

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/12 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00809181.1

[45] 授权公告日 2008 年 1 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 100360075C

[22] 申请日 2000.4.28 [21] 申请号 00809181.1

[30] 优先权

[32] 1999.4.29 [33] US [31] 60/131,542

[86] 国际申请 PCT/US2000/011389 2000.4.28

[87] 国际公布 WO2000/065983 英 2000.11.9

[85] 进入国家阶段日期 2001.12.19

[73] 专利权人 埃尔维·考斯维克

地址 美国密苏里州

共同专利权人 埃尔达·考斯维克

[72] 发明人 埃尔维·考斯维克

埃尔达·考斯维克

[56] 参考文献

US5868682A 1999.2.9

US5267571A 1993.12.7

US56010091A 1997.2.11

US5738633A 1998.4.14

US5197332A 1993.3.30

CN1245048A 2000.2.23

审查员 刘明霞

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 邵亚丽 马莹

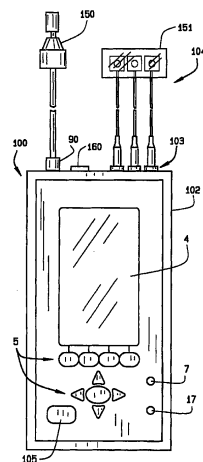
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 5 页

[54] 发明名称

用于测试听力的手持听力测定设备

[57] 摘要

一种听觉筛查设备包括：便携式手持机壳；安装在机壳中的信号处理器，处理器具有按照用户指令运行的计算机程序，所述程序进行从用于测试者的、由耳声学发射测试程序、鼓室压测量、及耳反射比构成的组中选择的听觉测试以及产生相关的刺激信号；安装在机壳上的显示器件，其在运行中连接到信号处理器，实时地显示所选测试的结果；及用于信号处理器运行的电源；听觉测试组包括听觉脑干反应测试程序；所述设备还包括：在机壳上的探测器连接点，其在运行中连接到信号处理器；及存储器模块，位于手持机壳中，可操作地连接到信号处理器并保持多个测试者的记录；其中利用帧来记录耳声学发射测试信息，并将来自前面帧的信息与后续帧的信息结合起来使用，从而使接收的信号中的信噪水平减弱。



1. 一种听觉筛查设备, 所述设备包括:

一个便携式手持机壳;

一个安装在所述机壳中的信号处理器, 所述处理器具有按照用户指令运行的计算机程序, 所述程序进行从用于测试者的、由耳声学发射测试程序、鼓室压测量、以及耳反射比构成的组中选择的听觉测试以及产生相关的刺激信号;

一个安装在所述机壳上的显示器件, 所述显示器件在运行中连接到所述信号处理器, 所述显示器件实时地显示所选测试的结果; 以及

一个用于所述信号处理器运行的电源;

其特征在于:

所述听觉测试组包括听觉脑干反应测试程序; 所述设备还包括:

一个在所述机壳上的探测器连接点, 所述探测器连接点在运行中连接到所述信号处理器; 以及

存储器模块, 位于所述手持机壳中, 所述存储器模块可操作地连接到所述信号处理器并用来保持多个测试者的记录; 并且

其中, 利用帧来记录耳声学发射测试信息, 并且将来自前面帧的信息与后续帧的信息结合起来使用, 从而使接收的信号中的信噪水平减弱。

2. 如权利要求 1 所述的筛查设备, 还包括多个电极, 用于接收来自患者的数据, 所述电极在运行中连接到所述信号处理器。

3. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括一个在运行中连接到所述信号处理器的鼓室压测量接口, 用于在进行耳声学发射和听觉脑干反应测试期间, 记录有关测试者的中耳压力并且调节未成年人的中耳条件。

4. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括一个在运行中连接到所述信号处理器的耳反射比接口, 用于记录评估有关测试者的中耳条件。

5. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括一个在运行中连接到所述信号处理器的耳声学发射模拟器接口, 用于测试耳声学发射接口的完整性。

6. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括一个在运行中连接到所述信号处理器的红外接口, 用于使所述信号处理器与外部设备之间能够进行通讯。

7. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括一个在运行中连接到所述信号处理

器和所述存储器模块的存储器映射输入/输出设备,所述显示器件在运行中通过所述存储器映射设备连接到所述信号处理器。

8. 如权利要求 7 所述的设备,还包括一个键盘,所述键盘在运行中通过所述存储器映射设备连接到所述信号处理器。

9. 如权利要求 1 所述的设备,其中,所述电源是可充电的。

10. 如权利要求 1 所述的设备,其中,所述信号处理器被配置用来采用滑动帧重叠的方法进行时域求和并对时间求平均值,用于检测耳声学发射信号。

11. 如权利要求 1 所述的设备,其中,通过数字信号处理和对内部生成的相关正弦波的零交叉进行计数确定听觉脑干反应测试信号。

12. 如权利要求 1 所述的设备,其中,由以下公式获得与后续帧一起使用的信息量:

$$M = \left(\frac{f_n}{f_s - 1} \right) \times \left(\frac{f_s}{f_{dcl} + 1} \right)$$

其中: M 等于重叠数, f_n 等于帧数, f_s 等于帧长度, f_{dcl} 等于帧数据周期长度。

13. 如权利要求 12 所述的设备,其中,所述鼓室压测量测试程序还单独或与耳声学发射和听觉脑干反应测试一起进行。

14. 如权利要求 13 所述的设备,其中,所述计算机程序利用对正弦波的零交叉进行计数确定用于脑干反应测试的数据信息。

15. 如权利要求 1 所述的设备,还包括:

至少一个输入/输出接口,位于所述机壳中,并可操作地耦合到所述信号处理器;并且其中配置所述信号处理器用于通过所述至少一个输入/输出接口发送和接收信号以产生从包括对测试对象进行的耳声学发射测试步骤、耳反射比测试步骤、听觉脑干反应测试步骤以及鼓室压测试步骤的所述组中选择的一个或多个听觉测试步骤,

其中所述至少一个输入/输出接口是耳声学发射接口,所述耳声学发射接口包括:至少一个声音传感器,用于向测试对象耳朵呈现多个声学信号;以及麦克风,用于从所述测试对象耳朵接收反应声学信号;并且其中配置所述信号处理器用于处理通过所述输入/输出接口使用滑动帧重叠方法接收的耳声学发射信号以便减少在与所述耳声学发射测试步骤相关的结果中所出现

的不相关噪声，

其中所述信号处理器还配置有耳声学发射模拟器程序，从而所述信号处理器配置用于响应由所述声音传感器生成的音调而生成模拟的 fdp 音调。

用于测试听力的手持听力测定设备

技术领域

本发明涉及听觉测量设备以及相关的筛查方法。具体来说，本发明涉及手持听觉测量设备，它具有对所有新生儿筛选程序有益的特性。虽然对本发明的描述具体着重在其听觉筛查应用方面，但是本领域技术人员应该理解下文中所披露的本发明原理的更广应用性。

背景技术

由于听力测定能力的提高，康复技术的提高，对于听力受损害的婴儿的早期干预的惊人好处的认识的提高以及政府政策的改变，通常的新生儿听觉筛查程序已经有了很大的扩展。但是，目前的新生儿听觉筛查方法不能充分地说明用现有筛查方法所遇到的听觉异常的很多不同的类型和不同的程度。因此，基于一个测量的个别筛查测试会受到不同的、彼此无关的听力异常之间的相互作用的负面影响。对于完整的筛查程序来说，目前的筛查手段没有充分考虑到包括：(1)测量设备的实际性能，即，便携性，结构尺寸以及使用方便；(2)设备的运行性能，即，电池寿命，记录存储量以及所需要的操作训练等和/或(3)程序的后处理(logistic)，即，重复测试机制，治疗安排机制，记录处理，患者跟踪，报告书写以及其它实际方面。这些因素会产生负面的相互影响，导致听觉筛查程序的总成本增加，包括：筛查、测试的基本经济成本，附加测试的二次经济成本以及非经济性成本，如当提供错误信息时，患者产生焦虑。

可以通过减少每次测试的成本、减少假阳性率(false positive rate)以及在到医院解除之前，在床边解决假阳性的筛查结果来减少这些实际的和人工的成本。借助于对任何地区的筛查都具有最佳性能并且由经过最简单培训的人员就能够对其进行有效操作的专用设备能够降低每次筛查的成本。本发明的设备的性能特点包括：减少了测量时间；不用外部计算机就可以进行操作和设置；能够对所有的测试结果进行综合和分析；能够储存大量的测试结果；电池寿命长以及与外部设备进行数据输入或输出的双向无线数据传输。

我们发现可以通过两种方法减少假阳性结果。第一，利用增强信号处理、更多的有效测试参数并且通过组合不同类型的测试可以改进最初筛查测试的性能。第二，通过提供用于在基本筛查的时候，在床边解决最初筛查测试失败的机制也能够减少假阳性率。通过在同一设备中提供的自动筛查听觉脑干反应(auditory brainstem response-ABR)测试性能的可用性来提供这种性能。其次，通过使用若干基于专家系统的内置的计算机能够改进筛查程序的运算处理。这些基于专家系统的计算机提供改进的对于单个测试结果的自动分析；对多个测试结果的自动分析以及通过将各种测试结果与当地的医疗资源相匹配提供改进的治疗方案，如转诊到下列特定类型的医疗单位，如儿科医生、听力专家、耳鼻喉专家或护士。在下文中披露的设备将一个刺激发射器，一个信号处理器和一个用于耳声学发射(OAE)(otoacoustic auditory emission-OAE)、ABR测试、鼓室压测量(tympanometry)和耳反射比(otoreflectance)的软件以及OAE模拟器集成在一个独立的手持设备中。

听觉异常不是由单个原因、单个治疗资源和单个干预策略所清楚定义的问题(entity)。外围的听觉系统具有三个分开的部分，即，外耳、中耳以及由内耳或耳蜗和八个头盖形的神经组成的感觉神经部分。异常能够并且确实独立存在于所有三个部分中，并且这些个别的异常需要不同的干预和治疗。现有技术设备的结构和操作特性以及它们在程序后处理方面的影响会产生消极的相互作用，从而使听觉筛查程序的总成本增加。基本经济成本为每个筛查测试的成本，尽管这不是仅有的经济成本。筛查测试失败称为“参考”，并且通常在医院解除(discharge)之后规定的几个星期，用昂贵的全面诊断测试解决，从而导致很大的经济成本。如果筛查的假阳性率很高，这些成本的实质部分是不必要的。非经济成本包括：父母对假阳性筛查结果的焦虑；对于具有高假阳性率的程序的程序有效性的令人不快的专业理解以及甚至由于令人误解的筛查结果导致的不适当的专业干预。

将多种测量的干预集中在一个单独的手持仪器中是考虑到现有的新生儿听觉筛查设备所没有的非常重要的新功能。这些功能包括：(1)检测普通的外耳和中耳异常；(2)检测少见的、与外部毛发细胞异常有关的感觉神经听力损失；以及(3)检测更少见的，与内部毛发细胞或听觉神经异常有关的感觉神经听力损失。此外，下文中披露的设备具有提高OAE测试的精度和可靠性，能够对OAE和ABR结果做最佳分析并改进治疗方案的潜力。

过去,已经进行了提供本发明所提供的性能的一些尝试。具体来说,美国专利号 5,601,091('091)和 5,916,174('174)披露了旨在提供一种便携式手持筛查设备的声音筛查设备。但是,在这些专利中所披露的筛查设备要结合普通计算机一起使用,并且需要一个完整应用用途的连接站(docking station)。每个专利披露都不能提供完全脱离任何其它计算机使用的手持设备。这就是说,下文中披露的本发明提供了一种尺寸显著减小的,即手持的设备,它能够提供 OAE 和 ABR 测试、鼓室压测量、耳反射比和 OAE 模拟器。如果需要,它可以工作在单机模式,独立于任何其它计算机连接。该设备包含患者数据库,具有姓名和完整的图形显示功能。最好该设备还配备有无线红外和 RS 232 连接端口,在需要的情况下,直接向打印机或较大的数据库提供输出。

'174 和 '091 号专利还按照线性平均的方法运算以去除背景噪声。虽然这种方法对于其预期的目的是有效的,但是使用线性平均方法费时间。因此,我们开发了用于在设备中滤除(rejection)噪声并且提高信号可靠性的帧重叠方法,在所描述的实施例中,其尺寸为: 184.15 毫米×95.25 毫米×38.1 毫米(即 7 1/4 英寸×3 3/4 英寸×1 1/2 英寸。)

发明内容

本发明的一个目的是提供一种小尺寸的、用于听觉筛查的手持设备,提供 OAE、ABR、鼓室压测量、耳反射比和 OAE 模拟器操作。

本发明的另一个目的是提供一种音频筛查设备,它是手持的,完全以单机模式运行,其运行独立于任何其它计算机连接。

本发明的另一个目的是提供一种手持设备,在该设备上提供患者数据库。

本发明的另一个目的是提供一种手持音频筛查设备,设备自身提供完整的图形显示。

本发明的另一个目的是提供一种设备,它通过使用帧重叠技术增强噪声滤除并减少处理时间。

本发明的另一个目的是提供一种具有 ABR 测试的设备,在测试之前,它自动对电极阻抗进行检测。

本发明的另一个目的是提供一种低成本设备,它可以适合于提供宽范围的听觉筛查应用。

一般来说,依照本发明提供了有效的听觉筛查方法和设备。将 OAE 筛查

设备和 ABR 筛查设备集成为一个单个的手持仪器,使用户能够检测与外部毛发细胞异常有关的少见的感觉神经听力损失以及检测与内部毛发细胞异常有关的少见的传感器听力损失。在优选实施例中,所述设备包括一个含有一个数字信号处理器的便携式手持机壳(enclosure)。该处理器含有与其有关的计算机程序,能够进行用于测试者的耳声学发射测试程序和听力脑干测试反应程序。在机壳上安装有显示器件,显示患者信息、测试设置程序以及包括测试结果图形的测试结果。机壳上包含用于探测器的接点、该接点在运行中连接到信号处理器。该设备还包括一个内置电源,使该设备完全自成一体。

即使在测试者的环境为高水平环境噪声的条件下,所提供的测试测试者的 OAE 反应的方法利用独特的噪声减弱方法也能提供可接受的数据。

具体地,本发明提供一种听觉筛查设备,所述设备包括:一个便携式手持机壳;一个安装在所述机壳中的信号处理器,所述处理器具有按照用户指令运行的计算机程序,所述程序进行从用于测试者的、由耳声学发射测试程序、鼓室压测量、以及耳反射比构成的组中选择的听觉测试以及产生相关的刺激信号;一个安装在所述机壳上的显示器件,所述显示器件在运行中连接到所述信号处理器,所述显示器件实时地显示所选测试的结果;以及一个用于所述信号处理器运行的电源。所述听觉测试组包括听觉脑干反应测试程序;所述设备还包括:一个在所述机壳上的探测器连接点,所述探测器连接点在运行中连接到所述信号处理器;以及存储器模块,位于所述手持机壳中,所述存储器模块可操作地连接到所述信号处理器并用来保持多个测试者的记录;并且其中,利用帧来记录耳声学发射测试信息,并且将来自前面帧的信息与后续帧的信息结合起来使用,从而使接收的信号中的信噪水平减弱。

附图说明

在附图中:

图 1 为本发明的音频筛查设备的一个说明性的实施例顶部平面图。

图 2 为一侧的侧面图;

图 3 为图 2 所示的相对侧的侧面图;

图 4 为图 1 所示设备的原理框图;

图 5 和图 6 为图 1 的设备所使用的与 ABR 测试有关的算法的原理框图;

图 7 为由图 4 的算法实现的帧滑动的原理图; 以及

图 8 为图 1 的设备所使用的, 根据 OAE 测试实现的, 改进信噪比的算法的原理框图。

具体实施方式

下面的详细描述是通过例子说明本发明而不是对本发明加以限制。本描述将使本领域技术人员能够清楚地制造和使用本发明，本描述说明本发明的几个实施例、修改、变化、选择和使用，其中包括：目前我们认为的实现本发明的最佳方式。尽管如此，人们应该明白不是要限制本发明的范围，我们期待着对所述设备的改变以及更进一步的修改，包括在这里说明的本发明的原理的进一步应用，但不限于此，就象本领域技术人员对于与本发明有关的事物通常要做出的那样。

参见图 1-3，参考数字 100 表示一个本发明的音频筛查设备的的实施例。筛查设备 100 包括机壳 102，用于说明的而非限制的优选实施例的尺寸为 7 1/4 英寸长 × 3 3/4 英寸宽 × 1 1/2 英寸深。重要的是要注意到，用户可以不用费事地携带所述设备 100，设备 100 的确代表一种具有下述所有功能的便携式手持设备。设备 100 包括：键盘 5、LCD(液晶)显示器 4、LED(发光二极管)通过/参考指示器 7 以及 LED 交流充电指示器 17 等。再有，为了说明而不是为了限制，在优选实施例中应该注意屏幕 4 的尺寸大约为 2 英寸× 3 3/8 英寸。这个尺寸除了说明 LCD 显示器能够满足对于用户的功能并且该设备能够独立于任何其它计算机系统运行以外，没有其它特别的重要。在所说明的实施例中，在机壳 102 上还安装了红外端口 18、兼容的 RS-232 端口 18a、用于耳探测器 150 的探测器接口 90 以及用于多个电极 104 的接口 103。如图所示，将电极 104 固定在普通的托架 151 上。

耳探测器 150 是传统的并且不对其加以详细描述。例如，合适的探测器是市场上可以买到的，出自 Etymotic Research 的 No.ER-10C 型的探测器。

本发明的新颖的特性是提供了 OAE 模拟器的耳探测器接口 160。通过提供主动反馈和模拟测试者的耳朵，模拟器功能允许用户测试整个 OAE 测试系统的完整性。

参见图 4，示出和描述了设备 100 的方框图。设备 100 将 OAE、ABR 和 OAE 模拟器功能包含在一个手持外壳中。最好，将图 4 所示的系统制作在一个具有用于模拟和数字运算操作的混合信号设计的印刷电路板上。除了 LCD 4 和设备 100 使用的某些模拟电路的低功耗部分以外，最好，所述设备是低功耗的，一般工作在 3.3 伏。

数字信号处理器 1 用于控制设备 100。在所描述的优选实施例中，处理器 1 为 Motorola(摩托罗拉)芯片 DSP 56303。下文中描述的所有信号处理功能以及设备 100 的所有输入和输出功能的控制都由处理器 1 完成。此外，图形功能、用户界面、患者数据存储功能和其它设备功能由处理器 1 控制。在通常的设计逻辑中，数字信号处理器 1 用于信号处理，而分离的微控制器用于设备控制。我们已经能够取消分离的微处理器，结果显著地节省了空间、成本和功耗。

存储器子系统 2 在运行中连接到处理器 1。存储器子系统 2 包括：一个随机存取存储器 2a，用于储存中间结果和保持临时变量；一个快闪存储器 2b，用于储存非易失的电可编程变量，患者数据和配置信息。在所描述的实施例中，快闪存储器 2b 实际是超大规模(oversize)的，使设备 100 能够容纳多至 300 份完整的患者记录以及多个配置文件。

存储器映射输入/输出设备 3 在运行中连接到存储器子系统 2 和数字信号处理器 1。存储器映射输入/输出设备 3 在运行中依次连接到 LCD 显示器 4、键盘 5、通过/参考 LED 指示器 7 和实时时钟 6 等。

LCD 显示器 4 是非定制的可以买到的最大 LCD。虽然可以获得定制的 LCD 显示器，但是，它们使产品增加了不容许的成本。LCD 显示器 4 给用户 提供 128×256 象素的图形。该显示器足够显示由设备 100 实施的听力测定测试的全部波形。最好，键盘 5 为薄膜开关键盘，它仅含有用于设备 100 操作所需要的最少的键。除了开/关键 105 以外，其它键都是可编程的。

实时时钟 6 通过存储器映射设备 3 在运行中连接到处理器 1。时钟 6 使得处理器 1 能够为每个患者和所进行的每次测试提供时间标记并且为设备 100 提供用于内部运行的时间信号。

LED 通过/参考二极管 7 用于将测试结果通知未经训练的用户，即护士，而非听力专家或耳鼻喉专家。使用 LED 7 避免了对 LCD 图形显示器 4 的混淆或误解，使得设备 100 能够在光线弱，难以分辨 LCD 显示器 4 的场合使用。

在运行中，多个模数转换/数模转换编码器/解码器 8(编解码器 8)连接到信号处理器 1。如本领域技术人员所理解的那样，编解码器 8 是进行模数和数模转换的专用集成电路芯片。在运行中，编解码器 8 沿着由参考数字 107 表示的专用串联线连接到信号处理器 1。在运行中，编解码器 8 依次与多个输入/输出设备联接，这些输入/输出设备在处理器 1 的控制下，提供设备 100

的功能。

在运行中，耳声学发射接口 9 通过相关的编解码器 8 连接到信号处理器 1。最好，接口 9 为低噪声的，具有高共模噪声抑制的差动模拟电路。接口 9 要驱动两个塞入耳道中的声音发射器，产生各种信号，从不同频率的纯音调到啁啾声、咔哒声以及正弦波形等。耳声学发射接口 9 可以产生所有标准的听力测定频率和声压级的音调。接口 9 使用的设备包括一个麦克风，也塞入耳道中，收集从耳朵返回的信号，提供足够的线性放大，将信号送到编解码器 8。在本发明的不同实施例中，接口 9 也可以用于评价某些中耳条件的耳反射比测量。

ABR 接口 10 包括多个没有分别示出的模拟信号处理芯片，用于将通过电极线 104，来自受检者头皮的信号滤波并放大。在这种操作模式中，反复给耳朵施加听觉刺激，使所述八个神经以及相关的神经启动(firing)，进入脑干。随着这些神经启动的发生，产生一直到头皮的电势，电极 104 在头皮上检测到这些电势。接口 10 的附加功能是自动检查电极位置的阻抗。当电极就位之后，一个很小的电流通过电极进入受检者的头皮，对电极之间的阻抗进行测量。电极的位置可以改变阻抗的大小。一旦阻抗在操作的预定范围以内，就可以开始连接 ABR 信号。重要的是要注意到，不拔去电极就能完成阻抗检测。就是说，检测是自动的。如后面更详细描述，依据怀孕期的年龄或患者的年龄，所测量的 ABR 反应是基于对咔哒声之后大约 15 毫秒这一瞬间的点的波形中的峰值的检测。然后，将这个峰值的实际等待时间与听力正常的婴儿或成人的这个峰值等待时间相比较。

耳声学发射模拟器接口 11 用于检查 OAE 系统的完整性。它包括一个发射器或扬声器以及一个麦克风。麦克风收集由 OAE 探测器发出的信号，将它们送到编解码器 8 和用于信号处理的处理器 1，然后，扬声器以正确的频率和幅值将对应的音调送回到初始的 OAE 探测器，由此模拟了一个主动的、经过校准的声学测试腔。

根据选择，本发明可以在接口 11 中包含鼓室压测量接口 11a。鼓室压测量接口 11a 包括一个用于驱动一个微型泵(没有示出)的电子输出通道，这个微型泵可以在受检者的耳道中产生压力或真空。一个相应的压力传感器用于测量这个压力，并且来自压力传感器的信号被送到编解码器 8 的模拟输入端。这个信号可以被用做一个独立的特性，设备将实时地在 LCD 4 上显示完整的

图形输出。或者，这个测试可以和 OAE 或 ABR 测试结合起来使用，以补偿中耳条件。

模式配置系统 12、复位看门狗系统 13、晶振时钟 14、电源 15 和电池充电器 16 也都安装在机壳 102 里面并且在运行中连接到处理器 1。虽然这些模块都是设备 100 运行所需要的，但是它们的特性是标准的，因此，不对其进行详细描述。

处理器 1 具有输入输出通道 18，最好，它们是红外接口和隔离的 RS-232 接口。设备 100 可以与任何红外兼容的或 RS-232 兼容的个人计算机、打印机或用于数据传输的其它数字设备进行通讯。数据传输可以包括患者信息、用于信号处理器 1 的配置数据或更新软件程序。

还提供了蜂鸣器 19。蜂鸣器 19 向用户提供键盘操作的声音反馈以及错误条件的声音指示。

在运行中，串行端口 20 也连接到处理器 1。例如，利用串行端口 20 从个人计算机对处理器 1 进行直接编程，其目的仅用于处理器 1 的初始软件下载以及主要软件程序升级。

耳声学发射的变形结果 (DPOAE)(distortion product otoacoustic emission-DPOAE)是由正常耳朵对所施加的两个外部音调做出反应而生成的音调。当将两个音调 f_1 和 f_2 施加到耳朵时，正常的非线性外部毛发细胞生成第三个音调 f_{dp} ，它被称为变形结果。然后， f_{dp} 从外部毛发细胞传回发射它的耳道。DPOAE 电平可以用来测量外部毛发细胞的功能。如果外部毛发细胞系统缺少或者其它方面功能不正常，则将没有或减小非线性度并且将或者不生成 f_{dp} 、或者生成的 f_{dp} 低于所希望的电平。

所测量的 DPOAE 很大程度上依赖于激发它的特定音调。必须精确控制频率 f_1 和 f_2 以及它们各自在耳道中的电平 L_1 和 L_2 。在已知信号的条件下，以一个非常特殊的频率($f_{dp} = 2 f_1 - f_2$)和电平 L_{dp} 生成的最大变形结果。将 L_{dp} 的电平与来自具有正常外部毛发细胞系统的人的已知值相比较形成了确定患者或者是通过筛查(通过/参考 LED 7)，或者是需要为了更全面的诊断测试而转诊的根据。

也可以向耳朵传送不是纯音调的信号，如咔哒声、啁啾声等，它也将引起耳朵的反应。DPOAE 被用做一个例子，其它刺激应该以同样方法处理。

处理器 1 利用一种独特的方法检测用于 OAE 测试的信号。虽然该方法是

时域求和以及求平均值运算,但是,关键的概念是再次使用来自相邻帧的数据与当前帧数据求平均值。本说明将这种方法描述为“滑动”。对重叠规模的限制为与初始数据的自相关性。该方法工作在这样的假设基础上,即,在重叠帧内的数据是不同的,并且,噪声是不相关的。关键是保持帧的长度为整数个(1个或大于1个)初始数据周期。

本发明的方法与线性平均法之间的重要区别在于重叠数 M (和运算)等于 $((\text{帧数} / (\text{帧长度} - 1)) \times (\text{帧长度} / (\text{帧数据周期长度} + 1)))$,其大于所接收的数据帧数乘以一个因数的积,利用这个因数将前面的帧滑动。因此,本方法所期望的特性好于标准的线性平均法。在本方法中,帧长度除以帧数据周期长度必须是整数。该方法以图解的方式示于图5和图6中。

参照图7和图8,实现并说明处理器1的算法。如图所示,处理器1通过编解码器8的数模转换部分的OAE接口9将输出送到与设备100的一起使用的耳探测器。耳探测器包含一个麦克风,它将信号通过接口9和编解码器8送回到处理器1中的新帧缓冲器111。将新帧缓冲器111的大小计算为两个频率为 f_1 和 f_2 的初始(primary)音调样本的整数,同时也是由耳朵产生的频率为 f_{dp} 的耳声学音调样本的整数。这是利用避开窗口技术保证后续信号处理质量的关键步骤,它可以引入大量的非自然信号(artifact)。一旦用户选择了测试频率,在设备100中使用的每个标准频率以及在设备100中正在使用的和打算使用的其它频率的数量表就可得到的并且被编程为算法。如果由于没有能够发现与实际长度帧相适合的普通整数而需要将多个频率组合,则将帧长度调整为 f_{dp} 并且该帧在傅立叶变换之前被开窗(is windowed),但是,由于在正常运算中,所需要的多个频率是可得到的,因此,这种方法只用于极端情况。

来自单个帧的数据被送到点离散傅立叶变换(Discrete Fourier Transform-DFT)112模块,该模块仅计算在有关的频率,包括: f_1 、 f_2 和 f_{dp} 的信号幅值和相位,从而确定噪声基底(floor)。虽然,开窗会在其它波段感应能量,但是,为了减小边缘效应,在DFT之前进行开窗。模块112仅用于临时计算,并且被开窗的数据不再使用。模块112的输出频率为 f_1 和 f_2 的初始信号的幅值和相位以及频率为 f_{dp} 的噪声基底随时间变化的图形。模块112的输出形成了帧滤除模块113和在线校准计算模块114的输入。

借助于在不同频率的幅值信息,在频率 f_{dp} 及其周围进行噪声计算算法,从而确定噪声基底。针对一套预定的条件使用噪声基底的幅值和频率含量

(content), 即, 与由经验得到的包含在处理器 1 中的表相比较, 从而确定该帧的结果。该结果有三种不同的可能性。第一, 如果噪声的幅值和帧内容超过所测量频段的多个阈值条件, 则滤除这个新帧。第二, 如果噪声幅值落在一套滤除阈值的一套接受阈值之间, 则不考虑帧中的数据, 但是保留噪声信息以更新噪声电平平均值。第三, 如果噪声幅值在接受阈值以下, 则保留该帧将其传送出, 进行进一步处理, 同时, 将该噪声幅值与前面帧的噪声平均值一起求平均值。这个信息被用于更新阈值, 由此, 系统适应环境条件。

当初始音调幅值信息频率为 f_1 、 f_2 , 以及噪声基底信息频率为 f_{dp} 及 f_{dp} 周围时, 进行幅值电平的在线校准。校准模块 114 中出现几个动作。第一, 当没有出现初始音调时, 如果噪声基底很大, 则在预定限度以内调节初始音调的频率。计算新的 f_{dp} , 并且再次检查在频率 f_{dp} 及其周围的频率箱(bin)中的噪声含量。这个处理反复进行直到稳定, 建立低噪声基底。在进行该处理的过程中, 不通过扬声器播放初始音调。一旦出现初始音调, 由于用户的编程以及通过增加编解码器 8 的输出进行在耳中的校准, 初始音调被逐步增大到满输出幅值。到现在还没有对来自耳中的数据收集。此时, 如果在用户预定的时间内, 以初始音调的增加速率没有达到该水平, 则由于在耳道中没有安装探测器或安装在耳道中的探测器质量差, 则中止测试。一旦安装适当, 则测试开始, 进行数据收集。在整个数据收集过程当中, 检查在频率 f_1 和 f_2 的音调电平, 以保证在测试过程中, 它们始终维持在预定限度以内。如果它们超过这些限度, 则向上或向下调节输出进行补偿, 直到达到最大补偿极限, 此时, 中止测试并通知用户。此外, 不断地监视在频率 f_{dp} 及其周围的幅值以确保低噪声基底, 并且如果需要, 在预定限度以内, 在线调节初始音调的频率, 以避免高的外部噪声区域。初始音调的频率变化是最低限度的, 并且在设备 100 的指定偏差之内, 并且, 已经证明在耳中不影响频率为 f_{dp} 的音调的幅值。

模块 115 是存储/拷贝缓冲器。当在新帧缓冲器 111 中收集到帧时, 其拷贝被保存, 用于后续帧的处理。缓冲器 115 从新帧缓冲器 111 接收帧数据。根据平均在一起的帧的数量, 储存和拷贝帧缓冲器 115 有一个可变的深度。缓冲器 115 向模块 116 和模块 117 提供输出。模块 116 利用所储存的前面的帧进行运算, 它们被滑动一个预定量, 空出的空间用零来填补, 用于在平均新帧与旧帧的模块 117 中的后续处理。

在模块 117 中，帧一起被平均，以减少不相关的噪声的出现。在理论上，经过平均的帧的数量的平方根分之一这样一个因数使噪声减小。以线性方式，逐样本地将帧平均，在平均运算结束时，生成新帧。这种方法的优点在于，相对于数据自身滑动的拷贝，数据基本上是相关的，滑动足够远以避免将同样的信息内容平均。这样，与标准的线性平均法相比时，或者在相同的采样时间中大大减少了不相关的噪声能量，或者大大减少了获得同样噪声减小所需要的采样时间。

数据滑动以及再次使用旧数据帧的最小限制是帧中数据的自相关函数，它可以预定或在线计算。这种方法相当于采取小得多的帧并将它们平均在一起。但是，为了后面进行的傅立叶变换和滤波，要求的帧的长度大(即，当采样速率为 48 千赫时，有 960 个样本)，以获得频率为 f_1 、 f_2 和 f_{dp} 的每个音调的几个完整周期。采取大量很小帧的问题是傅立叶变换或者其它信号处理方法需要几个数据周期用于进行适当的运算。由于减少了时间并且提供了适当的傅立叶变换运算，本发明的方法胜过标准的将大帧线性平均的方法。

模块 118 从模块 117 获得经过平均的数据，并且在用于后续处理和信号统计的缓冲器中收集该数据。在模块 119 中将模块 118 的输出进行数字滤波。滤波器 119 将在最后的数据显示中不需要的所有剩余高频或低频成分滤除。

在所描述的本实施例中，利用模块 120 中的离散傅立叶变换，将经过平均和滤波的数据变换到频域，并且此时，为在模块 121 中进行显示准备好了数据。如本领域技术人员所理解的那样，其它信号处理方法也可用于转换数据，并且这些其它方法与设备 100 是兼容的。

如上所述，设备 100 能够使 LCD 4 在设备自身上实时地用图形向用户显示信息，并且补充关于安装质量、幅值、频率、噪声基底的文本和数字信息以及其它相关信息。

该设备用于 ABR 测试的运算如图 5 和图 6 所示。在 ABR 测试中，第五个波峰的幅值是最初利用的幅值，在良好的滤波和数字预处理之后，设备 100 通过对零交叉进行计数，确定第五个波峰的幅值。如图 5 和图 6 所示，系统进行零交叉计数并且储存依据零交叉确定的数组元素的下标。如果需要另外的零交叉，则程序重复执行直到确定了第五个峰值。在检测时，将单个波形分离，使波形的峰值相关，从而找到最大的相关正弦波。此后，设备 100 确定发生第五个峰值的时间并且将该值与经验数据相对照进行检查，从而得到

适当的相关性。

根据前面的描述和附图，在所附权利要求范围内，本领域技术人员应该理解各种变化。例如，在本发明的其它实施例中，可以改变机壳的设计。同样，可以用其它显示器件替换 LCD 显示器 4。如说明书中所述，我们使用离散傅立叶变换获得用于显示的数据。其它的信号处理方法与本发明的更宽的方面是兼容的。这些变化仅仅是说明性的。

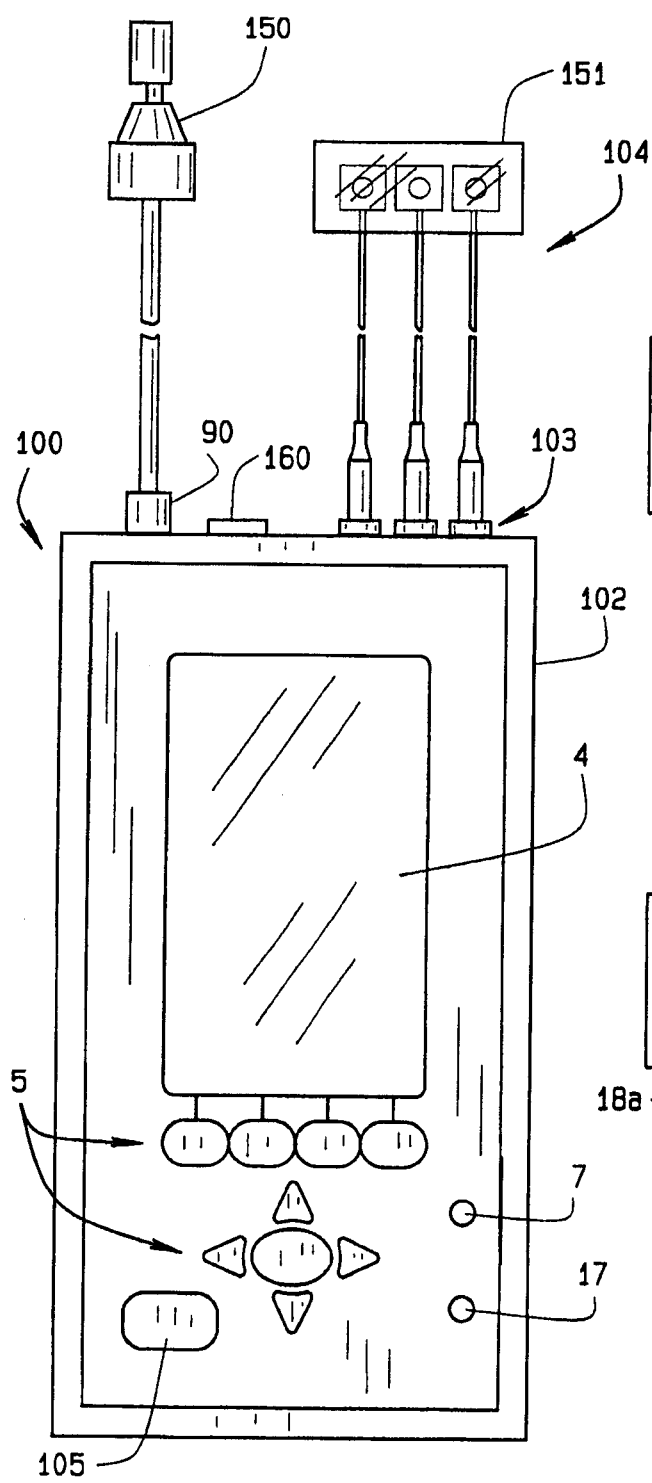


图 1

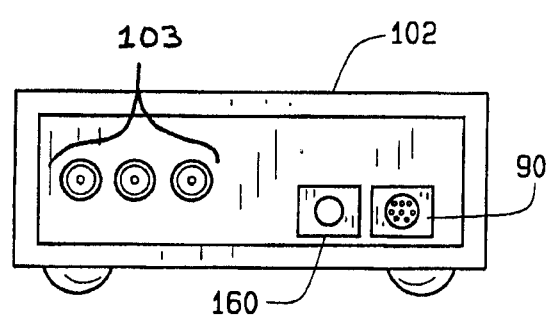


图 2

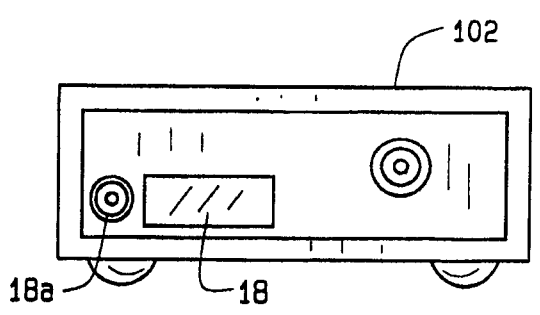
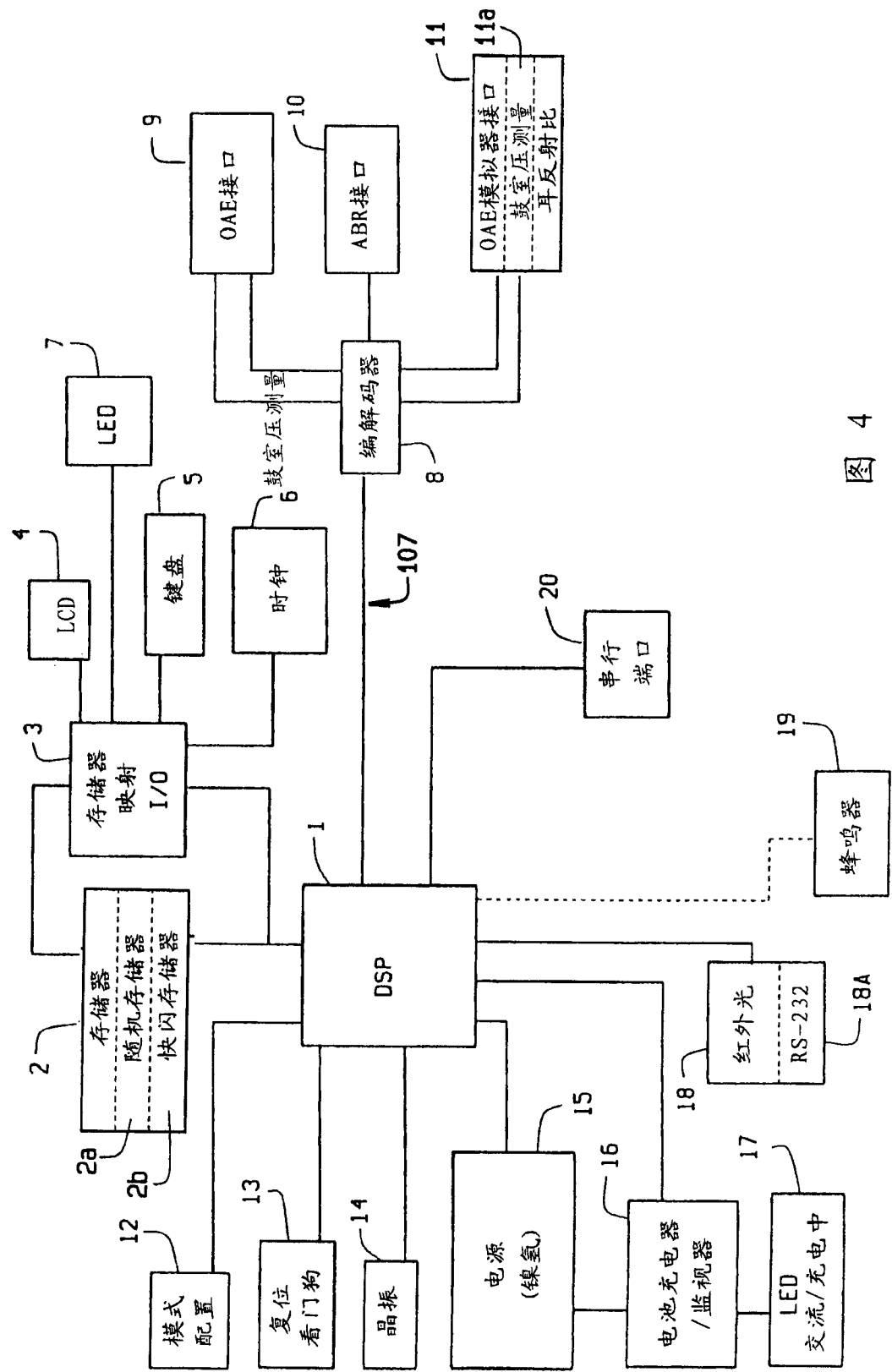


图 3



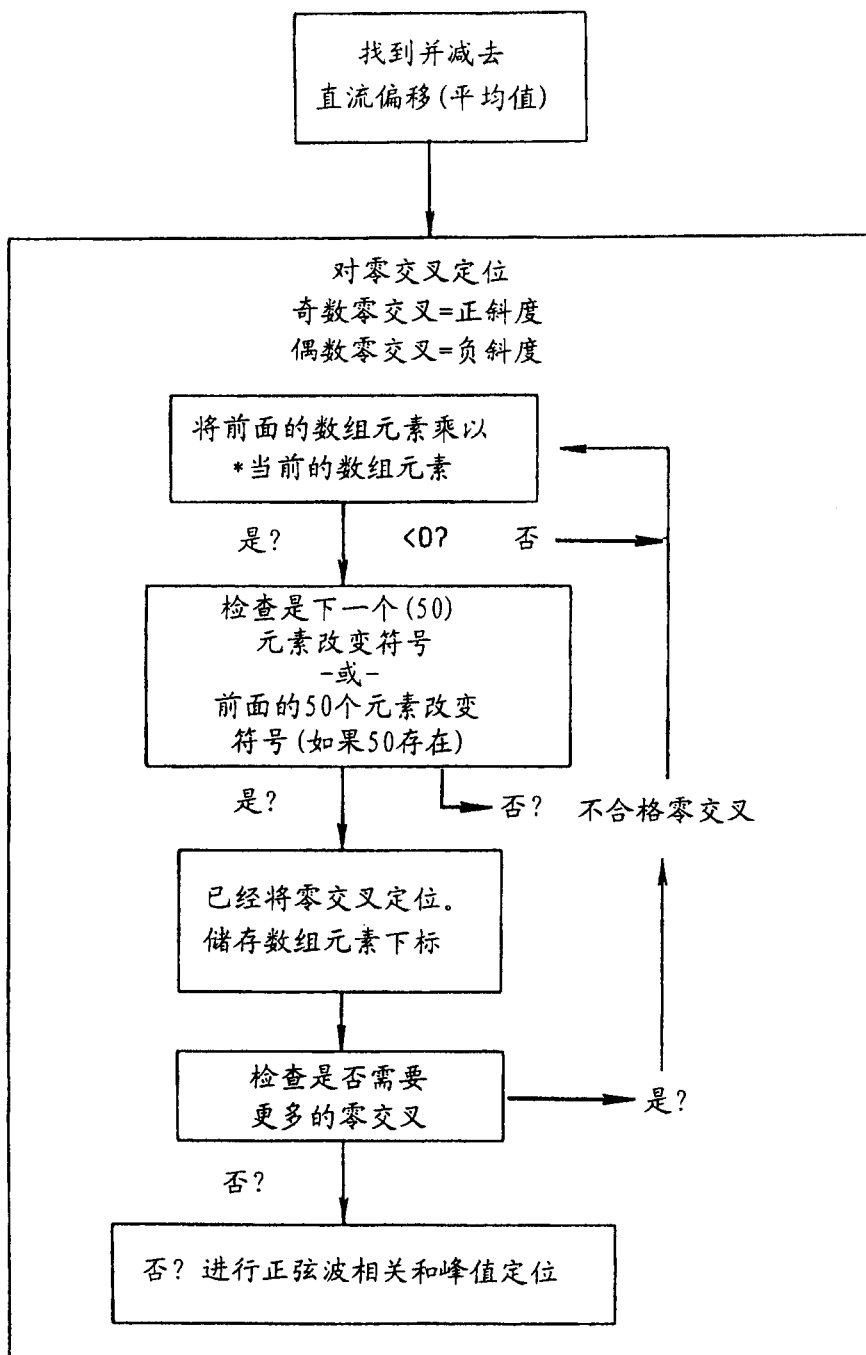


图 5

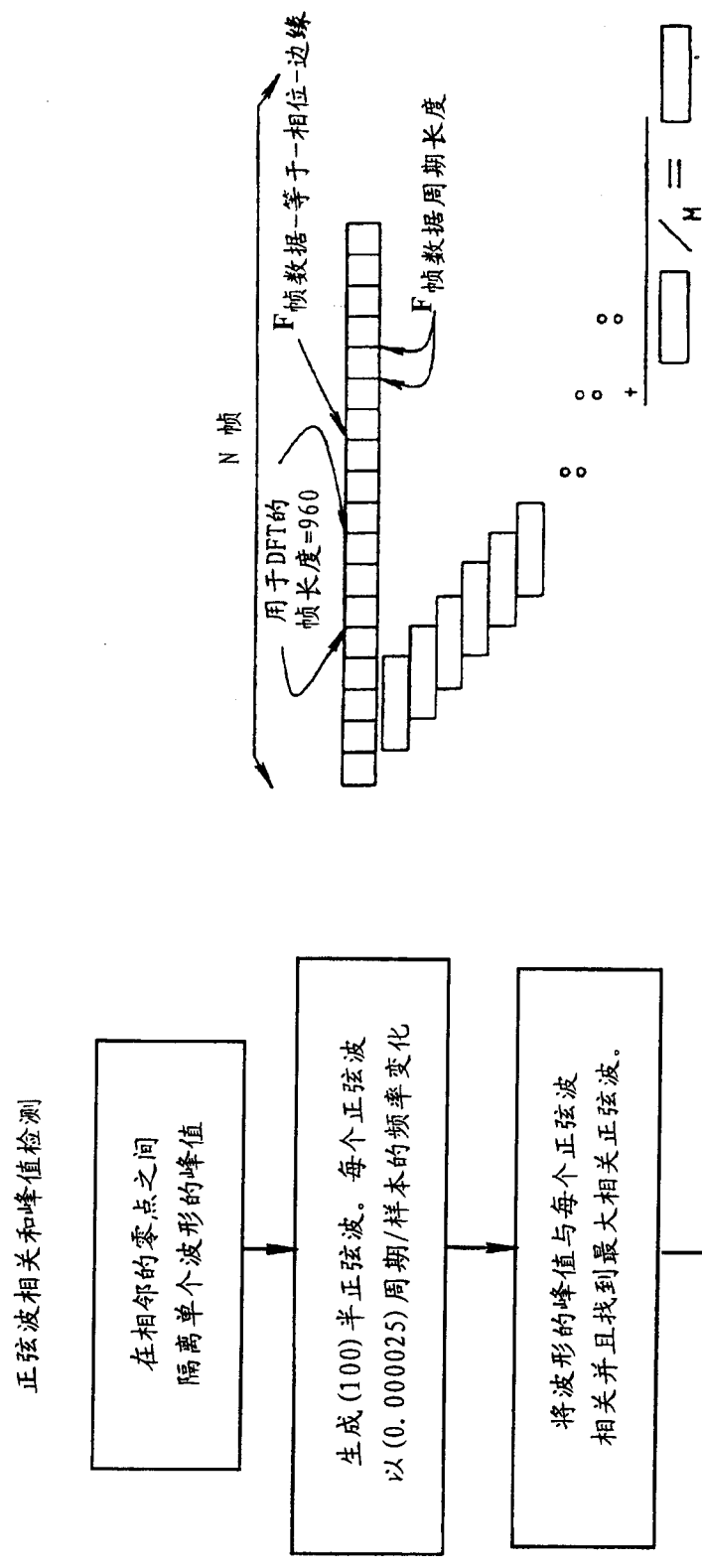


图 7

图 6

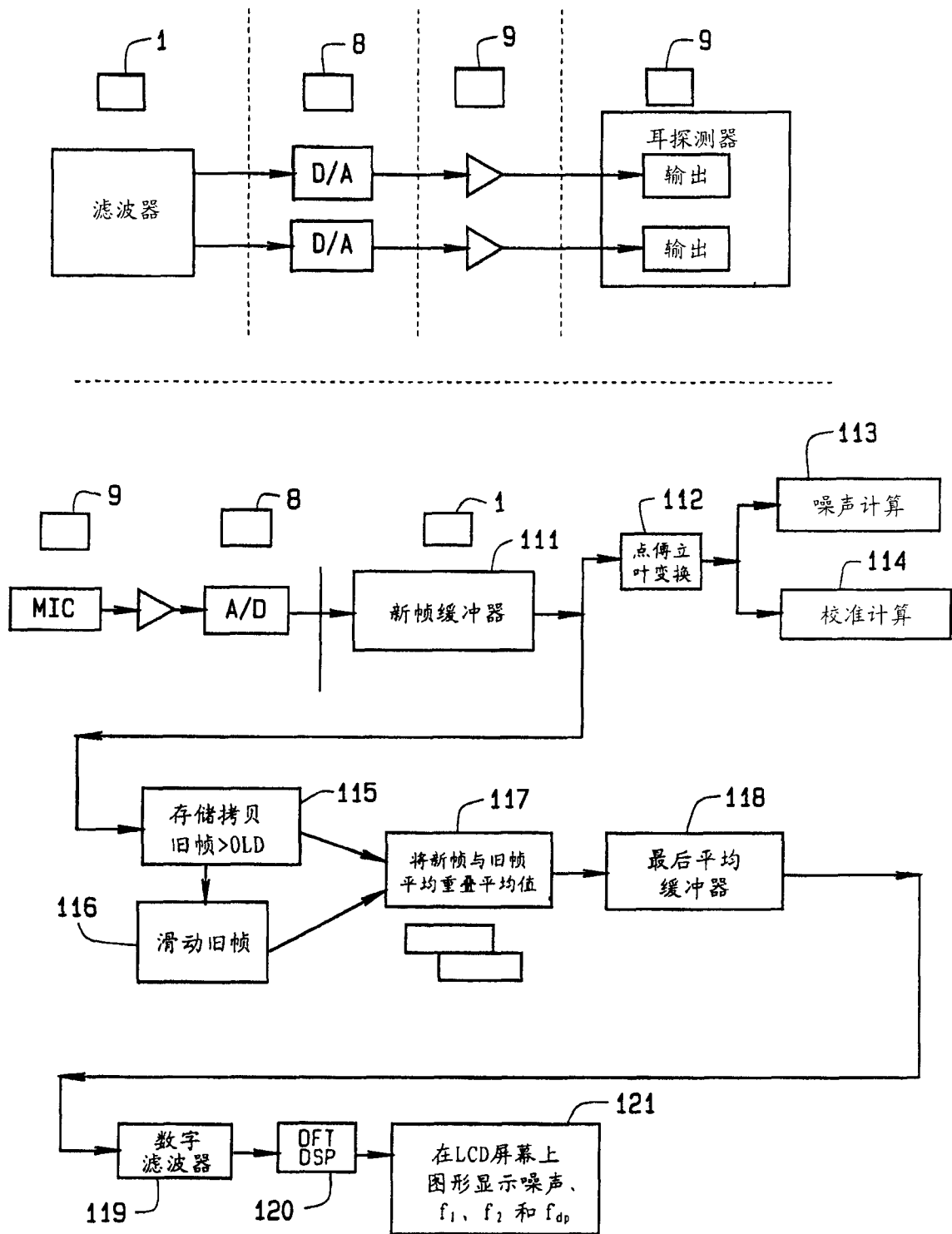


图 8