



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104036783 B

(45)授权公告日 2017.07.18

(21)申请号 201410209863.X

(22)申请日 2014.05.19

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104036783 A

(43)申请公布日 2014.09.10

(73)专利权人 孙国华
地址 215300 江苏省苏州市昆山市高新区
登云路268号
专利权人 胡巧声 徐丰

(72)发明人 孙国华 胡巧声 徐丰

(74)专利代理机构 南京纵横知识产权代理有限公司 32224
代理人 董建林 刘艳艳

(51)Int.Cl.
G10L 21/0208(2013.01)
H04R 1/32(2006.01)
H04R 1/08(2006.01)
A61B 5/055(2006.01)

(56)对比文件
CN 102239704 A,2011.11.09,
US 2005283068 A1,2005.12.22,
CN 101140760 A,2008.03.12,
US 5148488 A,1992.09.15,

CN 1670823 A,2005.09.21,
CN 1411783 A,2003.04.23,
CN 102421360 A,2012.04.18,
CN 101401450 A,2009.04.01,
SEN M.KUO ET AL.“Active Noise Control:ATutorial Review”.《Proceeding OF The IEEE》.1999,第87卷(第6期),
徐成节.“一种自适应增强谱线算法的优化设计与实现”.《电讯技术》.2012,第52卷(第6期),
周元建 等.一种新NLMS自适应滤波算法及其在多路回波消除中的应用.《通信学报》.2003,第24卷(第7期),
Julie E et al.“Modified LMS Algorithm for Speech Processing with an Adaptive Noise Canceller”.《IEEE TRANSACTIONS OF SPEECH AND AUDIO PROCESSING》.1998,第6卷(第4期),
杜江 等.“智能麦克风阵列语音分离和说话人跟踪技术研究”.《电子学报》.2005,第33卷(第2期),
陈涛 等.“移动机器人空间声源目标定位”.《计算机应用研究》.2009,第26卷(第10期), (续)

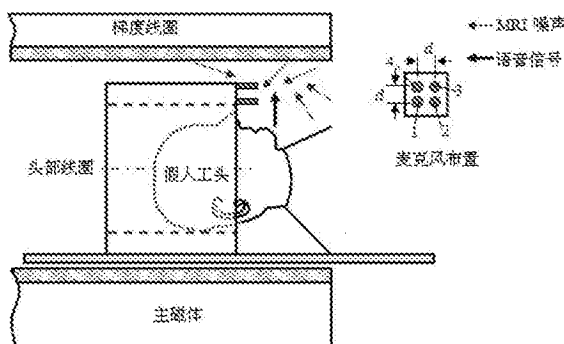
审查员 董小东

权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称
磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统

(57)摘要
本发明公开了一种磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,该系统利用指向性麦克风实现信号分离,避免语音失真;具体包括:1)四个全向性麦克风等间距排列;2)双阶段自适应滤波处理器;3)均一化的自适应滤波算法;4)频谱相减法的后处理算法。本发明提供的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,利用指向性麦克风处理技术能够有效地抑制语音信号和噪声通道传感器之间的互相干扰,确保自适应滤波器稳健、自动化地进行信号处理,消除MRI噪声对通讯麦

克风语音信号的干扰,提高医患之间的语音通话质量。



CN 104036783 B

[接上页]

(56)对比文件

李建奇等.“一种自适应噪声抵消系统的仿真与设计”.《噪声与振动控制》.2007,(第6期),

戴光宝.“磁共振成像扫描中梯度噪声的降噪方法研究”.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 基础科学辑 》.2011,(第5期),

柴林峰等.“基于TMS320VC5509的核磁共振噪声自适应对消系统的实现”.《桂林电子科技大学学报》.2011,第31卷(第4期),

郭华.“自适应滤波算法及应用研究”.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 信息科技辑》.2008,(第7期),

1. 一种磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,该系统利用指向性麦克风实现信号分离,避免语音失真;具体包括:

1) 四个全向性麦克风等间距排列;所述指向性麦克风由四个全向性麦克风构造而成,包括第一麦克风、第二麦克风、第三麦克风、第四麦克风;四个全向性麦克风间距相等且可调整;所述第一麦克风和第二麦克风设置位于靠近嘴部一侧;

2) 双阶段自适应滤波处理器;所述双阶段自适应滤波处理器包括两个相互串联的FIR自适应滤波器,用于分阶段地降低MRI噪声;

3) 均一化的自适应滤波算法;自适应滤波器采用的算法为均一化的最小均方算法;具体是指:

通过延迟通道构造期望信号;指向性麦克风通过四个全向性麦克风构造,用以生成参考信号以及延迟通道前的信号;指向性的信号通过声压差实现如下:

$$\text{dir}_2(n) = x_2(n) - x_3(n) \quad (1)$$

$$\text{dir}_3(n) = x_3(n) - x_4(n) \quad (2)$$

其中, dir_2 表示含有强语音和MRI噪声比的信号, dir_3 表示弱语音和MRI噪声比的信号;因此, dir_3 用作参考信号, dir_2 用作期望信号通道;

两个方向的声压差将人为地构造出不同的强度的语音信号和MRI噪声比;

两个滤波器的系数迭代算法如下:

$$y_i(n) = W_i(n)^T X_i(n) \quad (3a)$$

$$e_i(n) = d_i(n) - y_i(n) \quad (3b)$$

$$W_i(n+1) = W_i(n) + \mu_i e_i(n) X_i(n) \quad (3c)$$

其中, μ_i ($i=1,2$) 是算法的收敛系数, i 表示不同的滤波器;根据参考信号的能量值,对收敛系数 μ_i 采用均一化处理,如下:

$$\mu = \frac{\mu_i}{X_i^T(n)X_i(n) + \epsilon} \quad (4)$$

其中, μ 是均一化的收敛系数, ϵ 是较小的数值用以避免分母为零带来的无穷大误差;式(3a)至式(3c)中,滤波器的参考信号向量为:

$$X_i(n) = [\text{dir}_i(n), \text{dir}_i(n-1), \dots, \text{dir}_i(n-L_i+1)]^T;$$

权重系数的向量值分布为 $W_i(n) = [w_{i,0}(n), w_{i,1}(n-1), \dots, w_{i,L_i-1}(n-L_i+1)]^T$, L 是滤波器的长度;

4) 频谱相减法的后处理算法。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,其特征在于:所述磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统采用基于噪声频谱相减的后处理语音信号处理方法对自适应控制的结果进行后处理。

磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统。

背景技术

[0002] 目前,近年来,磁共振成像(MRI,Magnetic Resonance Imaging)仪越来越多地用于医疗诊断以及生物医学研究中。MRI的最大优点在于它是目前少有的对人体没有任何伤害的安全、快速、准确的临床诊断方法。但是,其日益凸显的缺点是在MRI运行过程中产生的各种高分贝噪声。据报道显示(More,S.R.,et al.,Acoustic noise characteristics of a4Telsa MRI scanner.Journal of Magnetic Resonance Imaging,2006.23(3):p.388-397.),现代的MRI设备(磁场强度在3特斯拉以上)辐射出的噪声声压值一般在90-130dBA,远远超出了人耳所能承受程度,长时间暴露在这种高噪声环境下,不但容易造成某些患者的听力损伤。因此,一般都要求患者和医护人员配戴耳塞、耳罩等听力保护设备。这些传统的听力保护措施可以在一定程度上降低噪声对人耳的影响,可一般都是采用隔声、吸声等被动的控制方式,往往只在中高频率有效,而在低频的控制效果很不理想。因此,一些学者(Li,M.F.,et al.,In Situ Active Control of Noise in a4T MRI Scanner.Journal of Magnetic Resonance Imaging,2011.34(3):p.662-669)采用了主动噪声控制技术(ANC,Active Noise Control)来抑制MRI扫描过程中辐射的噪声,相关的研究表明取得了显著的降噪效果,特别是主动控制和被动控制的相互结合。然而,高分贝的MRI噪声不但容易造成患者听力损伤,而且医患之间的语音通讯基本无法保障。本发明将描述一种自适应的语音增强系统来抑制MRI背景噪声对通讯麦克风的干扰提高语音清晰度。

[0003] 许多学者都进行了自适应语音增强系统(ASE,Adaptive Speech Enhancement)的研究来用于MRI设备上。需要指出的是ASE系统与传统的ANC系统比较相似,都是基于自适应滤波器以及相应的自适应最小均方算法(LMS,Least Mean Square)对信号进行处理通过波形的相互干涉抵消实现降噪。2005年,Jung等人最先开展了MRI噪声背景下的自适应语音增强研究(Jung,K.J.,et al.,Extraction of overt verbal response from the acoustic noise in a functional magnetic resonance imaging scan by use of segmented active noise cancellation.Magnetic Resonance in Medicine,2005.53(3):p.739-744.),提出了基于ALE(Adaptive Line Enhancer)的单通道控制系统,只需要处理通讯麦克风采集的语音以及MRI噪声信号,通过系统自带的参考信号通道延迟(延迟)构造参考信号。自适应滤波器会根据参考信号的信息(理想状态是只有MRI噪声)更新系统参数最终去除掉通讯麦克风中污染语音信号的背景MRI噪声只保留清晰的语音信号。但是,这种传统的单通道系统很难完全把参考信号中的语音信号与所要处理的信号中的语音信号非相关化,容易造成语音失真。为了解决这一问题,许多学者提出了多通道的自适应控制系统。Pathak等人开发了双通道的ASE系统(Pathak,N.,et al.Real time speech enhancement for the noisy MRI environment.inEngineering in Medicine and Biology Society,2009.EMBC2009.Annual International Conference of the IEEE.2009.IEEE),让一个麦

克风靠近嘴部采集混淆信号,另一个麦克风靠近MRI设备采集MRI噪声,报道显示效果比较明显。同时间,为了进一步改善系统的性能,Milani等人采用麦克风阵列去识别MRI噪声构造参考信号(Milani,A.A.,et al.A multichannel speech enhancement method for functional MRI systems using a distributed microphone array.inEngineering in Medicine and Biology Society,2009.EMBC2009.Annual International Conference of the IEEE.2009.IEEE),更大程度上地保障语音非失真性以及自适应滤波器的迭代稳定性。较为最近的研究来自Montazeri等人(Montazeri,V.,N.Pathak,and I.Panahi,Two-channel multi-stage speech enhancement for noisy fMRI environment.Electrical and Computer Engineering,Canadian Journal of,2013.36(2):p.60-67),他们采用了双通道、两阶段的自适应处理系统,在ASE系统后面加了一个基于log-spectral估计的滤波器以进一步提高语音信号。总体分析可发现,在高磁场、高分贝、小空间的MRI设备里设计自适应语音增强系统面临很多实际困难,比如高磁场环境要求设计的麦克风要具有抗磁性,封闭的较小空间限制了多麦克风阵列的应用。而且传统的双通道系统不可能从根本上消除参考通道与期望通道之间的串音现象。

发明内容

[0004] 目的:为了克服现有技术中存在的不足,本发明提供一种磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统。

[0005] 技术方案:为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案为:

[0006] 一种磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,该系统利用指向性麦克风实现信号分离,避免语音失真;具体包括:

[0007] 1) 四个全向性麦克风等间距排列;

[0008] 2) 双阶段自适应滤波处理器;

[0009] 3) 均一化的自适应滤波算法;

[0010] 4) 频谱相减法的后处理算法。

[0011] 所述的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,其特征在于:所述指向性麦克风由四个全向性麦克风构造而成,包括第一麦克风、第二麦克风、第三麦克风、第四麦克风;四个全向性麦克风间距相等且可调整。

[0012] 所述的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,其特征在于:所述第一麦克风和第二麦克风设置位于靠近嘴部一侧。

[0013] 作为优选方案,所述的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,其特征在于:所述双阶段自适应滤波处理器包括两个相互串联的FIR自适应滤波器,用于分阶段地降低MRI噪声。

[0014] 作为优选方案,所述的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,其特征在于:自适应滤波器采用的算法为均一化的最小均方算法;具体是指:通过延迟通道构造期望信号;指向性麦克风通过四个全向性麦克风构造,用以生成参考信号以及延迟通道前的信号;指向性的信号通过声压差实现如下:

$$[0015] \quad \text{dir}_2(n) = x_2(n) - x_3(n) \quad (1)$$

$$[0016] \quad \text{dir}_3(n) = x_3(n) - x_4(n) \quad (2)$$

[0017] 其中,dir₂表示含有强语音和MRI噪声比的信号,dir₃表示弱语音和MRI噪声比的信号;因此,dir₃用作参考信号,dir₂用作期望信号通道;

[0018] 两个方向的声压差将人为地构造出不同的强度的语音信号和MRI噪声比;两个滤波器的系数迭代算法如下:

$$[0019] \quad y_i(n) = W_i(n)^T X_i(n) \quad (3a)$$

$$[0020] \quad e_i(n) = d_i(n) - y_i(n) \quad (3b)$$

$$[0021] \quad W_i(n+1) = W_i(n) + \mu_i e_i(n) X_i(n) \quad (3c)$$

[0022] 其中, μ_i ($i=1,2$) 是算法的收敛系数, i 表示不同的滤波器;根据参考信号的能量值,对收敛系数 μ_i 采用均一化处理,如下:

$$[0023] \quad \mu = \frac{\mu_i}{X_i^T(n)X_i(n) + \epsilon} \quad (4)$$

[0024] 其中, μ 是均一化的收敛系数, ϵ 是较小的数值用以避免分母为零带来的无穷大误差;式(3a)至式(3c)中,滤波器的参考信号向量为: $X_i(n) = [\text{dir}_i(n), \text{dir}_i(n-1), \dots, \text{dir}_i(n-L_i+1)]^T$;

[0025] 权重系数的向量值分布为 $W_i(n) = [w_{i,0}(n), w_{i,1}(n-1), \dots, w_{i,L_i-1}(n-L_i+1)]^T$, L 是滤波器的长度。

[0026] 作为优选方案,所述磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统采用基于噪声频谱相减的后处理语音信号处理方法对自适应控制的结果进行后处理。当然其他传统的语音信号处理方法亦可嵌入。

[0027] 有益效果:本发明提供的磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统,利用指向性麦克风处理技术能够有效地抑制语音信号和噪声通道传感器之间的互相干扰,确保自适应滤波器稳健、自动化地进行信号处理,消除MRI噪声对通讯麦克风语音信号的干扰,提高医患之间的语音通话质量。该方法属于主动控制方法,有效地解决了传统被动式的语音增强方法在MRI这种低信噪比(很低的语音信号和非常高的MRI噪声)难以控制的难题。通过引入具有指向性的麦克风阵列对参考信号和期望信号进行有效分离以保障语音纯真度。指向性麦克风由四个全向性麦克风构造而成,通过彼此之间的声压差实现方向性。两个连续处理的自适应滤波器用来自适应的处理参考信号来降低MRI背景噪声。所用的算法为均一化的最小均方算法(NLMS, Normalized Least Mean Square)。还有通过采用频谱相减法的后处理算法对自适应控制的结果再一次处理,确保MRI背景噪声被最大程度的消除。本发明系统能够自适应地降低MRI噪声对通讯麦克风的语音干扰,提高医患之间的通话确保一个畅通的扫描过程。

附图说明

[0028] 图1为本发明系统中麦克风布置示意图。

[0029] 图2是本发明的系统框图。

[0030] 图3是指向性麦克风的纯语音频谱响应结果。

[0031] 图4是MRI EPI扫描序列自适应语音增强系统现场试验控制时域结果图。

[0032] 图5是MRI GEMS扫描序列自适应语音增强系统仿真和现场试验控制时域结果图。

[0033] 图6是MRI EPI扫描序列自适应语音增强系统实际控制以及后处理时域结果。

[0034] 图中：第一麦克风1、第二麦克风2、第三麦克风3、第四麦克风4。

具体实施方式

[0035] 下面结合附图对本发明作更进一步的说明。

[0036] 如图1所示，一种磁共振成像扫描设备自适应语音增强系统，通过采用指向性麦克风和自适应和传统方法相结合的语音信号处理技术，提出了更稳健的双阶段MRI自适应语音增强系统。四个全向性的微麦克风用于构造参考信号和期望信号，其原理是用麦克风通道之间的声压差来实现对不同方向声音的采集。而且，在主通道路径引入不同数量的延迟进一步分离语音信号和MRI噪声，这样自适应滤波器就不会对语音信号进行处理避免了语音失真，同时语音信号也不会对滤波器的算法收敛过程进行干扰，确保了对MRI噪声的控制性能。

[0037] 图2所示为本发明提出的双阶段MRI自适应语音增强系统控制图。这里，采用两个自适应滤波器来分阶段处理信号，自适应滤波器所用的算法为均一化的最小均方算法(NLMS, Normalized Least Mean Square)。该系统采用了ALE的结构形式，通过延迟通道构造期望信号(Desired Signal)。指向性麦克风是通过四个全向性麦克风构造，用以生成参考信号(要求主要含有MRI噪声而基本没有语音信号)以及延迟通道前的信号(要求含有强的语音信号)。指向性的信号通过声压差实现如下：

$$[0038] \quad \text{dir}_2(n) = x_2(n) - x_3(n) \quad (5)$$

$$[0039] \quad \text{dir}_3(n) = x_3(n) - x_4(n) \quad (6)$$

其中， dir_2 表示含有强语音和MRI噪声比的信号， dir_3 表示弱语音和MRI噪声比的信号。因此， dir_3 将被用作参考信号， dir_2 用作期望信号通道。具体的麦克风位置如图1所示，四个全向性麦克风之间的距离 d 要适当调节保证最优性能。利用这四个麦克风之前的声压差构造出指向性语音和MRI噪声信号的原理是基于MRI辐射噪声的分散性(各个方向都有)而患者说话的声音具有方向性，这样第一麦克风1和第二麦克风2、(或者第三麦克风3和第四麦克风4)将同在同一相位采集类似的语音信号，因此两者之间的语音声压差将会很小。而第二麦克风2和第三麦克风3距离嘴巴的距离不同，因此两者之间采集语音信号的相位也不同可以保证获得较大的语音信号。因此，两个方向的声压差将人为地构造出不同的强度的语音信号和MRI噪声比。两个滤波器的系数迭代算法如下：

$$[0040] \quad y_i(n) = W_i(n)^T X_i(n) \quad (7a)$$

$$[0041] \quad e_i(n) = d_i(n) - y_i(n) \quad (3b)$$

$$[0042] \quad W_i(n+1) = W_i(n) + \mu_i e_i(n) X_i(n) \quad (3c)$$

[0043] 其中， μ_i ($i=1, 2$) 是算法的收敛系数， i 表示不同的滤波器。本法发明将对收敛系数 μ_i 采用均一化处理(根据参考信号的能量值)如下：

$$[0044] \quad \mu = \frac{\mu_i}{X_i^T(n)X_i(n) + \epsilon} \quad (8)$$

[0045] 其中， μ 是均一化的收敛系数， ϵ 是较小的数值用以避免分母为零带来的无穷大误差。式(3a)至式(3c)中，滤波器的参考信号向量以及权重系数的向量值分布为： $X_i(n) = [\text{dir}_i(n), \text{dir}_i(n-1), \dots, \text{dir}_i(n-L_i+1)]^T$ 和 $W_i(n) = [w_{i,0}(n), w_{i,1}(n-1), \dots, w_{i,L_i-1}(n-L_i+1)]^T$ ，

L是滤波器的长度。注意滤波器1的误差信号是滤波器2的输入。通过采用双阶段处理以及调整不同的延迟,可以优化系统的最终性能。

[0046] 本发明提出的MRI自适应语音降噪系统,利用指向性麦克风处理技术能够有效地抑制语音信号和噪声通道传感器之间的互相干扰,确保自适应滤波器稳健、自动化地进行信号处理,消除MRI噪声对通讯麦克风语音信号的干扰,提高医患之间的语音通话质量。该方法属于主动控制方法,有效地解决了传统被动式的语音增强方法在MRI这种低信噪比(很低的语音信号和非常高的MRI噪声)难以控制的难题。

[0047] 下面通过数值仿真以及现场试验对本发明提出的MRI自适应语音增强系统进行详细的说明。首先,介绍现场试验装置安排以及实验数据的采集,接着通过数值模拟仿真分析优化各参数,最后进行现场试验验证。

[0048] 实验装置以及数据采集:本实验所用的MRI设备是4T Varian Unity INOVA全身MRI扫描仪(来自美国加州的Palo Alto),按照图1所示的麦克风示意图进行硬件系统的布置。4个英寸多场全向性麦克风(Type4961)安装在一个打有小孔的塑料纸板夹具上,不同的麦克风间距被预先设定(本实验使用1英寸)。夹具被粘接在MRI位于头部上方的头部线圈处,并且确保第一麦克风1和第二麦克风2是靠近人嘴巴的一侧。所有的其他硬件(控制器,接线,滤波器,录音器等)都被放置在MRI扫描房间的另一侧,以避免高磁场对试验仪器的扰动。在实际测试前,对不同MRI扫描序列发出的噪声以及志愿者的语音信号进行先前录制(用于线下的数值仿真)。所采用的MRI扫描序列包括:EPI(Echo Planar Imaging)和GEMS(Gradient Echo Multi-Slice)两个常见序列。一般情况,人的语音信号的频谱结构在3kHz(赫兹)以下,因此本案例所用的信号采用频率为7kHz。

[0049] 仿真实验系统构成:图2所述为基于NLMS算法的双阶段MRI自适应语音增强系统控制示意图。参考信号 $x(n)$ 和期望通道信号 $d(n)$ 可以通过指向性麦克风传声器构造,利用麦克风之间声压差来获取不同语音MRI噪声信噪比的信号。图2的ADC模块是模数转换用来把麦克风测量的连续信号转换成数字信号,DAC模块是数模转化口,数字信号控制系统的处理结果可以通过音响播放出来,给医生或者MRI操作者一个清晰的语音信号。控制器 $W(z)$ 是自适应滤波器,一般采用有限脉冲(FIR)结构。控制器的输出信号 $y(n)$ 是用来产生次级声波来抵消主要MRI噪声 $d(n)$ 。本实验所用的两个FIR滤波器的阶数分别是512和1024。模块延迟表示延迟系数,分别为:128和512个样本数。均一化的收敛系数分别设为0.1和0.2。

[0050] 仿真和现场实验结果:图3是指向性麦克风的纯语音测量结果的频域图,可以看出方向2和3之间具有很大的差异,这验证了本发明提出的麦克风布置的有效性。这里,方向2将被用来构造期望通道信号 $d(n)$,方向3用来构造参考信号 $x(n)$,因此当MRI设备扫描时,方向3将具有MRI噪声以及较低的语音信号,方向2将包含MRI噪声以及较高的语音信号。这就保证了滤波器能够只处理MRI噪声而对语音信号干扰降低到最小避免造成语音失真。图4给出了EPI扫描序列下系统的现场试验结果,可以发现MRI噪声获得了很大程度的降低,阶段2进一步降低了MRI噪声而近保留语音信号。从图中可以清晰地看见语音的波形图,图中17秒位置处的脉冲是说话时喘气造成的冲击,再一次证明本发明对语音信号的干扰较下,控制系统只是对MRI噪声进行了抵消。同样地,图5给出了GEMS扫描序列的仿真和现场试验控制结果比较,GEMS是扫描过程是个相对稳定的过程,我们可以看出自适应算法能够极大程度的降低MRI噪声,而把语音信号提取出来。类似地,我们发现在不同的时间处有三个喘气脉

冲噪声。图6所示为自适应控制及其后处理结果,后处理采用的方法是频谱相减法。自适应控制算法收到参考信号与期望信号的相关性制约,会有一部分MRI噪声无法控制掉。采用噪声频谱的相减法,可以进一步地降低MRI背景噪声保留较纯净的语音信号。图中可以发现在语音波形之间的MRI噪声又被进一步消除,留下较为清晰的语音波形。

[0051] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出:对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

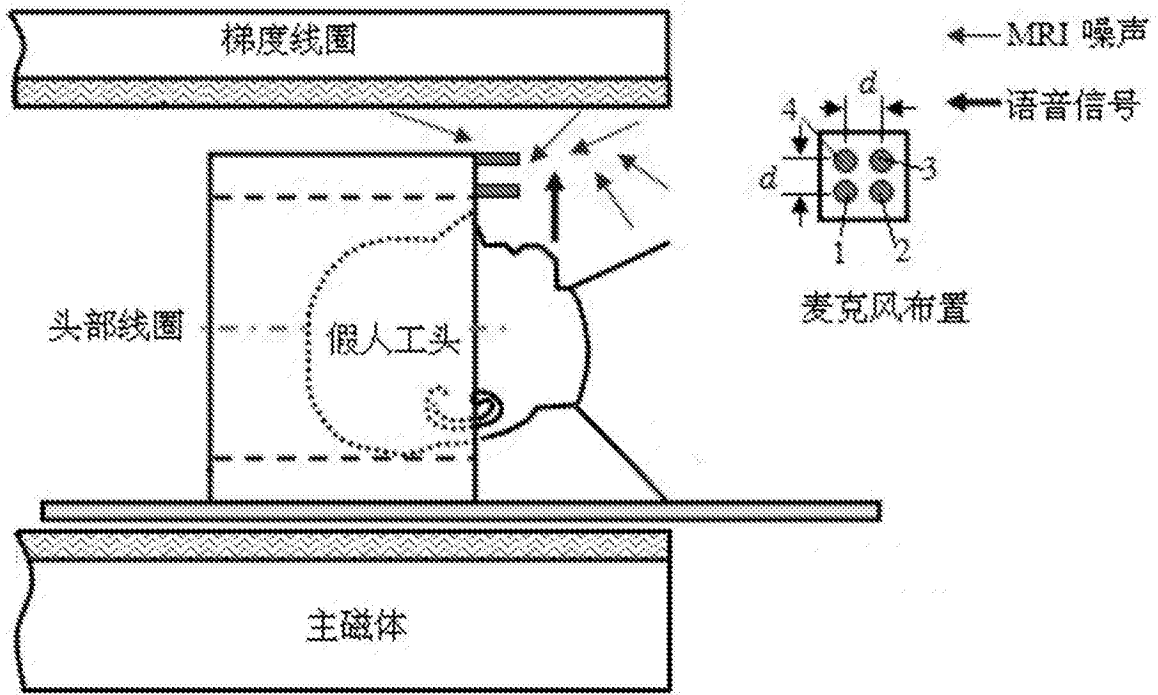


图1

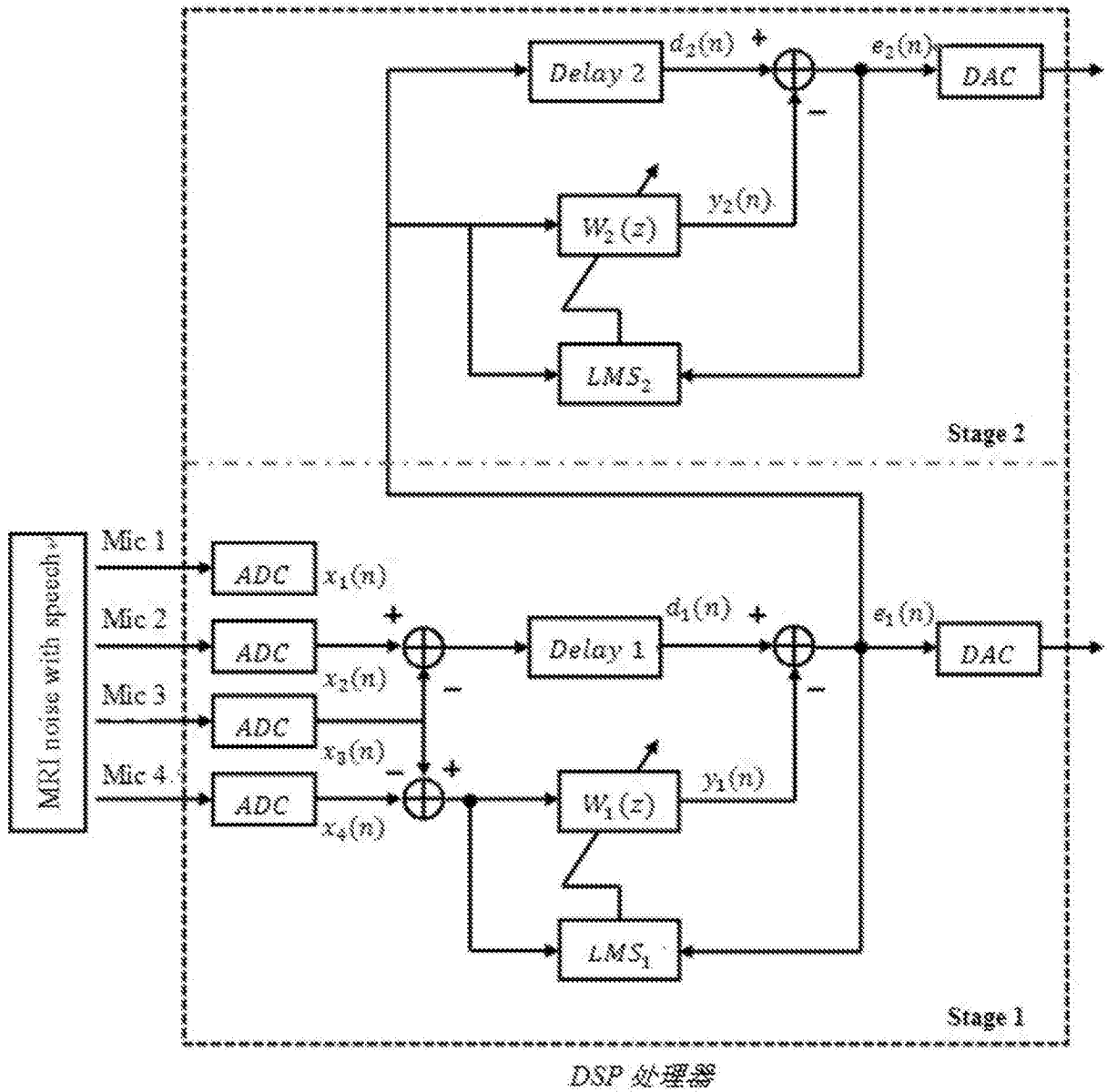


图2

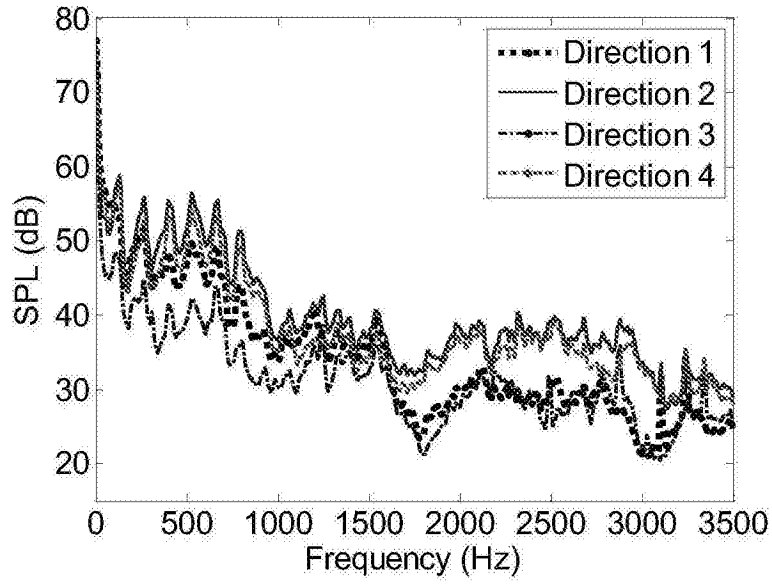


图3

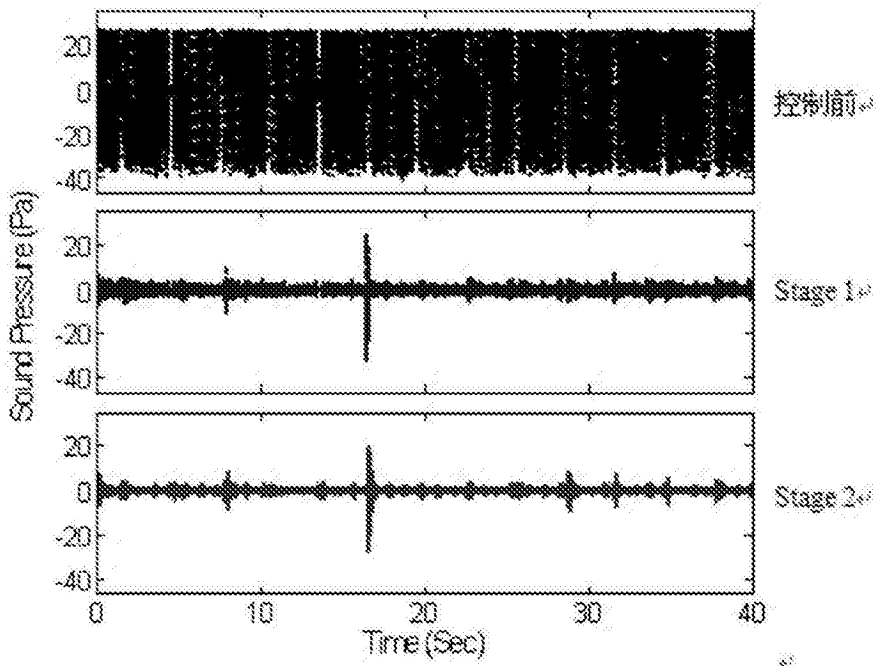


图4

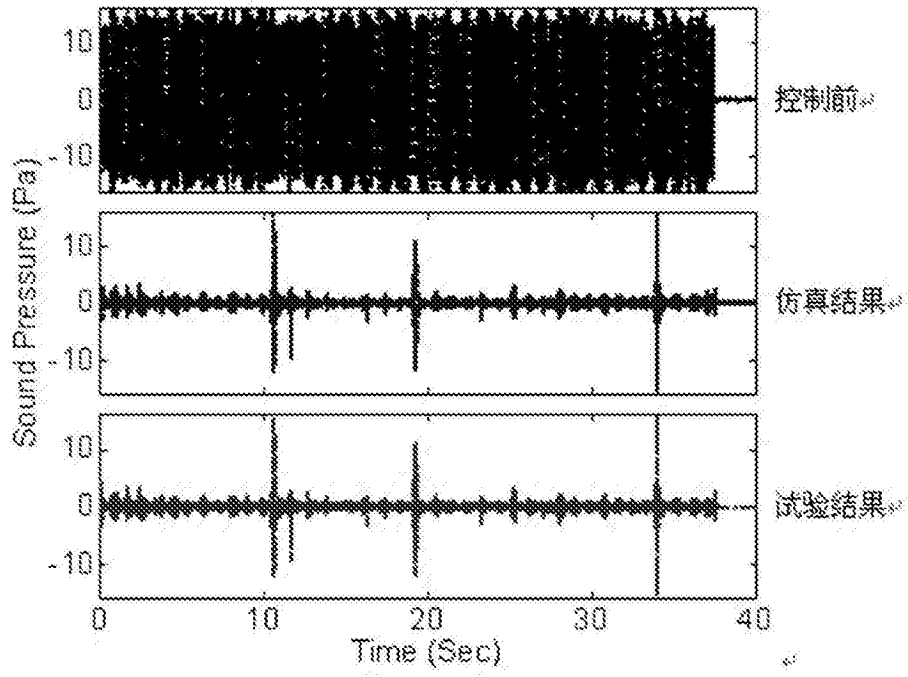


图5

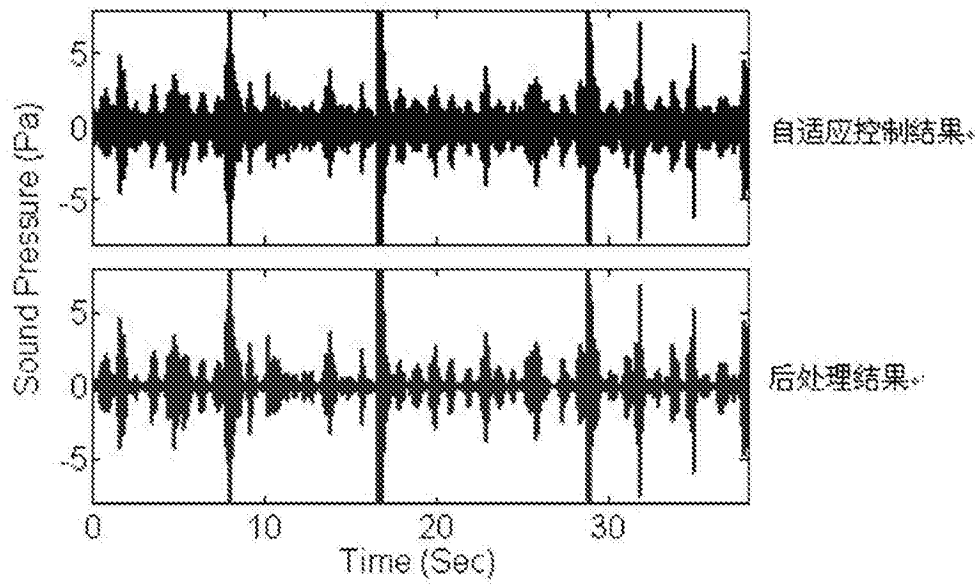


图6