 之一的方法或权利要求24—43 或47 之一的装置(1)确定粘度并由此确定葡萄糖浓度。

- 10 50、确定粒子(3)运动性或粒子(3)在流体(2)中运动的阻尼的方法和装置(1)的应用,确定特别是分子或原子在流体(2)中的粒子(3)上的聚集或从粒子(3)上的解离,至少磁粒子(3)添加到流体(2)中,通过权利要求1—23 之一的方法或权利要求24—47 之一的装置(1)确定流体(2)中至少一粒子(3)的运动性、阻尼和/或变化并由此确定其聚集。

确定粘度的方法和装置

5 技术领域

本发明涉及一种确定粘度或流体或在流体中的磁粒子特别是微流体的相关量的方法和装置，以及这种方法和装置的应用。

现有技术

US 3, 967, 934A 公开了确定血液凝结时间的系统和方法。具有血液的测试管上下运动，测试管内血液中的金属球借助静磁场保持在垂直位置。在测试管上下运动时，血液围绕金属球流动。在血液凝结（凝聚）时，金属球从确定的垂直位置偏移。通过这种偏移作用，光栅工作并它作为凝结时间测量。该组件费用高且特别需要运动部件。该方法不适合于微流体，即小容积的试样特别是在毫升或更小的范围下。此外，不能得到凝结曲线的信息。

15 JP 8-178823A 公开了测量粘性材料粘度的方法和装置。微小的软磁颗粒作为测量件，它通过外静磁场在粘性材料中如硅树脂或丙烯酸树脂中在一方向运动。借助例如以磁阻作用工作的传感器，检测运动磁颗粒的到达情况并测量确定粘度的运动速度和时间。对于此外只通过重力下降的测量件进行的测量时间很小，约2—5分钟。这种公知方法的缺点是，需要通过相应需要加入的磁颗粒进行多次试验，才能获得有意义的测量精度。这种方法费用高且费时。其方法不适合于微流体即小容积的试样特别是在毫升或更小的范围下。此外，不能得到凝结曲线的信息。

发明内容

25 本发明目的在于提供一种确定粘度或流体或在流体中微粒子特别是微流体的相关量的方法和装置，以及这种方法和装置的应用，可以实现简单紧凑的结构和准确确定粘度或相关的量，特别可以连续确定粘度或相关的量。

上述目的通过权利要求1的方法、权利要求24的装置或权利要求48、49、50的应用实现。有利的进一步方案是从属权利要求的主题。

30 本发明的基本构思在于，至少一磁粒子在流体中通过随时间变化的磁场振动，使得由流体完全包围的粒子独立导向在流体中自由浮动即在流体中或测量

腔中不受机械力导向，至少间接测量振动的振幅和/或相位，由此确定粘度或相关量如雷诺数和/或斯特劳赫数等。这样可以简单地准确地确定粘度或相关量，可以使得其结构简单紧凑，优选不采用机械运动的部件，能以高的精度连续确定粘度。简而言之，在这里将粒子振动相对于随时间变化（激磁）磁场的相位差称作“振动相位”。

其粘度不必直接或绝对确定。通常根据需要足够的是，只相对确定粘度或确定与粘度在功能上特别是有明确关系的或与粘度相关的量。

本发明中的概念“粘度”在狭义上理解为流体的内摩擦或流体特别是液体在变形时承受应力的可能性，而广义上“粘度”或相关量理解为特别通过成分或类似物的粘结或涨大，可能非均匀流体特性的改变，和/或理解为例如通过粒子或类似物上的原子或分子的聚集或分离，流体中粒子的流动特性特别是其大小、磁矩或运动性或粒子振动阻尼或其它特性的改变。

本发明的方法和装置可以特别用于非治疗目的确定血液和血浆的凝结性（凝聚性），确定在磁粒子上的原子或分子的聚集或分离或确定葡萄糖浓度，其中确定例如通过穿过葡萄糖的隔膜与血液相关的和与葡萄糖浓度相关的流体粘度。

附图说明

下面参照附图描述的优选实施例给出本发明的其它优点、特征和观点。其中：

图1示出了第一实施方式本发明装置的示意方块图；
图2示出了变化磁场和对磁粒子作用力的示意相位图；
图3示出了第二实施方式本发明装置的示意方块图；
图4示出了第三实施方式本发明装置的示意截面图；
图5示出了第四实施方式本发明装置的示意图。

具体实施方式

附图中相同或类似的部件采用相同的附图标记，相应或类似的特性和优点不再重复描述。

在非均匀磁场中，磁偶极子受到沿场梯度力的作用。由此，流体中的磁粒子借助非均匀磁场的作用运动。由于磁场随着时间变化，磁粒子根据需要进行振动。本发明的方法和装置基于这种原理。

根据本发明,至少要间接测量粒子的振幅和/或振动相位,这取决于粒子振动的衰减并由此表示粘度的大小或流体和/或粒子的其它特性。对此,在上述广义上根据振幅和/或相位确定粘度或与其相关的流体或粒子的尺寸。

其粘度不必直接或绝对确定或表示。通常这足以相对确定粘度或确定与粘度在功能特别是明确关系上的或与粘度相关的量。

图1示出了根据第一实施方式本发明装置的示意图,用于确定粘度或与其相关的流体2的量。

流体2优选是液体,特别是用于生物或化学分析或检验的液体。

要测量流体的体积很小、优选只在 μl 范围。特别是所谓的微流体。

10 流体2至少含有磁粒子3特别是多个磁粒子3。随后所描述的为多个磁粒子3。即使在流体2中只有一个粒子3,也适合于所有相关的实施方式。

优选磁粒子3只加入到所需的流体2测量体积中或一定的空间范围中或局部测量范围中,这样,所需的磁粒子3的量较少,而且粒子3可以分布在整个流体2中。

15 粒子3优选含有氧化铁、特别是磁铁矿或其它的铁氧体。粒子3也可以含有其它适合的磁材料。

粒子3优选是超永磁性的。这意味着它们具有对应于铁磁体的磁化曲线,而没有剩磁。

原则上也可以使用其它磁的特别是永磁的或铁磁粒子3。

20 磁粒子3优选具有特别由塑料制成的外壳。

粒子3优选至少基本呈颗粒状、球状和/或椭圆状。

其粒子3优选至少基本呈球状时,粒子3的平均直径优选为20nm至1000 μm ,特别约为100nm至500 μm ,而特别优选约为0.5 μm 至100 μm 。

优选粒子3至少具有相同的形状和/或尺寸或相同的平均直径。

25 粒子3即在没有磁导向时自由浮动在流体2中。粒子3的比重优选至少基本等于流体2的比重或优选大于流体2的比重。流体2始终完全包围粒子3,至少包围与测量相关的粒子3。

30 装置1包括容纳流体2和粒子3的测量腔4。该装置1还至少具有电磁线圈5,在所示实施例中两个线圈5,用于在测量腔4中或在测量区域产生随时间变化的磁场6。特别是测量腔4设置在间隔线圈5之间和/或由其围住。

在所示实施例中，给两线圈 5 配置特别具有优选调节振幅、频率、相位和/或偏差的两振荡器或函数发生器的控制装置 7 且必要时配置在它们之间转换的放大器 8，从而借助线圈 5 产生周期性的优选正弦形的相位差为 90° 的磁场。

由线圈 5 产生的磁场叠加成随时间改变的对粒子 3 产生作用的非均匀磁场 6 优选是交变磁场。借助随时间变化的磁场 6，使得粒子 3 振动即来回的移动。

其装置 1 优选这样构成或这样控制产生磁场 6 的线圈或线圈 5，使得粒子 3 进行被动的优选至少基本为正弦形的振动。

该装置 1 包括传感装置 9 和测量装置 10，以检测粒子 3 在流体 2 中运动即振动并测量该振动的振幅和/或相位。

10 在所示的实施例中，其传感装置 9 至少具有一测量线圈 11 特别是多个线圈 11。特别是共设置三个测量线圈 11，它们优选成对地设置在线圈 5 的相对端并相反卷绕，用于补偿由线圈 5 产生的磁场，由此，较容易检测或测量粒子 3 的振动。

在所示实施例中，中间的测量线圈 11 用于两线圈对即在图 1 中既用于右线圈对又用于左线圈对。这样节省了第四测量线圈 11。但原则上也可以设置第四测量线圈 11，以形成两独立的测量线圈对。

在借助线圈 11 测量振动时，特别是测量感应电压，它取决于粒子 3 的频率、振幅和磁矩。

如图 1 所示，测量线圈 11 的信号直接或根据需要经前置放大器 12 输送到 20 测量装置 10。该前置放大器 12 例如可以用于进行测量线圈 11 的电补偿和/或阻抗匹配等。

该测量装置 10 检测或测量粒子 3 在流体 2 中振动的振幅和/或相位。特别是为了确定相位、准确地说相对于对粒子 3 作用的激励场或磁场 6 的相位移动，控制装置 7 根据需要将同步或参考信号传递到测量装置 10，如通过图 1 所示实 25 施例中的相应线路表示。

测量装置 10 特别根据所谓的同步方法工作且优选具有所谓的同步放大器。

可以替换或补充优选的同步方法，其测量装置 10 也能以其它的方式测量粒子 3 在流体 2 中振动的振幅和/或相位。

例如根据相应的校准可以绝对测量振幅，但也可以相对测量，例如测量时 30 间曲线或随时间变化的振幅。该时间曲线表示例如在血液作为流体 2 凝固时凝

固进展的程度。

粒子振动的振幅和相位取决于阻尼并由此取决于粘度。根据所测量的振幅和/或相位，确定粘度和/或流体 2 和/或粒子 3 的相关量。这特别借助评估装置 13 特别是计算机或类似装置实现。

- 5 粘度或相关的量优选可以被显示和/或通过未示出的接口输出，例如进行进一步处理。

- 其传感装置 9 可以补充或替代地具有其它磁和/或电传感器，以替代测量线圈 11，检测粒子 3 振动。例如可以使用 GMR（大型磁阻）、TMR（隧道式磁阻）、AMR（各向异性磁阻）或磁阻、磁阻抗件、霍耳传感器或类似件作为传
10 感器。特别是根据磁效应、作用或特性检测粒子 3 的振动。例如对于所谓的 XMR—传感器、如 GMR—传感器或对于霍耳传感器，通过测量泄漏磁场可以确定振动振幅。但传感器必要时还可以通过声、电容或感应工作。

 在第一实施例中，两线圈 5 优选分别产生周期性的特别至少基本为正弦形磁场，它们通过控制装置 7 的作用优选产生相位移动，特别是相位差为 90° 。

- 15 图 2 的示意图给出了两线圈 5 之间中点的粗略近似，即示出了由线圈 5 产生的两磁场的时间曲线，它们由线 14 和 15 通过由值为 1 标准下的振幅表示。

 两线圈 5 产生的两磁场 5 叠加成对粒子 3 作用的随时间变化的非均匀磁场 6，它由图 2 中的线 16 表示。

- 20 应注意到，至少是超永磁性的粒子 3 始终受到与极化即空间场梯度方向无关的强磁场方向力的作用。这可以这样解释，至少超永磁性粒子 3 的磁矩始终这样对着磁场 6 的方向，使得它们朝着产生磁场 6 的（强）线圈 5 牵引。

- 图 2 中的线 17 表示两线圈 5 之间磁场 6 的空间泄漏，其中粒子 3 的位置改变由于其振动作用即由于振动振幅很小可以忽略。两曲线 16 和 17 的倍乘（Multiplikation）得到线 18，它表示用于由磁场 6 产生的对粒子 3 作用力的大
25 小。对此，要注意，作用于粒子 3 力的过程具有加倍的磁场 6 频率。相应地，在第一实施方式中，粒子 3 以加倍的激磁频率振动。

- 由于根据随时间变化或改变磁场 6 的粒子 3 的加倍振动频率的作用，特别是在优选同步方法中，特别由（不同）磁化率产生的干扰信号至少连续被遮没，这是由于该干扰信号不呈现加倍频率，而只呈现激磁频率。所产生的粒子 3 振
30 动信号和基于粒子磁化率的信号作为测量装置 10 的测量信号，特别是评估加倍

激磁的同步方法的测量信号。

由此，粒子振幅和/或相位的测量（测量信号 $\propto$ 振幅·频率/粒子振动距离⁴）简单呈比例。其结果表示在流体 2 中粒子振动阻尼和所述意义下的量。在相应测量下和/或同时进行的比较测量中，相应根据振幅或相位确定出于解释意义的粘度和/或流体 2 或粒子 3 的相关量。

在第一实施方式中，基本只有磁场 6 产生的交变场作用在磁粒子 3 上。这特别是这样实现，磁粒子 3 在流体 2 足够均匀和/或在相关的测量区域足够集中和/或粒子 3 通过在测量区域磁场 6 的非均匀性足够大而被集中或保持。

相反的是如果特别的静磁场作用于粒子 3，例如为了在测量区域集中和/或确定磁矩的方向，影响且必要时确定粒子的磁矩，使得不会根据随时间变化改变的磁场 6 产生在第一实施方式中所述的粒子 3 振动的加倍频率，因为磁矩不相对于磁场 6 自由定向。

图 3 示出了本发明装置 1 的第二实施方式。下面，只描述与第一实施方式的不同点。其它方面的优点和特征相同或至少相类似。

只设置一个产生随时间变化磁场 6 的线圈 5。

但也可以设置两个线圈 5，它们优选由反极性并联的亥姆霍兹线圈 5 构成。这些线圈优选反向绕制，使得在正弦激磁时线圈 5 的北极或南极彼此定向。为了产生随时间变化的磁场 6，由于反向绕制的线圈 5 的作用只有一个振荡器或函数发生器即可。

对于该第二实施方式，粒子振动检测通过测量线圈 11 实现。它们优选相互补偿，使得线圈 5 的磁场 6 在理想情况下在测量装置 10 中特别是其同步放大器或类似装置不产生信号。

在该第二实施方式中，优选只设置一个或两个测量线圈 11。为了补偿交变场 6，测量线圈 11 优选对称于线圈 5 设置，其中测量线圈 11 径向围住测量腔 4。

在测量线圈 11 或所示两测量线圈 11 的位置还可以设置用于检测粒子振动的其它传感器。

为了补充或替换前置放大器 12，可以连接在测量回路中负反馈的交变场阻抗电桥，以提高测量灵敏度。

在第二实施方式中，给线圈 5 的非均匀交变磁场 6 优选叠加一不随时间变化的强磁场 19。该磁场 19 或者通过电磁铁如图 3 所示的通过只具有一圈或多

圈的线圈 20 形成或者通过未示出的永久磁铁或环形磁铁形成。

该强磁场 19 处于最强线圈 20 的面上并在该面上或线圈 20 区域或替换附加使用磁铁区域聚集粒子 3。为了避免粒子 3 通过线圈 20 并有可能通过线圈 5 从测量腔 4 的中部被向外拉到测量腔 4 壁上，测量腔 4 设置一抗磁屏蔽件 21，它
5 设置在粒子 3 和线圈 5，20 之间。

在所实施例中，该屏蔽件 21 特别呈空筒形。它必要时完全围住测量腔 4。需要时该抗磁屏蔽件 21 也可以直接由测量腔 4 的壁形成或形成测量腔 4。

该抗磁屏蔽件 21 使得粒子 3 在接近时受到排斥力即由屏蔽件 21 排斥。这样可以使得粒子 3 聚集或保持在平衡位置且此外以上述的方式在所实施例中
10 沿双向箭头 6 强迫振动。该装置 1 还具有使得粒子 3 特别通过磁性聚集或保持在空间区域优选测量腔 4 内的局部测量区域的措施。该措施在需要时通过磁场 6 实现，也可能采用其它方式实现，这样特别根据测量位置至少调节或控制粒子 3，使得粒子 3 或多个粒子 3 至少在进行足够测量的时段保持在局部区域优选保持在测量区域。

15 由于磁场 19 的作用，即在非均匀磁场 19 的方向确定了腔中粒子 3 磁矩的方向。弱交变磁场 6 由此只产生相同频率的粒子 3 的振动。在这里不会出现第一实施方式中的频率加倍。

特别通过磁化率作用产生的干扰信号通过磁场 6 的简单激磁调节。由于粒子 3 以相同的频率振动，粒子 3 的振动可以主要只或最简单地通过根据激磁频率的相位差检测。
20

抗磁屏蔽件 21 同样优选可以用于第一实施方式中，但处于简化目的未描述。

图 4 示出了本发明装置 1 第三实施方式的示意垂直截面图。下面，只描述与第一和/或第二实施方式的不同点。其它方面的优点、特征和技术上可能的方式相同或至少相类似。
25

在第三实施方式中，测量腔 4 在优选呈板形的试样支座 22 上形成。该试样支座 22 优选由塑料制成，在其上形成相应的空穴。例如这与试验条等有关，它特别用于化学和/或生物诊断或微流体检验。

该测量腔 4 优选在垂直于试样支座 22 板面的主延伸方向形成。线圈 5 的轴
30 线和随时间变化的磁场 6 优选与测量腔 4 的方向相同，即垂直于试样支座 22 的

板面。

磁粒子 3 的振动优选至少基本在垂直于试样支座 22 的板面或面侧上进行。

装置 1 或试样支座 22 优选这样构成, 即使得血浆或血液 23 或隙间液体优选自动通过毛细力吸收。

- 5 根据未示出的变型, 血液或血浆 23 可以直接作为流体 2 并例如直接输入测量腔 4。在这种情况下, 测量腔 4 优选具有磁粒子 3 和特别是凝结剂。

在导入血液或血浆后, 磁粒子 3 特别通过磁场分布在血液或血浆 23 中和/或特别通过线圈 20 的静磁场 19 聚集在测量区域, 还可以通过粒子 3 的振动实现未示出的凝结剂与血液或血浆 23 的混均或混合。

- 10 如上所述, 特别根据第一或第二实施方式确定粘度或相关的大小并特别表示在测量腔 4 中血液或血浆凝结(凝聚)的量。该变型的装置 1 可以直接测量或确定血液或血浆 23 的凝聚性。

- 在图 4 的实施例中, 装置 1 或试样体 22 还具有可以穿过葡萄糖的隔膜 24。特别该装置 1 在必要时还可以承接隙间液体以替代血液或血浆 23。流体 2 对葡萄糖较敏感即流体 2 的粘度根据葡萄糖的含量改变。例如, 流体 2 含有高分子糊精、伴刀豆球蛋白作为葡萄糖、变性剂和/或其它糖分子的亲和感受剂。
- 15 经隔膜 24 与血液或血浆 23 或隙间液体进行葡萄糖交换的流体 2 例如借助未示出的泵或装置泵入测量腔 4 或通过测量腔 4 且经隔膜 24 循环。

- 特别根据第一或第二实施方式, 在测量腔 4 中确定粘度或相关流体 2 的量并由此确定葡萄糖含量。
- 20 根据需要, 在测量磁粒子 3 振动振幅和/或相位时, 继续输入或循环对葡萄糖敏感的流体。在流体 2 相同或至少基本均匀恒定地流过测量腔 4 时, 根据需要只启用线圈 5, 产生随时间变化的磁场 6, 使得磁粒子 3 通过流动和作用在其上力的叠加在测量腔 4 或所希望的测量区域振动, 从而确定粘度和葡萄糖含量。

- 25 图 5 示出了本发明装置 1 的第四实施方式示意图。下面, 只描述与上述实施方式的不同点。其它方面的优点和特征相同或至少相类似。

产生随时间变化磁场 6 的线圈 5 围住端部区域或与测量腔 4 的端部相接。

为了将变化磁场 6 与不随时间变化的强磁场 19 叠加还设置线圈 20。

- 此外, 静磁场 19 优选在中部区域和/或线圈 5 之间形成, 形成粒子 3 的非均匀性或下降, 使得它们在该区域聚集或保持。增加的线圈 20 在轴向以很小的
- 30

结构形成并在必要时只通过一圈构成。由线圈 20 产生的磁场 19 足以使得粒子 3 被拉入其线圈面。

变化的磁场 6 使得粒子 3 相对所谓的初始位置或静止位置振动。

在第四实施方式中，抗磁屏蔽件 21 直接由测量腔 4 的壁形成。

- 5 在第四实施方式中，替代测量线圈 11 的传感装置 9 具有 GMR 26 作为传感器，检测粒子的振动。特别是只采用一个传感器或 GMR 26，以检测粒子的振动，因为其电阻或测量信号明显随着粒子 3 距 GMR 26 的距离改变并由此根据可控制的粒子振动改变。而后以上述实施方式或以其它适合的方式进行评估。

- 10 根据一优选实施变型，装置 1 至少在局部或在谐振频率下控制粒子 3。这样，在相对小的功率消耗下获得相对大的粒子 3 振幅，这可以更准确地测量振幅和/或相位。

根据特别优选的实施变型，变化磁场 6 的频率被持久地改变和/或控制或调节到谐振频率或一具有粒子 3 的最小振幅或最大振幅的频率。

- 15 通过改变其变化磁场 6 的频率，至少相对确定振幅和相位并获得改变量。由此确定粘度和/或粒子特性的改变。

优选根据谐振频率和/或谐振曲线即粒子振动振幅和/或相位与变化磁场 6 频率的关系确定其大小和必要时的粒子 3 的其它特性。这特别可以针对流体 2 的公知特性和/或相应测量。

- 20 可替换或附加的是，通过测量粒子振动的振幅和/或相位和/或确定谐振曲线，定性地和可能定性地保证或确定粒子 3 在流体 2 中的运动性并由此例如定性地和可能定性地确定粒子 3 上或粒子 3 的原子和分子的聚集或脱离情况。

根据另一实施变型，所采用的粒子 3 尺寸不同，特别粒子 3 至少具有两种尺寸。优选的是，优选地或接续在两粒子尺寸不同谐振频率区域对粒子振动的振幅和/或相位进行测量。

- 25 由上可知，本发明的方法和装置 1 通常适合于测量粘度或相关的流体 2 特别是液体或粒子 3 的尺寸，还特别可以确定或检测血液或血浆 23 的凝结性或检测葡萄糖含量。本发明的方法和装置 1 特别适合用于微流体系统。

- 30 如上所述的本发明中的概念“粘度”在狭义上理解为流体 2 的内摩擦或流体 2 在变形时承受应力的可能性，而广义上“粘度”理解为特别通过成分或类似物的粘结或涨大或解离，可能非均匀流体 2 特性的改变，和/或理解为例如通

过粒子 3 上的原子或分子的聚集或分离如络合物的形成或分解或类似情况，流体 2 中的粒子 3 的流动特性或其它特性的改变。本发明的方法和装置 1 可以确定该意义上的粘度。

5 替换或附加的是，通过本发明的方法和装置 1 例如可以确定雷诺数和/或斯特劳赫数等。

本发明的方法和装置 1 特别适合于检测或测量非均匀流体 2。

特别是，装置 1 用于微流体测量，它的测量腔 4 的容积最大为 1ml，优选最大为 500 μ l，特别最大为 100 μ l，或约为 0.5—20 μ l。

10 值得注意的是，所描述的实施方式的各特征和技术方案和权利要求中的其它变型可以彼此任意组合。

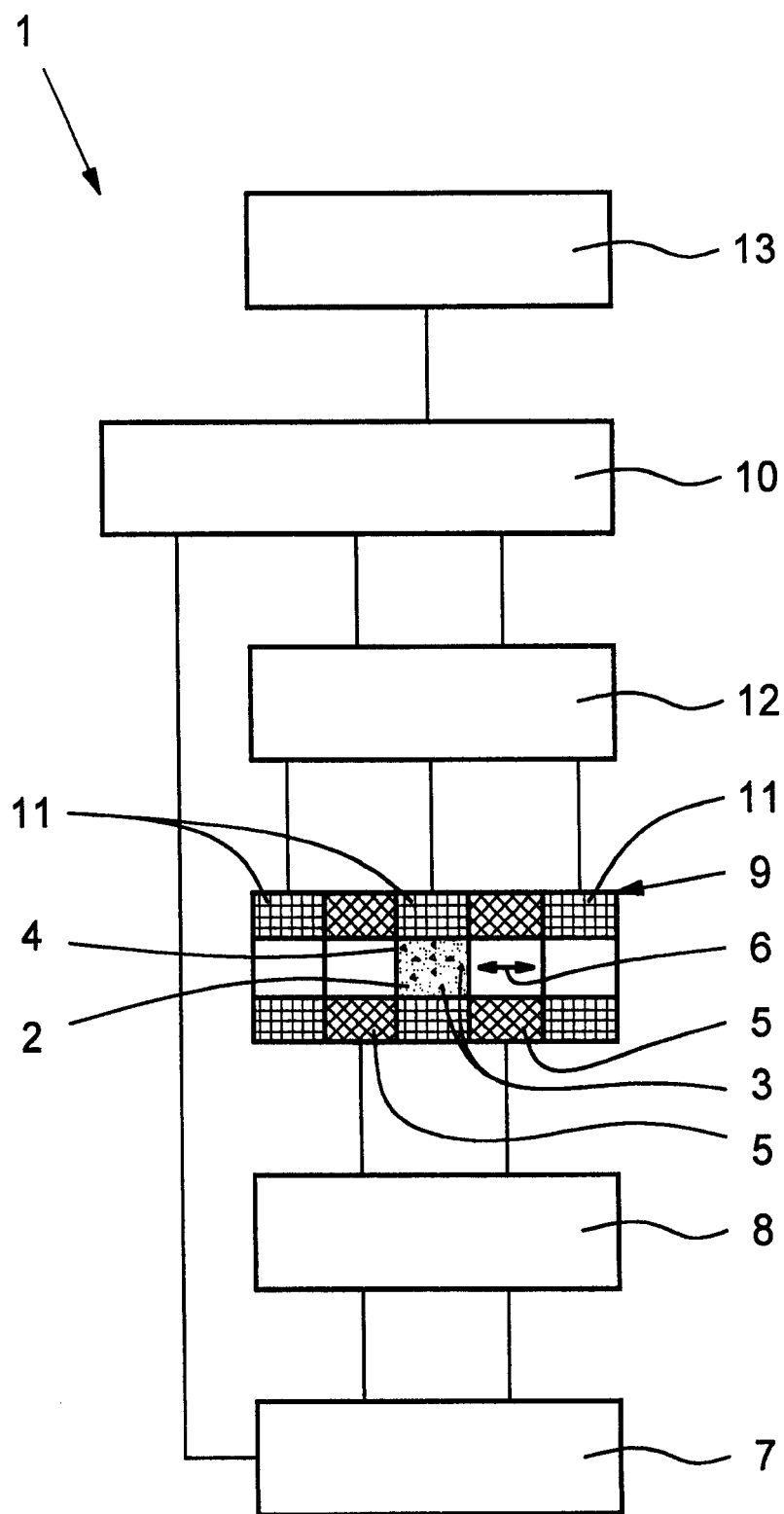


图 1

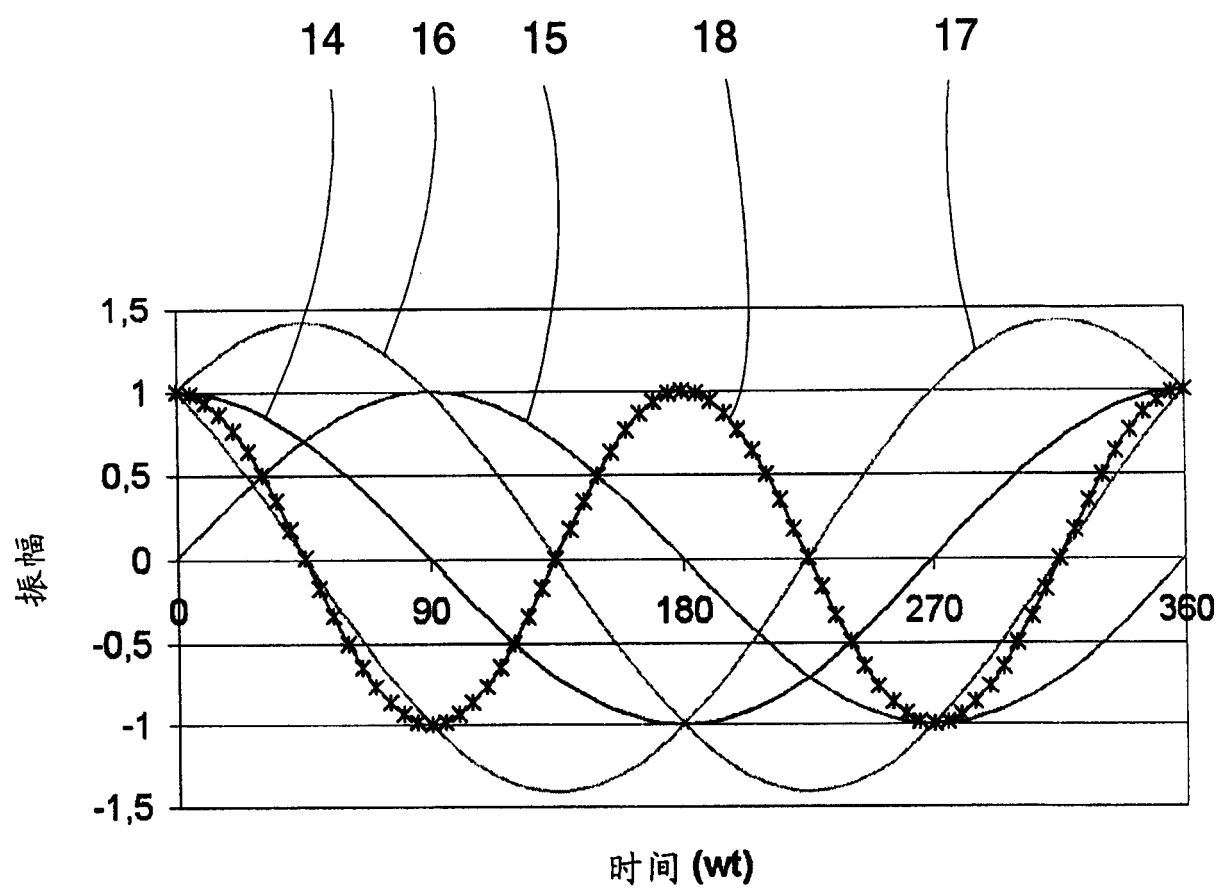


图 2

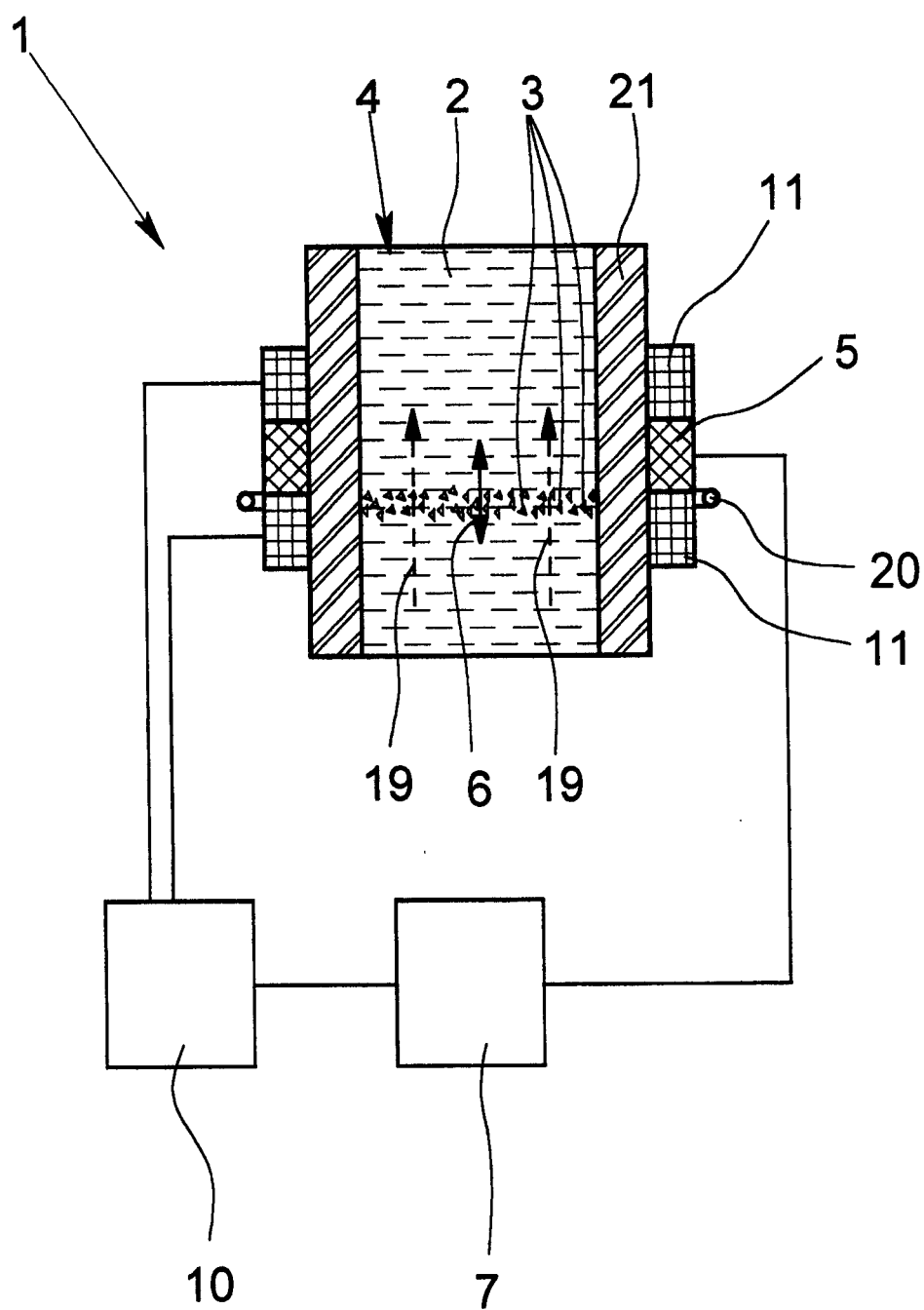


图 3

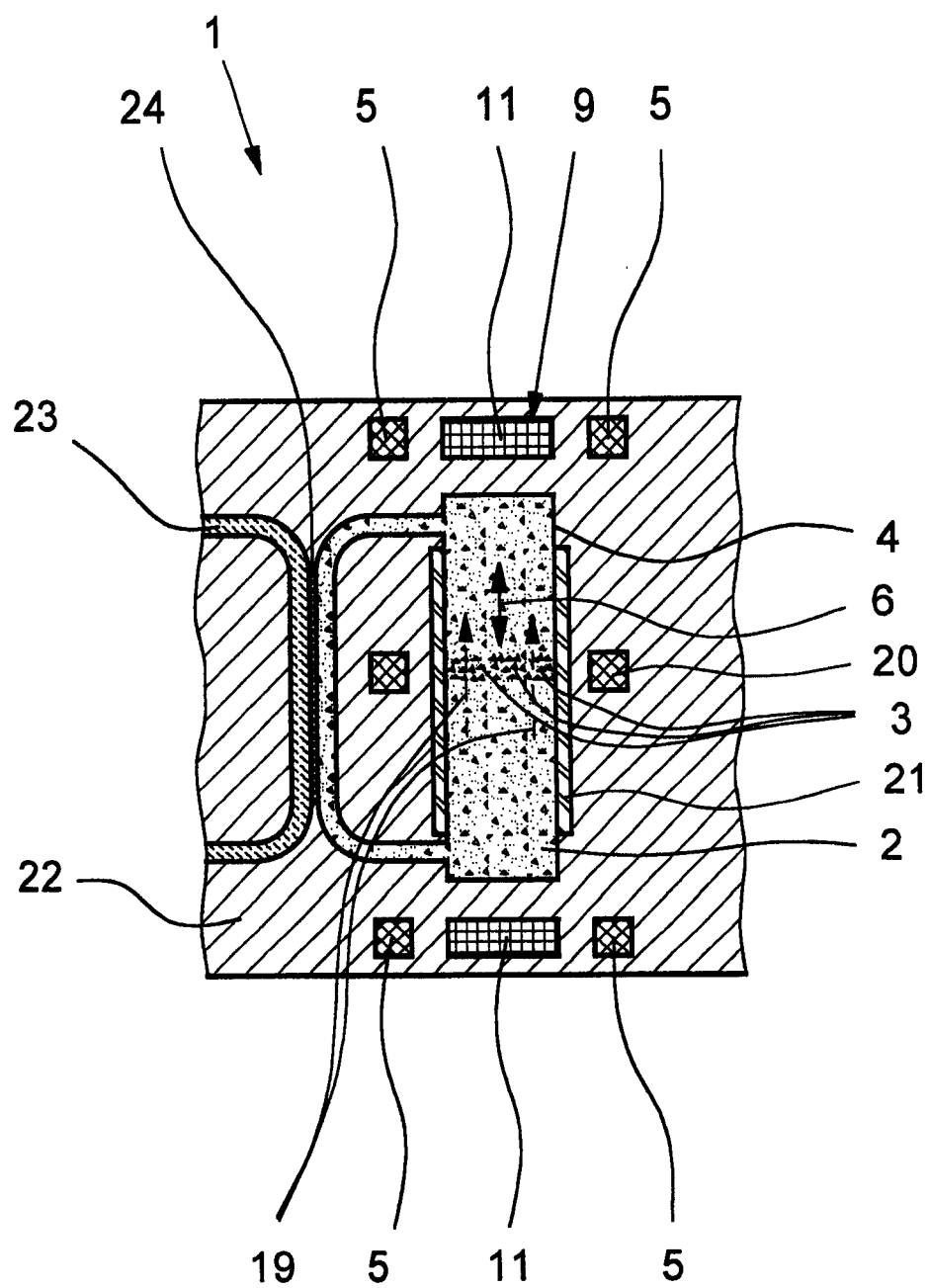


图 4

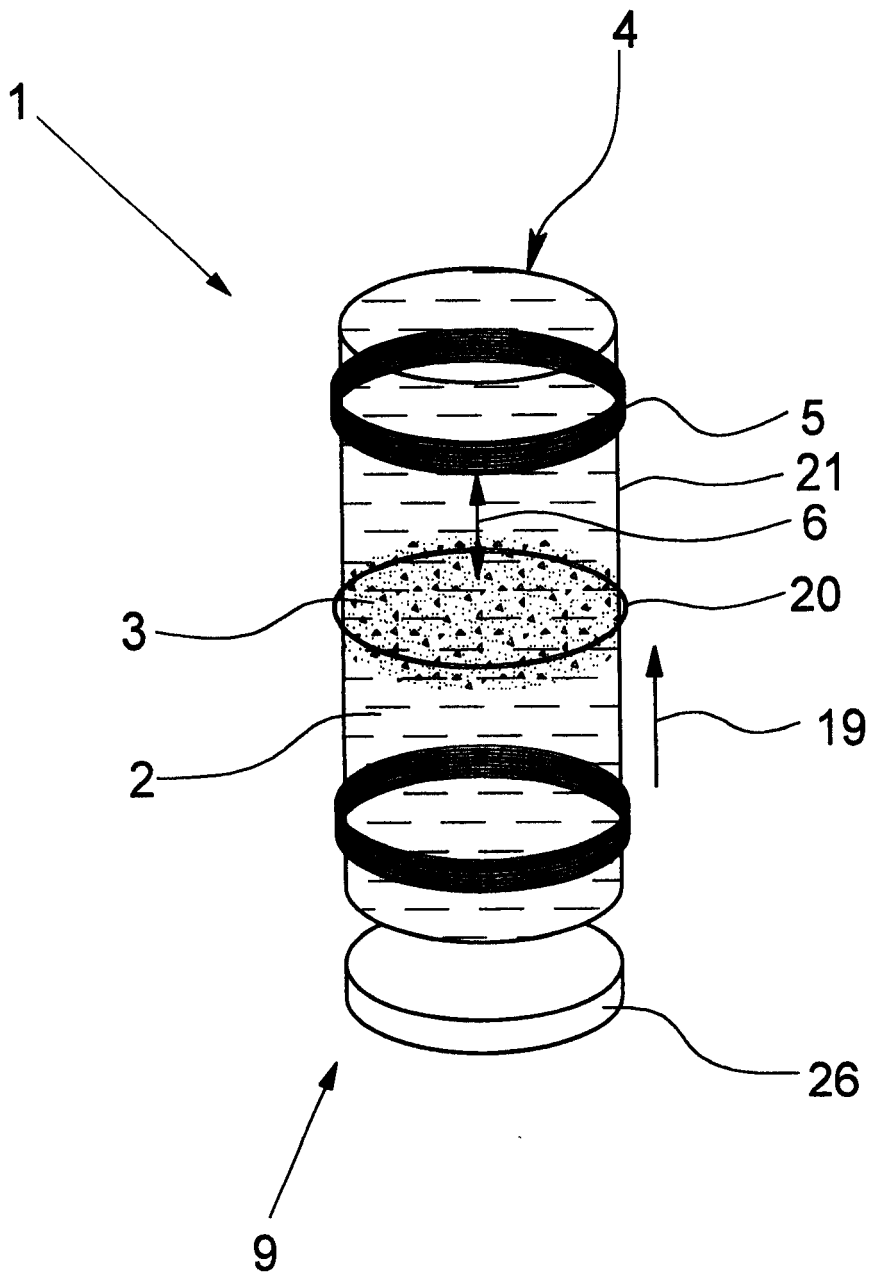


图 5

专利名称(译)	确定粘度的方法和装置		
公开(公告)号	CN1707242A	公开(公告)日	2005-12-14
申请号	CN200410099778.9	申请日	2004-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	泊灵格英格尔海姆微部件有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	泊灵格英格尔海姆微部件有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	泊灵格英格尔海姆微部件有限责任公司		
[标]发明人	D库罗夫斯基 C舍恩 R P彼得斯 H巴托斯 俞鹰		
发明人	D·库罗夫斯基 C·舍恩 R·P·彼得斯 H·巴托斯 俞鹰		
IPC分类号	A61B5/00 G01N11/10 G01N11/16 G01N33/487 G01N33/49		
CPC分类号	G01N11/10 A61B5/14532 G01N11/162 G01N27/3271 G01N33/4905		
代理人(译)	赵辛		
优先权	10359438 2003-12-17 DE 102004009089 2004-02-25 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种确定流体粘度的方法和装置，可以这样简单准确地确定，即通过随时间变化的磁场使得在流体中的磁粒子振动，测量振动粒子的振幅和/或相位，以确定粘度或相关的量如血液的凝结或葡萄糖含量。

