



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110620980 A

(43)申请公布日 2019.12.27

(21)申请号 201910525081.X

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2019.06.18

A61B 5/11(2006.01)

(30)优先权数据

102018209801.8 2018.06.18 DE

(71)申请人 西万拓私人有限公司

地址 新加坡新加坡城

(72)发明人 C.库克拉 T.沃尔兹巴彻

S.克卡诺维克

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 刘畅

(51)Int.Cl.

H04R 25/00(2006.01)

G08B 21/04(2006.01)

G08B 21/24(2006.01)

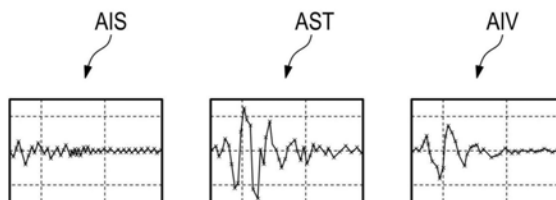
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

用于运行听力设备系统的方法和听力设备系统

(57)摘要

在根据本发明的用于运行听力设备系统的方法中,听力设备系统包括至少一个听力设备(1),根据所述方法,借助听力设备(1)的第一传感器(10)采集表征实际佩戴情况的第一测量参量(az, AI)。如果第一测量参量(az, AI)和/或从其导出的时间走向满足至少一个预先给定的第一标准,则推断出听力设备(1)存在跌落。如果识别到存在跌落,则采集至少一个另外的测量参量(T)和/或从其导出的时间走向,并且根据至少一个另外的测量参量(T)确定,听力设备(1)是否在跌落之后布置在助听器佩戴者的头部上。



1. 一种用于运行听力设备系统的方法,所述听力设备系统包括至少一个听力设备(1),其中根据所述方法,

-借助听力设备(1)的第一传感器(10)采集表征实际佩戴情况的第一测量参量(a_z , AI),

-如果所述第一测量参量(a_z , AI)和/或从其导出的时间走向满足至少一个预先给定的第一标准,则推断出所述听力设备(1)存在跌落,

-如果识别到存在跌落,则采集至少一个另外的测量参量(T)和/或从其导出的时间走向,和

-根据所述至少一个另外的测量参量(T)确定,听力设备(1)是否在跌落之后布置在助听器佩戴者的头部上。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中依据听力设备(1)在跌落之后的位置采取预先给定的措施。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中作为第一传感器考虑加速度传感器(10),并且其中采集听力设备(1)的加速度(a_z)作为第一测量参量,并且其中作为跌落的第一标准考虑包含在加速度(a_z)中的并且指示重力(g)的加速度分量是否呈现零值或者是否至少低于预先给定的阈值。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其中,作为第一传感器考虑加速度传感器(10),并且其中采集听力设备(1)的加速度(a_z)作为测量参量,并且其中作为跌落的第一标准考虑是否采集到了表征撞击的听力设备(1)的加速度(a_z)走向。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中作为第一传感器考虑对于听力设备的角度变化敏感的传感器(10),并且其中作为从第一测量参量导出的走向考虑听力设备(1)的角位置走向,并且其中作为跌落的第一标准考虑听力设备(1)的角位置走向的模式是否足够地类似于至少一个预先给定的模式。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其中作为跌落的第二标准考虑在预先给定的时间窗内是否断续地多次满足所述第一标准或者所述第一标准中的至少一个。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中根据所述第一测量参量确定听力设备(1)的当前取向(AI)并且将其与标准佩戴取向(AST)进行比较,并且其中作为跌落的标准考虑当前取向(AI)是否显著偏离标准佩戴取向(AST)。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中在存在跌落时,借助听力设备(1)的扬声器(6)和麦克风(4)采集表征声学反馈的反馈参量作为另外的测量参量,并且将所采集的反馈参量与针对正常佩戴状态存储的反馈参量进行比较,并且其中在预先给定的偏差的情况下推断出不存在正常佩戴状态。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中根据所采集的反馈参量推断出听力设备(1)的丢失和/或推断出助听器佩戴者与听力设备(1)一起跌落。

10. 根据权利要求8或9所述的方法,其中所述听力设备系统包括右侧听力设备(1)和左侧听力设备(1),并且其中根据针对相应听力设备(1)采集的两个反馈参量检查助听器佩戴者是否卧于一侧。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,其中所述听力设备系统包括右侧听力设备(1)和左侧听力设备(1),其中分别借助麦克风(4)采集环境噪声,其中针对两个听力设备

(1) 分别确定所采集的环境噪声的频谱,并且其中根据所述频谱检查助听器佩戴者是否卧于一侧。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,其中为了确定另外的测量参量(T)考虑生物传感器,并且其中将所述另外的测量参量(T)或者其走向与针对正常佩戴状态存储的参考参量或参考走向进行比较。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中作为生物传感器考虑温度传感器、身体声音传感器、EKG传感器、脉冲传感器和/或电容传感器。

14. 根据权利要求7至13中任一项所述的方法,其中在识别到存在跌落时检查听力设备(1)的当前取向(AI)是否在跌落之后在预先给定的时间窗(FZ)内发生了改变,特别地,是否变回标准佩戴取向(AST)。

15. 根据权利要求1至14中任一项所述的方法,其中如果在跌落之后听力设备(1)布置在助听器佩戴者的头部上并且确定了听力设备(1)没有移动,则作为预先给定的措施,进行紧急呼叫。

16. 根据权利要求1至15中任一项所述的方法,其中作为预先给定的措施,在听力设备(1)丢失的情况下采集跌落的位置并且存储在听力设备(1)外部的存储装置中和/或其中发出警报信号。

17. 根据权利要求1至16中任一项所述的方法,其中作为预先给定的措施,在识别到跌落时,分析借助听力设备(1)的麦克风(4)采集的环境噪声中是否存在指示紧急情况叫喊。

18. 根据权利要求1至17中任一项所述的方法,其中作为预先给定的措施,在识别到跌落时,分析借助听力设备(1)的麦克风(4)采集的环境噪声中是否存在第三人的声音。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中对第三人的声音执行语音识别,以便识别出是否能够从其语音表达中推断出正在进行的救援。

20. 一种具有至少一个听力设备(1)的听力设备系统,所述听力设备系统被设计为,用于执行根据权利要求1至19中任一项所述的方法。

用于运行听力设备系统的方法和听力设备系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于运行听力设备系统的方法,该听力设备系统包括至少一个听力设备。此外,本发明还涉及一种具有至少一个这种听力设备的听力设备系统。

背景技术

[0002] 听力设备、特别是以听力辅助设备的形式的听力设备为具有听力减退的人员服务,以至少部分地补偿听力减退。为此,一般的听力设备(特别是对于听力辅助设备,其也被称为助听器)通常包括用于采集来自环境的噪声的至少一个麦克风以及信号处理处理器,该信号处理处理器用于处理并且特别是依据个体的听力减退(特别是特定于频率地)放大和/或衰减所采集的噪声。将经处理的麦克风信号从信号处理处理器转发到(通常以扬声器形式的)输出转换器,以输出到相应助听器佩戴者的听觉器官。根据听力减退的类型,作为输出转换器将所谓的骨传导听筒或者耳蜗植入物用于听觉器官的机械或电刺激。然而,术语听力设备也可以概括其他装置,例如头戴耳机、“可穿戴设备”、私人噪声放大产品(也称为“PSAP”)、所谓的耳鸣罩或头戴送受话器。

[0003] 在听力设备的日常使用中,听力设备也可能掉到地面上(以下称为“跌落”或“坠落”)。由于这种听力设备、特别是听力辅助设备通常是相对较小的装置,因此跌落识别是合适的,以便例如使听力设备的佩戴者注意到听力设备已经跌落。然而,另一种情况可能是听力设备的佩戴者也跌倒并且因此与听力设备一起跌落。由于听力设备的佩戴者、特别是听力辅助设备的佩戴者通常是在可能需要帮助的老年人,因此期望尽可能准确地了解实际存在的情况。因为对于听力设备的佩戴者与听力设备一起跌落并且可能需要帮助的情况,在最坏的情况下听力设备本身不能提供帮助。

发明内容

[0004] 因此,本发明要解决的技术问题是,实现听力设备系统的改善的运行。

[0005] 该技术问题根据本发明通过具有本发明特征的用于运行听力设备系统的方法来解决。此外,该技术问题根据本发明通过具有本发明特征的听力设备系统来解决。在下面的描述中还说明了有利的和部分本身有创造性的本发明的扩展和实施方式。

[0006] 根据本发明的方法用于运行包括至少一个听力设备的听力设备系统。在此,根据该方法,借助听力设备的第一传感器采集表征当前佩戴情况(在下文中为:“实际佩戴情况”)的测量参量。如果测量参量和/或从其导出的时间走向满足至少一个预先给定的标准,则推断出听力设备存在跌落。对于识别到存在跌落的情况,于是采集至少一个另外的测量参量和/或从其导出的时间走向。就此,根据该至少一个另外的测量参量确定,听力设备是否在跌落之后还布置在听力设备的佩戴者(下文中简称:助听器佩戴者)的头部上。

[0007] 即,首先根据第一测量参量确定听力设备是否跌落,然后基于该跌落的检测借助至少一个另外的测量参量检查,助听器佩戴者是否例如在跌落之前、期间或之后丢失了听力设备。

[0008] 在此以及在下文中,特征特别是意味着,测量参量包含定量的信息,该信息能够实现与实际佩戴情况的明确推断。在此,测量参量可以直接给出与实际佩戴情况相关联的值。然而,替换地,测量参量还可以包含关于实际佩戴情况的定性的信息。

[0009] 通过上述方法可以有利地实现,结合跌落的佩戴情况可以更好地、即特别是相对于对听力设备的跌落的“裸”检测特别精确地进行评估。在此,这种精确的评估可以进一步有利地形成相对可靠的,即具有特别低的误判风险的,关于随后要采取或者采用的措施的判断基础。

[0010] 在特别优选的实施中,特别是依据听力设备在跌落之后处于或者已经处于的听力设备位置(布置)来采取预先给定的措施。即,首先确定听力设备是否布置在助听器佩戴者的头部上或者布置在另外的位置、例如布置在地面上,并且据此在必要时作出不同的反应。因此,可以在跌落时或之后辨别不同的情景,并相应地对其做出(必要时不同的)反应。也就是,特别地,考虑听力设备的位置作为特征(feature),以选择相应的措施。

[0011] 在合适的方法变形方案中,考虑加速度传感器作为第一传感器。该传感器优选地集成在听力设备中。在此,作为加速度传感器,优选地使用“多轴”加速度传感器,即在多个测量轴上敏感的加速度传感器。优选地,其在此是也被称为“3D加速度传感器”的传感器。

[0012] 合适地,在此采集听力设备的加速度作为第一测量参量。作为跌落的第一标准,在此特别是考虑:包含在加速度中的且指示重力的加速度分量,特别是从加速度传感器的相应的测量信号可导出的重力矢量,是否呈现零值或者是否至少低于预先给定的阈值。这种方法特别是基于如下考虑,即,在自由下落的情况下(无论是听力设备本身跌落还是助听器佩戴者与听力设备一起跌落),借助加速度传感器测量的重力在理想情况下被完全消除或者例如由于测量的不准确性至少被几乎消除,这是因为听力设备以相同的值进行加速。因此,所测量的重力的短暂“消失”(或“下降”)形成对跌落的指示。对于这种情况下的阈值,例如预先给定接近零的值、特别是大约0.1-0.5g、优选地是大约0.3g。

[0013] 可选地,在上述方法变形方案的扩展中,另外还考虑所测量的重力的消失或下降的持续时间,以便能够区分例如跳跃事件等。例如,根据通常的下落高度,例如大约助听器佩戴者的身高,来估计跌落时自由下落的通常持续时间。在蹦床跳跃时或从物体跳到地面上时,相应自由下落的持续时间以很大概率有规律地能够与跌落时的通常持续时间区分。在此,作为通常持续时间,(特别是依据助听器佩戴的身高)假定大约0.4至0.8秒的值、特别是大约0.55至0.7秒的值。

[0014] 在可选附加的或替换的另外的方法变形方案中,特别是同样借助加速度传感器,如下地(即关于第一标准)检查听力设备的加速度,是否采集到了表征撞击的听力设备的加速度走向。即,考虑这种撞击作为替换的或可选的第一标准。跌落时的这种撞击表现为识别到的相对突然的听力设备减速,并且因此表现为具有与所测量的重力方向相反的动作方向的相对强的加速度。与此相对,在有意地实施的跳跃的情况下的减速有很大概率会达到不太大的加速度值,因为助听器佩戴者在此通常受到“拦截”,例如通过弯曲四肢来实现逐渐且持续尽可能长时间的动能缓冲。例如,为了检测跌落引起的撞击,在相对较长的时间段内、特别是在上面描述的跌落的通常持续时间内执行阈值比较或模式识别。

[0015] 在另外有利的方法变形方案中,考虑对听力设备的角度变化敏感的传感器(也称为“状态传感器”)作为第一传感器。可选地,在此使用上面描述的加速度传感器。替换地或

附加地,使用称为“陀螺传感器”的陀螺仪传感器。进一步替换地或附加地,使用磁场传感器。至少两个上面描述的传感器的组合在此和下文中被称为“惯性测量单元”。在这种方法变形方案中,针对从第一测量参量(或者必要时从所采集的另外的测量参量)导出的走向考虑听力设备的角位置走向。听力设备的该角位置在此表示对于听力设备在空间上的取向的度量。作为跌落的第一标准,在该方法变形方案中考虑,听力设备的角位置走向的模式是否足够地类似于至少一个预先给定的模式。在此,该预先给定的模式优选地作为跌落的特征存储在听力设备的存储器单元中。例如,作为预先给定的模式考虑特别是围绕明显位于听力设备外部的轴线的、听力设备的从时间上来看缓慢的旋转。在此,这种缓慢的旋转,即只有轻微的听力设备的旋转运动,可以推断出听力设备与助听器佩戴者一起跌落。作为另外的模式,可选附加地或替换地预先给定特别是围绕“内”轴线(即围绕位于听力设备内部的轴线)的、听力设备的相对快速的多次旋转。在此,与这种模式的相似性可以推断出仅听力设备本身的跌落,例如针对听力设备从助听器佩戴者的头部上的其正常佩戴位置“脱离”的情况。在该方法变形方案的范围内,优选地使用模式识别方法以将所采集的听力设备的角位置走向与模式或者与可能的多个模式进行比较。

[0016] 在另外有利的方法变形方案中,作为特别是附加的跌落的(第二)标准考虑,在预先给定的时间窗(该时间窗特别是大致对应于上面描述的跌落的通常持续时间,例如具有0.5至1.5秒的持续时间)内是否断续地多次满足上述标准中的至少一个。这特别是可以针对在听力设备“裸”跌落时(即只有听力设备跌落时)通常出现的、至少部分弹性的冲击推断出一种听力设备“跳跃”。因此,(例如在上述撞击之后)例如可以采集自由下落的第二阶段,该第二阶段在时间上明显短于“第一阶段”。相应地,这也适用于检测上述撞击,撞击在听力设备跳跃时也能够(至少明显更弱地)发生第二次或更多次。相应地,这也适用于上述角位置走向,角位置走向在听力设备的撞击之后同样围绕通常不同取向和布置的轴线进行听力设备旋转的第二阶段。

[0017] 在另外有利的方法变形方案中,作为至少一个上述方法变形方案的附加或可选地替换,根据第一测量参量来确定听力设备的当前取向(也称为实际取向)并且将其与标准佩戴取向进行比较。可选地,标准佩戴取向在调整听力设备时特定于用户地进行确定并且作为参考值进行存储。作为(可选的另外的)跌落的第一标准,在此考虑,实际取向是否显著偏离标准佩戴取向。显著偏离在此和在上下文中特别是理解为,实际取向不同于在助听器佩戴者头部上的“轻微”位移的取向。例如,将听力设备的倾斜、特别是围绕至少一个任意轴线倾斜了多于十度作为显著的偏差。因此,在这种情况下,优选地是一种对实际取向的之前和之后的比较,该比较优选连续地或者例如以相对较短的时间间隔(0.5-1.5秒)进行。如果确定实际取向显著偏离标准佩戴取向,则推断出发生了跌落。因此,如果实际取向对应于标准佩戴取向,则具有很高的概率的是,听力设备的当前的实际佩戴位置是正常的佩戴位置(特别是助听器佩戴者的头部保持直立并且听力设备佩戴在正常位置)。

[0018] 在另外的合适的方法变形方案中,在存在(即检测到)跌落时,借助听力设备的扬声器和麦克风采集表征声学反馈的反馈参量作为另外的测量参量,并且将该反馈参量、特别是可由此导出的模式与针对听力设备在助听器佩戴者头部上的正常佩戴状态存储的反馈参考参量进行比较。在此,作为反馈参量优选地考虑脉冲响应和/或相关联的频率响应、特别是麦克风对于扬声器的测试信号的脉冲响应和/或频率响应。如果所采集的反馈参量

偏离了反馈参考参量的预先给定的程度,则相应地推断出不存在听力设备在助听器佩戴者头部上的正常佩戴状态。

[0019] 在此,在有利的扩展中,根据该比较并且因此还根据所采集的反馈参量推断出(在跌落之前,之中或者之后)听力设备的丢失和/或推断出助听器佩戴者与听力设备一起跌落。可以认识到,可以根据反馈参量、特别是根据脉冲响应或频率响应来估计,听力设备是否正常地位于助听器佩戴者的耳朵上或耳朵中。然而,同样地还可以根据反馈参量来估计,虽然听力设备正常地位于助听器佩戴者的耳朵上或耳朵中,但是听力设备是否也许是在当前情况下可能在跌落的条件下还处于助听器佩戴者的耳朵上。后者相应地表示与听力设备一起跌落而没有丢失听力设备。可选地,特别是通过针对跌落的指示(例如在检测到重力消失时)优选多次连续地触发对反馈参量的采集,还可以识别到一起跌落伴随着随后丢失听力设备。由此,可以根据在表征与耳朵分离的布置的(可选的另外的)反馈参考参量的方向上的反馈参量的(可能连续的)变化推断出后来的听力设备丢失。

[0020] 在优选的实施中,特别是在与上述采集第一或者相应的测量参量以检测跌落和/或跌落之后的情况的变形方案无关的实施中,听力设备系统包括两个听力设备,即优选的右侧听力设备和左侧听力设备,听力设备相应地为了佩戴在助听器佩戴者的右耳或左耳上而设计和设置。优选地,在这种情况下,听力设备系统是双耳系统。

[0021] 在上述用于确定反馈参量的方法变形方案的合适的扩展中,特别是针对两个听力设备分别采集相应的反馈参量,并且根据所采集的这两个反馈参量检查,助听器佩戴者是否卧于一侧、特别地是否卧于相应的耳朵上。在此,两个(特别是右侧的或者左侧的)反馈参量不仅与(优选地,相应相关联的,即特别是在第一次调整时相应存储的)反馈参考参量进行比较,而且还相互进行比较。优选地,特别是当已经确定了助听器佩戴者卧于一侧时,在预先给定的时间段中(例如至少30秒,可选地直至90或者120秒)进行该检查。此外,如果在该时间段中确定了,助听器佩戴者卧于一侧、特别是保持卧姿,则特别是可以推断出存在助听器佩戴者已经受伤的增加了的概率。这有利地是关于要采取的措施的判断基础。

[0022] 作为上面描述的根据两个(即左侧和右侧的)反馈参量检查助听器佩戴者是否卧于一侧的附加或替换,根据借助相应的左侧和右侧的听力设备的麦克风采集的环境噪声来执行类似的检查。特别地,在此导出相应所采集的环境噪声的频谱,并且根据这两个频谱检查,是否针对这两个听力设备中的一个采集到了相对于另外的听力设备衰减的环境噪声频谱。这意味着,相关联的耳朵相对于环境被遮蔽,并且因此例如布置在地面附近或者搁置在了地面上。优选地,还将在所检测的跌落之后利用相应听力设备采集的频谱与跌落之前的频谱进行比较,以便例如排除,采集到相对衰减频谱的耳朵例如是被衣物遮蔽。由此可以降低误判的风险。

[0023] 在另外的合适的方法变形方案中,为了确定另外的测量参量考虑优选在可能的两个听力设备中的至少一个中应用的生物传感器。在此,将借助该生物传感器采集的另外的测量参量或者其走向与针对听力设备或者相应听力设备的正常佩戴状态存储的参考参量或者相应的参考走向进行比较。术语“生物传感器”在此以及在下文中特别是理解为,使用能够通过和助听器佩戴者的身体相互作用而采集到的参量作为测量参量的传感器。优选地,在此将这种生物传感器用于检测助听器佩戴者的身体与听力设备的相互作用的持续存在,并且在这种相互作用消失时相应地提供对丢失听力设备的指示。特别地,相对于上述反

馈测量,生物传感器因此提供相对简单且关于所需的计算成本并不昂贵的、用于确定听力设备在跌落之后是否还位于助听器佩戴者的头部上的可能性。

[0024] 在此,作为生物传感器,优选地考虑温度传感器、身体声音传感器、EKG传感器、脉冲传感器和/或电容传感器。温度传感器例如是基于(热)传导的电阻温度计。然而,替换地,温度传感器是红外温度传感器(简称为“IR温度传感器”)。该温度传感器具有能够相对快速、即以特别短的时间延迟响应温度变化的优点。在温度传感器的情况下,作为丢失听力设备的标准特别是考虑从身体温度采集的温度下降。对于其他传感器,特别是考虑对缺少的值或者无意义的值进行显示的测量信号,例如缺少身体声音、缺少电信号或者缺少脉冲信号。

[0025] 特别地,为了能够在检测到的跌落之后更好地分析助听器佩戴者和/或听力设备的状况,在有利的方案变形中(在检测到跌落之后)检查,听力设备的当前取向、即实际取向是否在跌落之后在预先给定的时间窗内发生了改变。优选地,在此还检查,实际取向是否变回标准佩戴取向。作为时间窗,在这种情况下例如再次考虑跌落之后30、90或120秒的时间段。在该时间段内的听力设备的实际取向的变化作为如下指示考虑:对于丢失听力设备的情况,助听器佩戴者再次拾起掉落的听力设备或者与听力设备一起摔倒的助听器佩戴者本身再次与耳朵上的听力设备一起移动。听力设备返回到其标准佩戴取向在此理解为,助听器佩戴者再次安装听力设备和/或自己(可能与未丢失的听力设备一起)再次站起返回其正常的姿势。在这两种情况下,优选推断出,所检测到的跌落并不严重。相应地,反之可以推断出,如果没有检测到实际取向的变化,则在跌落之前或期间丢失听力设备时,助听器佩戴者没有再次找到听力设备和/或至少起初与听力设备一起摔倒的助听器佩戴者可能由于跌落导致本身不能够自己再次起身。

[0026] 在特别有利的方案变形中,如果在跌落之后听力设备布置在助听器佩戴者的头部上,并且特别是确定了听力设备优选地在上述预先给定的时间窗内没有恢复移动、特别是没有恢复移动到标准佩戴取向,则作为预先给定的措施,进行紧急呼叫。在此,紧急呼叫优选地借助听力设备通信连接进行传输,可选地,间接地通过与听力设备耦合的智能手机、类似的电子设备或者“直接”借助听力设备的数据连接传输到相应的服务器或者服务提供商。例如,紧急呼叫在此作为实际的紧急呼叫(必要时以相应的文本消息的形式)传输到救援协调中心等。附加地或替换地,紧急呼叫作为消息(以语音或文本形式)传输到助听器佩戴者的联系人(例如亲属、护士、主治医师等)。

[0027] 上面描述的听力设备是否移动以及是否恢复移动到标准佩戴取向的检查,在此可选地借助加速度传感器和/或对角位置敏感的传感器(状态传感器)、例如惯性测量单元来执行。附加地或替换地,还可以使用上面描述的反馈测量和/或对所采集的环境噪声的频谱的分析。优选地,在这种情况下,考虑这种声学分析,以支持或验证借助加速度传感器和/或状态传感器采集的情况。

[0028] 在另外的方案变形中,作为预先给定的措施(作为上述措施的附加或替换),特别是在听力设备丢失的情况下采集跌落的位置、即采集特别是发生跌落的地点,并且存储在听力设备外部的存储装置、例如在线数据库或者上述智能手机中。附加地或替换地,有利地还借助丢失的听力设备本身、必要时双耳系统的两个听力设备和/或智能电话发出警报信号,该警报信号应当提醒助听器佩戴者所述丢失。然而,将跌落的位置存储在上述存储

介质中在此还可以实现随后的追溯,从而在必要时实现随后再次找到丢失的听力设备。

[0029] 在优选的方法变形方案中,使用多个上面描述的不同的第一测量参量和相应相关联的第一标准,以改善对跌落的检测,尤其是减少误判。可选地,在此累积检查多个第一标准。此外,进一步可选地,还可以考虑不同的第一测量参量以借助另外的第一测量参量对跌落的检测进行验证。

[0030] 在另外有利的方法变形方案中,特别是为了进一步分析跌落之后的情况,作为预先给定的措施,在识别到跌落时,借助听力设备的麦克风从设备的环境采集环境噪声,并且分析是否存在指示助听器佩戴者紧急情况叫喊。例如,在此借助听力设备的语音分析单元分析在所采集的环境噪声中是否包含(特别是助听器佩戴者本身的)呼救、咳嗽、呼吸困难等。这优选地用于支持对进行紧急呼叫、完全坠落、或者对上面描述的在跌落之后听力设备是否移动的检查的判断。这对于当在跌落之后丢失设备时、助听器佩戴者受伤、在听力设备附近卧在地面上和可能正在呼救的情况可能是有利的。

[0031] 附加地或可选替换地,在另外的方法变形方案中,根据所采集环境噪声检查,是否已经有其他人(即第三人)在场,以便可能帮助助听器佩戴者。特别地,分析环境噪声中是否存在(相对于助听器佩戴者的声音不同的)第三人的声音(在存在时,其声音可能包含在环境噪声中)。如果至少有一个第三人在场,则可选地中断紧急呼叫(特别是对救援协调中心的紧急呼叫)或者添加已经有潜在的帮助人员在场的附加信息。

[0032] 在上述方法变形方案的有利扩展中,执行对所采集的第三人声音的语音识别,以便识别,是否能够从其语音表达中推断出正在进行的救援(例如以已知的指令的形式,该指令必要时也可以指向其他人)。如果是这种情况,则可选地中断紧急呼叫,因为已经进行了帮助,或者在需要时可以由进行帮助的人员进行紧急呼叫。

[0033] 在另外合适的方法变形方案中,作为在检测到跌落之后的预先给定的措施(特别地,与只有听力设备或者与助听器佩戴者一起跌落无关)将该跌落登记到一种“日志”中。在此,该日志可选地在听力设备本身中,或者在优选地由听力设备的制造商提供的在线数据库中实现。在超过听力设备丢失事件的边界数量时,例如引入节奏更紧密的监视措施(例如上述声学反馈检查)和/或指示助听器佩戴者检查配合、特别是检查与听力设备的匹配,或者在必要时加以改进。附加地或替换地,在超过边界数量时还指示助听器佩戴者,例如由受过训练的人员对听力设备的所有部件的正确功能进行检查,以便能够识别可能出现的损坏。可选地,听力设备本身还具有如下设备:例如控制器,其在超过边界数量时(另外可选地,也在每次检测到丢失情况时)执行对所有部件的功能能力的系统检查。

[0034] 在可选的方法变形方案中,进行迭代或者再次检查用于检测跌落的测量参量或者标准,特别是当根据第二或另外的测量参量得出听力设备还布置在助听器佩戴者的耳朵上时。例如,针对根据在重力方向上加速度的下落和/或根据听力设备的实际取向检测到听力设备的跌落(或者至少调高跌落概率)的情况,首先借助反馈测量参量确定,听力设备是否布置在助听器佩戴者的耳朵上。如果对反馈的检查得出,听力设备布置在耳朵上,则在该方法变形方案中再次检查跌落是否存在,例如根据针对存在跌落输出的概率值。

[0035] 根据本发明的听力设备系统包括至少一个上述类型的听力设备。所述听力设备以及听力设备系统被设计为,用于特别是自动地、即自主地执行上述方法。

附图说明

[0036] 下面参照附图更详细地呈现本发明的实施例。附图中：

[0037] 图1以示意图示出了听力设备，

[0038] 图2、图3分别以示意图示出了借助加速度传感器采集到的第一测量参量，

[0039] 图4以示意性侧视图示出了助听器佩戴者的耳朵上的标准佩戴取向的听力设备，

[0040] 图5示出了在偏差的实际取向中的听力设备，

[0041] 图6、图7分别示出了针对在外部布置的、正常佩戴的或者在耳朵上但是遮蔽佩戴的听力设备的反馈参量，

[0042] 图8以根据图2的视图示出了温度的走向，

[0043] 图9以示意性流程图示出了用于运行听力设备的方法。

[0044] 彼此相应的部分和参量在所有附图中具有相同的附图标记。

具体实施方式

[0045] 在图1中示意性示出了听力设备，具体为听力辅助设备（简称为“助听器1”）。助听器1具有壳体2，在壳体中作为助听器1的电气部件布置了两个麦克风4、扬声器6、信号处理器8和状态传感器10。麦克风4、扬声器6和状态传感器10在信号传输技术与信号处理器8相关联。此外，为了对所述电气部件进行供电，助听器1还包括电池12，电池12同样布置在壳体2中。此外，为了对由扬声器6输出的声学信号进行声音传导，助听器1还包括耦合到壳体2的声音软管14，其在正常佩戴状态下在助听器佩戴者的耳朵16处利用耳配合件18引入耳朵16的耳道中（参见图4）。

[0046] 信号处理器8被设计为，用于特定于佩戴者地处理借助麦克风4接收到的环境噪声，并且特定于频率地放大地和/或衰减地输出到扬声器6。此外，信号处理器8被设计为，用于监控助听器1的当前佩戴状况，即，助听器1是否处于图4中示出的其标准佩戴取向AST还是处于其他取向、具体地是否完全位于耳朵16上，具体地用于识别助听器1和/或助听器佩戴者的跌落。为此，信号处理器8执行下面更详细描述的运行方法。

[0047] 在此，在第一实施例中，状态传感器10被设计为3D加速度传感器（从而在三个不同的空间方向和测量方向上是敏感的），并且在此形成助听器1的第一传感器。根据从状态传感器10传输到信号处理器8的状态信号SL，信号处理器8确定在垂直方向上取向的加速度 a_z 。在通常的佩戴情况下（即，对于正常的身体姿态下以及对于在标准佩戴取向AST情况下佩戴的听力设备）加速度 a_z 的值对应于重力加速度或重力 g 。如果所测量的、在垂直方向上取向的加速度 a_z 低于接近零的阈值、具体为 $0.3g$ ，则信号处理器8推断出存在助听器1的自由下落，从而推断出至少助听器1掉落或跌落。作为用于检测助听器1跌落的（第一）标准，信号处理器8因此考虑加速度 a_z 下降到零。因此，信号处理器8考虑加速度 a_z 的时间走向作为要分析的特征。

[0048] 为了减少对加速度 a_z 变动的误判，信号处理器8检查，加速度 a_z 下降到零的时间是否与助听器佩戴者跌落或者助听器1从助听器佩戴者的耳朵16的高度跌落的通常持续时间DF相符（参见图2）。在此，该持续时间DF被设定为0.65秒。

[0049] 在替换或可选附加的实施例中，该实施例同样参照图2进行解释，根据加速度 a_z 检查加速度 a_z 的时间走向是否指示助听器1和/或戴有助听器1的助听器佩戴者具体撞击到地

面。如果加速度 a_z 具有如下的值,该值针对突然的减速具有与重力相反取向的加速度(即,曲线的右侧部分,其中曲线超过重力值 g),则存在这种指示。结合上述重力 g 的消失,对这种表征(或者指示)撞击的加速度 a_z 走向的检查展现了用于检测跌落的附加的(第一)标准。结合起来,在此附加地检查,表征撞击的加速度 a_z 走向是否直接紧接加速度 a_z 下降到零。

[0050] 在参照图3所示的另外的实施例中,作为针对跌落的“第二”标准,信号处理器8检查加速度 a_z 是否在预先给定的时间窗FZ内(例如1.2秒)至少两次依次满足上述两个标准。当助听器1仅自身落到地面上并且当时从地面跳起时,通常会产生这种模式。因此,在满足该“第二”标准时,就已经增加了助听器1单独掉落在地面上的概率。

[0051] 在参照图4和图5所示的、附加或替换的另外的实施例中,信号处理器8根据状态信号SL确定助听器1的当前实际取向AI作为测量参量。在该实施例中,状态传感器10由惯性测量单元构成,该惯性测量单元包括上述3D加速度传感器和陀螺仪传感器。由此可以特别容易地确定助听器1的实际取向AI。信号处理器8将实际取向AI与标准佩戴取向AST(图4中所示)进行比较。如果实际取向AI显著偏离标准佩戴取向AST,则信号处理器8推断出助听器1可能与助听器佩戴者一起跌落的高的概率。如果信号处理器8根据状态信号SL识别到,助听器1(如图5中所示)位于壳体2的一侧(具体地,实际取向AI偏离标准佩戴取向AST大于10度),则信号处理器8推断出,助听器1布置在耳朵16的外部并且至少在跌落之后从耳朵16掉落。助听器1的这种与耳朵16分离的位置或取向在下文中称为“分离取向”。

[0052] 如果信号处理器8检测到助听器1可能与助听器佩戴者一起跌落,则信号处理器8确定另外的测量参量,以确定助听器1是否(还)布置在助听器佩戴者的耳朵16上。为此,信号处理器8经由扬声器6发出测试信号,并借助麦克风4采集该测试信号作为反馈信号。根据所采集到的麦克风信号(即反馈信号),信号处理器8接着确定反馈信号的脉冲响应(impulse response)(参见图6)。脉冲响应表示反馈参量,并且在这种情况下用作确定助听器1的佩戴状态的特征。具体地,信号处理器8执行所采集的脉冲响应与针对不同佩戴状态存储的脉冲响应的模式比较。在图6中,在左侧示出了针对助听器1的分离取向AIS的脉冲响应,并且在中间示出了针对标准佩戴取向AST的脉冲响应。在图6的右侧示出了针对另一场景的脉冲响应,在该场景中,助听器1虽然正常地布置在助听器佩戴者的耳朵16上,但助听器1相对于环境被遮蔽。这种情况被称为遮蔽取向AIV。在此,针对这种遮蔽取向AIV的脉冲响应表征助听器佩戴者在跌落时没有丢失助听器1而是卧于其耳朵16上。

[0053] 在参照图7所示的另外的实施例中,信号处理器8不是确定脉冲响应而是确定反馈信号的频率响应(frequency response)。除此之外,根据图7的过程对应于根据图6的过程。

[0054] 在未详细示出的另外的实施例中,助听器1是双耳助听器系统的一部分。在这种情况下,将左和右助听器1的脉冲响应或频率响应相互比较。如果其中一个助听器1的脉冲响应或频率响应指示标准佩戴取向AST,而另一助听器1的脉冲响应或频率响应支持遮蔽取向AIV,则信号处理器8调高助听器佩戴者在没有丢失两个助听器1的情况下跌落并且卧于两只耳朵16中的一只上的概率。

[0055] 上述对两个助听器1之间的频率响应的比较在未详细示出的另外的实施例中通过借助两个助听器1采集环境噪声以及导出相应的频谱来执行。在此,如果针对两个助听器1中的一个确定了,频谱相对于另一个助听器1衰减,则也调高助听器佩戴者卧于两只耳朵16中的一只上的概率。

[0056] 在图8中示出了另外的实施例,如信号处理器8确定,助听器1是否在跌落之后与助听器佩戴者的耳朵16分离地布置。为此,助听器1以未详细示出的方式还具有被称为“生物传感器”的温度传感器。借助温度传感器,在助听器1的正常佩戴情况下助听器1与助听器佩戴者的头部接触的位置处采集温度 T 。即,因此只要助听器1布置在耳朵16上,借助温度传感器采集的温度值对应于至少大约身体温度 T_K 。如果在跌落期间或之后确定所采集的温度值下降、例如下降至环境温度 T_U ,则信号处理器8将这一点作为如下指示考虑:助听器1不再布置在身上、具体地不再布置在助听器佩戴者的耳朵16上。

[0057] 在图9中示出了运行方法的示意性流程图。在第一方法步骤20中,信号处理器8根据状态信号 SL 确定加速度 a_z 和/或实际取向 AI 。在随后的第二方法步骤30中,信号处理器8根据这些测量参量确定,加速度 a_z 是否对应于重力 g 或者以之前描述的方式偏离重力 g ,或者实际取向 AI 是否偏离标准佩戴取向 AST 。在此,信号处理器8判断(或者至少调高概率)是否存在跌落。

[0058] 在方法步骤40中,信号处理器8以之前描述的方式确定,助听器1或者相应的助听器1是否仍然布置在助听器佩戴者的耳朵16上。

[0059] 在另外的实施例中,信号处理器在方法步骤40中还确定(具体地通过针对预先给定的一分钟的持续时间进一步观察实际取向 AI),助听器1的当前状况是否发生了一些变化。如果没有变化,则信号处理器8调高助听器佩戴者已经丢失助听器1并且不再能找到的概率,或者调高助听器佩戴者由于受伤不能改变其状况的概率。为了支持关于助听器佩戴者受伤的判断,信号处理器8考虑之前描述的、在相应的坠落之后较长的时间段中对环境噪声的脉冲响应或频率响应或者频谱的分析。由于脉冲响应或频率响应或者频谱提供了助听器1是否仍然布置在助听器佩戴者的耳朵16上的信息,因此可以相对准确地估计,助听器佩戴者与布置在耳朵16上的助听器1是否一起处于地面上,而没有明显的移动。这能够推断出助听器佩戴者相对严重的受伤。

[0060] 在另外的方法步骤50中,信号处理器8采取针对检测到的助听器1或者助听器佩戴者的情况预先给定的措施。针对只有助听器1跌落的情况,信号处理器8借助未详细示出的数据接口将关于跌落地点的信息发送到与助听器1数据连接的助听器佩戴者的智能手机。信号处理器8可选地借助相关联的位置传感器或者替换地借助由智能手机提供的地点信息来确定跌落的地点。

[0061] 对于已经确定了助听器佩戴者与助听器1一起跌落并且在相对长的时间段中不能移动的情况,信号处理器8借助上述智能手机发送紧急呼叫,例如将其发送到紧急控制中心或者发送到存储在智能手机中的助听器佩戴者的家属。

[0062] 本发明的内容不限于上述实施例。而是本领域技术人员可以从之前的描述中导出本发明的其他实施方式。特别地,根据不同的实施例描述的本发明的各个特征以及其设计变形也可以以其他方式彼此组合。

[0063] 附图标记列表

[0064] 1 助听器

[0065] 2 壳体

[0066] 4 麦克风

[0067] 6 扬声器

[0068]	8	信号处理器
[0069]	10	状态传感器
[0070]	12	电池
[0071]	14	声音软管
[0072]	16	耳朵
[0073]	18	耳配合件
[0074]	20	方法步骤
[0075]	30	方法步骤
[0076]	40	方法步骤
[0077]	50	方法步骤
[0078]	AI	实际取向
[0079]	AST	标准佩戴取向
[0080]	AIS	分离取向
[0081]	AIV	遮蔽取向
[0082]	az	加速度
[0083]	DF	持续时间
[0084]	FZ	时间窗
[0085]	g	重力
[0086]	SL	状态信号
[0087]	T	温度
[0088]	TK	身体温度
[0089]	TU	环境温度

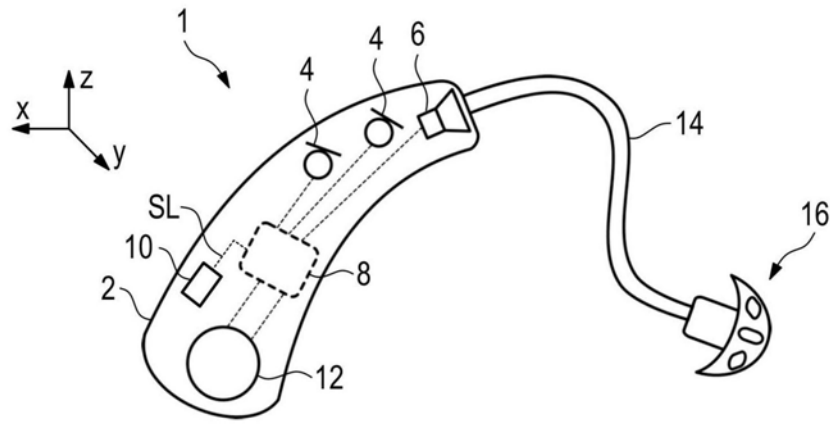


图1

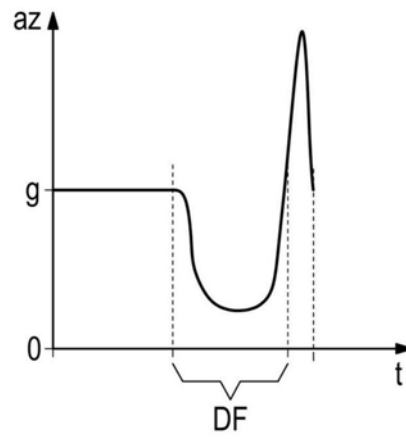


图2

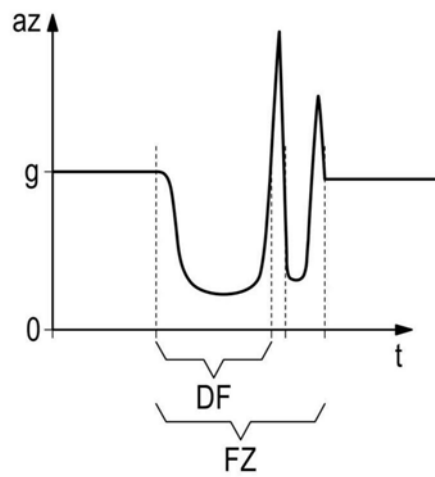


图3

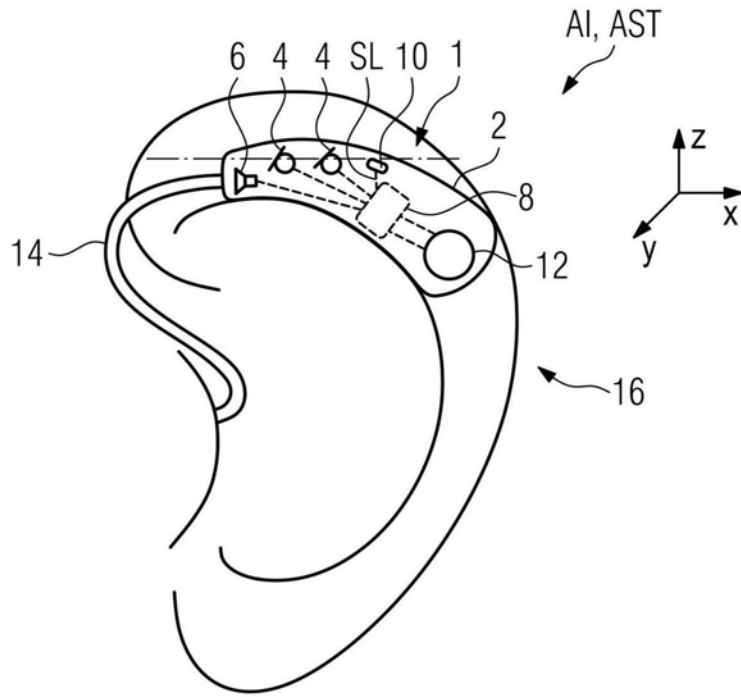


图4

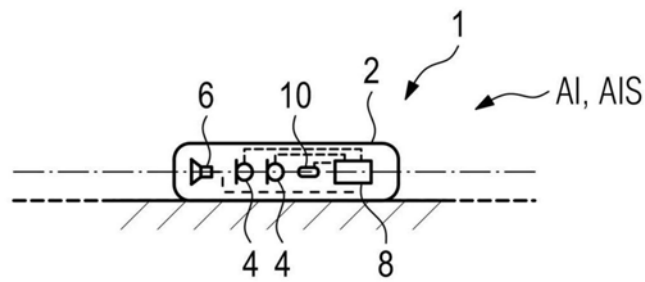


图5

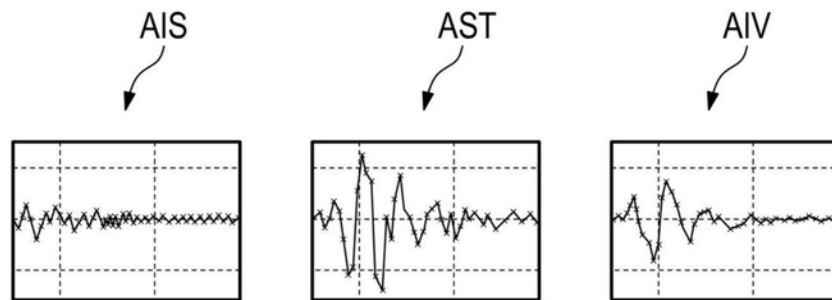


图6

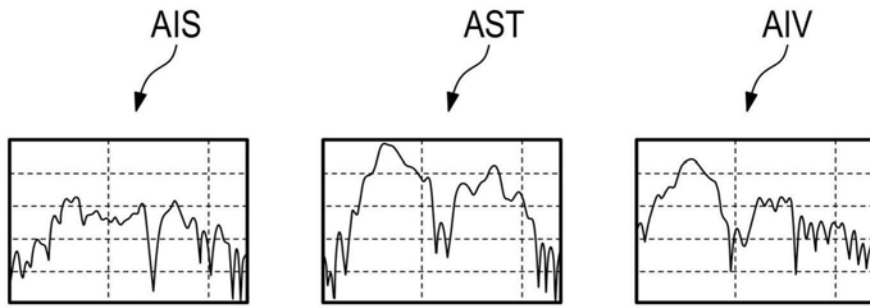


图7

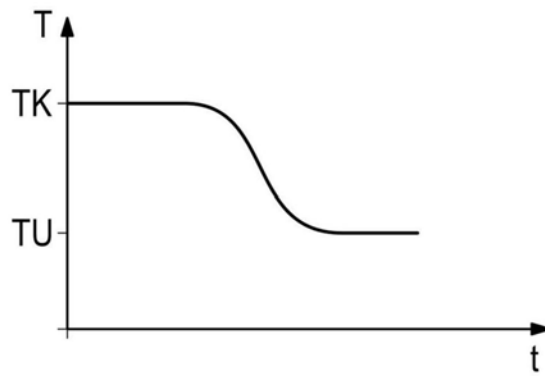


图8

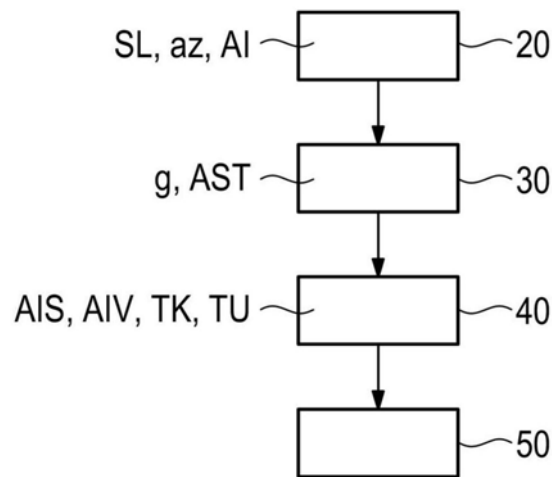


图9

专利名称(译)	用于运行听力设备系统的方法和听力设备系统		
公开(公告)号	CN110620980A	公开(公告)日	2019-12-27
申请号	CN201910525081.X	申请日	2019-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	西万拓私人有限公司		
申请(专利权)人(译)	西万拓私人有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	西万拓私人有限公司		
发明人	C.库克拉 T.沃尔兹巴彻 S.克卡诺维克		
IPC分类号	H04R25/00 G08B21/04 G08B21/24 A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0093 A61B5/1117 G08B21/0446 G08B21/24 H04R25/30 G08B21/043 H04R25/305 H04R2225/41 G10L15/22 G10L25/51		
代理人(译)	刘畅		
优先权	102018209801 2018-06-18 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在根据本发明的用于运行听力设备系统的方法中，听力设备系统包括至少一个听力设备(1)，根据所述方法，借助听力设备(1)的第一传感器(10)采集表征实际佩戴情况的第一测量参量(az , AI)。如果第一测量参量(az , AI)和/或从其导出的时间走向满足至少一个预先给定的第一标准，则推断出听力设备(1)存在跌落。如果识别到存在跌落，则采集至少一个另外的测量参量(T)和/或从其导出的时间走向，并且根据至少一个另外的测量参量(T)确定，听力设备(1)是否在跌落之后布置在助听器佩戴者的头部上。

