

引用格式: 刘作旭, 陈霏. 一种基于多通道 WDRC 算法的护耳语音处理加速器[J]. 微电子学与计算机, 2022, 39(3): 86-93. [LIU Z X, CHEN F. An ear protection voice processing accelerator based on multi-channel WDRC algorithm [J]. Microelectronics & Computer, 2022, 39(3): 86-93.]DOI: 10.19304/J. ISSN1000-7180. 2021. 0697

一种基于多通道 WDRC 算法的护耳语音处理加速器

刘作旭¹, 陈 霏^{1,2}

(1 天津大学 微电子学院, 天津 300072;

2 深圳清华大学研究院, 广东 深圳 518057)

摘 要: 长时间的大声聆听增加了人们出现不可逆听力受损的风险. 为更好预防因长时间大声聆听而造成的听力受损问题, 本文基于优化的多通道宽动态范围压缩(WDRC)算法实现了一种主动护耳的护耳语音处理加速器. 相比于传统 WDRC 算法, 该加速器将输入音频声压级作为 WDRC 算法的输入参数, 并对输入音频进行压缩处理. 输入语音按照梅尔尺度被分为 16 个通道. 在每一个通道内响度过大的输入语音会被压缩, 压缩处理后的语音信号经综合滤波器组合成, $\Delta\Sigma$ 调制器处理后以脉冲密度调制(PDM)的形式输出. 测试结果显示对于不同频段较高声压级的语音输入产生了较好的声压级控制效果, 实现了对输出语音声压级的实时控制.

关键词: 多通道宽动态范围压缩算法; 专用集成电路设计; 听力保护

中图分类号: TN492

文献标识码: A

文章编号: 1000-7180(2022)03-0086-08

An ear protection voice processing accelerator based on multi-channel WDRC algorithm

LIU Zuoxu¹, CHEN Fei^{1,2}

(1 School of Microelectronics, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2 Shenzhen Research Institute of Tsinghua University, Shenzhen 518057, China)

Abstract: It increases the risk of irreversible hearing loss for long-term loud listening. Therefore, in order to better prevent the hearing loss caused by long-term loud listening, this paper implements an active ear-protecting ear-protecting voice processing accelerator based on the optimized multi-channel wide dynamic range compression (WDRC) algorithm. Compared with the traditional WDRC algorithm, the accelerator takes the input audio sound pressure level as the input parameter of the WDRC algorithm, and compresses the input audio. The input voice is divided into 16 channels according to the Mel scale. The input voice that is too loud in each channel will be compressed. The compressed voice signal is combined by a comprehensive filter, processed by the $\Delta\Sigma$ modulator and output in the form of pulse density modulation (PDM). The test results show that for voice input with higher sound pressure levels in different frequency bands, a better sound pressure level control effect is produced, and real-time control of the output voice sound pressure level is realized.

Key words: multi-channel wide dynamic range compression algorithm; ASIC design; hearing protection

收稿日期: 2021-05-13; 修回日期: 2021-08-09

基金项目: 国家重点研发计划资助(2016YFA0202200); 深圳市科学技术创新委员会技术攻关面上项目(JSJG20191129141019090)

1 引言

随着无线技术的发展,蓝牙耳机的市场占有率越来越高,由于其便携特性,越来越多的年轻人会长时间的佩戴蓝牙耳机,这也使得听力健康问题越来越严重^[1]. 世界卫生组织发布的一份《世界听力报告》中阐明,目前为止,在全球范围内,超过 15 亿人患有不同程度的听力损失. 青年中有 60% 的听力损失是由于可预防的原因造成的. 并且由于不安全的用耳习惯,超过十亿的青年存在遭受可避免的、不可逆的听力损失的风险^[2].

在青年的日常生活中,这些会对听力健康产生影响的巨大声音来源有很多,例如,交通噪声、迪厅巨大的音响声、工厂噪声等. 据调研得知,这些可能造成噪声性耳聋的巨大声音多分布在低频和高频部分. 交通噪声频率主要集中在 500 Hz 以下;迪厅的低频噪声频率主要集中在 63~125 Hz 内;包装厂、纺织厂内的噪声频率在 2 000 Hz 以上;电锯、电钻等施工噪声频率在 4 000 Hz 以上.

1997 年,由 T. Schneider 提出一种可用于助听器的多通道压缩方法,这种方法解决了单通道压缩系统的由于窄带非语音刺激而导致的增益降低,以及高频分量被干扰时发生增益降低的缺点^[3]. 自此,多通道压缩的方法开始被人们应用于助听器当中. 2012 年,于等人提出了基于查找表法的多通道 WDRC 算法,该设计将语音分成 32 个通道,并将其合并为 10 个频带,以每个频带内各通道的总平均能量来查表计算该频带的增益,从而实现了多通道 WDRC 的低功耗硬件实现方法^[4]. 但该方法仍存在一些弊端,无法做到各个频带间的平滑处理. 近年, Xu 等人提出了一种基于多通道 WDRC 算法的响度补偿算法模型,该模型的优点在于可以根据听力损失患者在不同频率的听损程度灵活地改变增益,以适应不同人士的需求^[5]. 从 WDRC 算法的发展历史上可以看出,在助听器领域,WDRC 算法的应用相对较为成熟,而在蓝牙耳机领域,市场上还没有出现应用多通道 WDRC 算法来实现自主音量控制的蓝牙耳机.

2017 年, Hao 等人通过结合快速语音激活检测,均方根估计器,移动平均值整流器和 SPL 调节器来实现对输出语音声压级的控制,取得了一定的效果. 但是在复杂声音环境下易被干扰,无响应释放时间,对于音量大小变化没有过渡,会影响人们的听觉体验^[6]. 在此实现基础上,为解决上述社会问

题,本文提出了一种基于多通道 WDRC 算法的护耳语音处理加速器,该加速器以现有应用于助听器中的 WDRC 算法为基础,将输入参数更改为输入语音的声压级,将对声音的增益改为压缩,并将该算法以速度快、占用资源少的硬件形式实现. 该加速器可以应用于蓝牙耳机等便携式电子设备中,并且能自主控制输出声音的声压级,从而有效预防因长时间不安全聆听引起的听力损失,进而保护人们的听力健康.

2 护耳语音处理加速器系统架构

2.1 系统结构

应用了护耳语音处理加速器的蓝牙耳机系统由语音输入、护耳语音处理加速器、语音输出三部分组成,系统结构如图 1 所示. 其中护耳语音处理加速器中包含 IIS 接口、分析滤波器组、WDRC 模块、综合滤波器组和脉冲密度调制输出.

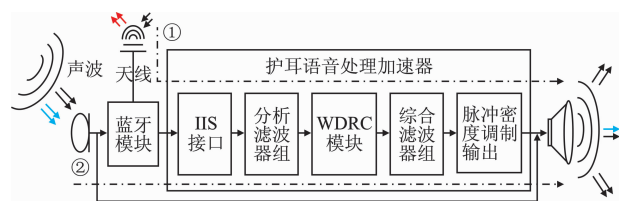


图 1 系统框图

Fig. 1 System structure

蓝牙耳机的音频输出有音乐聆听、通透模式两种工作模式. 在音乐聆听模式下,耳机使用者可以进行听音乐、看视频等,音频链路由图中①表示,音频信息由天线输入,经蓝牙模块转码,护耳语音处理加速器对特定频段超出安全限度能量过高的声音进行压缩后由扬声器输出. 在通透模式下,耳机使用者可以一边听音乐,一边与人交流,音乐信息会按照音乐聆听的音频链路进行处理,而外界环境声会通过麦克风收集直接传至语音输出部分,音频链路由图中②表示此时,外界可能造成噪声性耳聋的巨大声音也会被麦克风采集输出,因此需要对这些噪声进行选择抑制,而后环境声与音乐声音加和之后由扬声器输出.

2.2 护耳原理

听力保护的实现是根据输入语音的声压级以及人们对于各个频段的声音信号的敏感程度的不同,大声所在频段进行压缩,以达到人们安全聆听的目的. 听力保护所依赖的技术分别是全相位滤波和 WDRC 算法. 全相位滤波指的是对某一输入数据 $x(n)$, 要考

虑到所有长度为 N 的分段情况,那么 $x(n)$ 在各分段矢量 $x_i(i = 0,1\cdots,N-1)$ 中将遍历完输入子分段的所有位置,并且相应的输出数据 $y_i(n)$ 也在各自的输出子分段中遍历完所有位置,即 $x(n)$ 和 $y_i(n)$ 都遍历了所有可能的相位^[7].全相位滤波的目的是为了更好的将声音信号进行分通道处理.

多通道 WDRC 算法是指随输入声音信号强度的变化,声音的增益或压缩进行实时变化,使处理后的声音信号完全在听者的听觉动态范围之内^[8].WDRC 技术多用于助听器之中,大多数听力障碍患者的特点是响度增长异常导致听觉动态范围变窄,即小声音不易听到,稍大的声音听起来又过响^[9].在本设计中采用了 WDRC 的原理,对 WDRC 算法的输入参数和计算过程进行了优化和改进,并在输出前增加了平滑处理.

3 模块级电路设计与实现

3.1 IIS 接口

IIS 接口是常用的传送音频数据的串行接口,利用时钟线(sclk)、数据线(data)和声道选择线(lrc)三条线就可以实现音频数据的传输.本设计采用了标准的 IIS 接口,利用移位寄存器实现 32 位的数字音频输出.

3.2 分析滤波器组

根据全相位滤波器组的计算流程设计了单个滤波器的硬件结构,如图 2 所示.单个滤波器运算单元的实现包含了 2 个加法器和 1 个乘法器.第一个加法器将两个抽头系数相同的输入音频数据点相加,乘法器将相加结果和对应的抽头系数相乘,第二个加法器用于累加以得到最后的输出数据.控制模块输出的控制信号对累计次数进行控制.

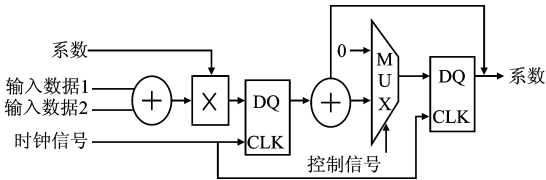


图 2 单个滤波器运算单元

Fig. 2 Single filter operation unit

滤波器组的通道数量决定了硬件消耗资源与处理效果,通道数量越多,处理效果越好,但是所需要的硬件资源也越多,通过实验比对发现,16 个通道既能产生较好的效果,同时也节约了硬件资源.16 个通道的滤波计算有串行和并行两种方式完成,并

行方式需要 32 个加法器和 16 个乘法器,虽然计算速度最快,但所耗资源也是最多.串行方式需要的资源最少,但耗时较长,因此本设计取了个折中的方式,采用 4 个单个滤波器单元并行的计算机构,再将该结构串行 4 次即可完成对输入语音分成 16 个通道的全部计算.本设计采用的输入语音的采样率为 16 kHz,系统的工作时钟为 10 MHz.本设计所采用的滤波器组长度为 256,256 个数据点对应相加需要 128 个周期,插入两级寄存器后增加两个周期,因此需要 130 个周期完成一次并行计算,系统的工作时钟周期为 $0.1\ \mu\text{s}$,完成一次 4 通道的并行计算所需的时间为 $13\ \mu\text{s}$,完成 4 次并行运算即 16 通道的计算所需时间为 $52\ \mu\text{s}$,小于音频数据的输入周期,因此,该设计在满足时序要求.

梅尔尺度是符合人耳音高特性的一种科学的音频频段分割标准,输入的声音信号在通过分析滤波器组后,按照梅尔尺度被分成 16 个通道的子带信号,每个通道的频率范围如表 1 所示.在正常情况下,人类听力所能达到的极限听觉范围是 $20\sim 20\ 000\ \text{Hz}$,而人类语音的频率范围主要集中在 $300\sim 3\ 400\ \text{Hz}$,在进行助听器验配时,使用的纯音的频率范围为 $0\sim 8\ 000\ \text{Hz}$,因此本设计参考梅尔尺度分割标准将 $0\sim 8\ 000\ \text{Hz}$ 范围内的语音分成 16 通道,已完全满足人们正常生活中的听力需求.

表 1 16 个通道的频率范围

Tab. 1 Frequency range of 16 channels

序号	频带下限	频带上限	频带带宽
1	0	119.4	119.4
2	119.4	259.2	139.8
3	259.2	422.8	163.6
4	422.8	614.3	191.5
5	614.3	838.5	224.2
6	838.5	1101.0	262.6
7	1 101.0	1 408.2	307.1
8	1 408.2	1 767.8	359.6
9	1 767.8	2 188.9	421.1
10	2 188.9	2 681.5	492.6
11	2 681.5	3 258.3	576.8
12	3 258.3	3 933.6	675.3
13	3 933.6	4 723.9	790.3
14	4 723.9	5 649.2	925.3
15	5 649.2	6 732.2	1 082
16	6 732.2	8 000.0	1 267.8

3.3 WDRC 模块

原 WDRC 算法对声音进行增益处理,无法对听力正常人士起到护耳的作用,其输入参数是患者的听损阈值,计算过程也较为复杂.优化后的 WDRC 算法输入参数改为输入语音的声压级,对声音进行压缩处理,其计算过程与处理过程相比原算法更加简化,节约了硬件资源.并且可以应用到便携式音频输出设备中,起到主动护耳的目的.优化后的多通道 WDRC 算法的流程图如图 3 所示.分析滤波器组将输入语音信号分成 16 个通道.在各个通道内,计算该通道内语音的平均能量,以此能量为基准,判断声音的大小,进而计算出该通道的压缩值,为了避免输出语音失真的情况,我们还需要做子带间的压缩值平滑处理,最后将经过平滑处理后的压缩语音信号输出.

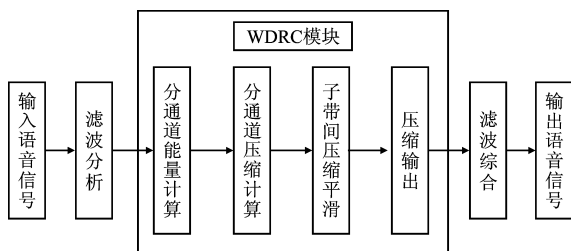


图 3 WDRC 算法流程图

Fig. 3 WDRC algorithm flow

通道内语音能量的计算采用常用的计算对数能量的方式,如果将输入语音定义为 $x(t)$, 帧长定义为 N , 那么第 i 通道内的能量 L 即可表示为:

$$L(i) = \lg \left[\sum_{t=0}^{N-1} |x_i(t)|^2 \right] \quad (1)$$

根据通道内的语音能量,可以算得第 i 通道内的语音声压级 $SPL(i)$ 为:

$$SPL(i) = 20 \lg \sqrt{10^{L(i)}} \quad (2)$$

将通道内声压级的大小作为输入参数来计算每个通道内的相关压缩数值. 定义第 i 通道内的压缩值为 $c(i)$, 那么第 i 通道内的输出语音 $y_i(t)$ 即可表示为:

$$y_i(t) = c(i) \cdot x_i(t) \quad (3)$$

为了实现护耳的目的,输出语音的声压级应该被控制在 70 dB 以内. 根据式(3)可以先计算出各个通道内在输入范围为 1~70 dB 内间隔 1 dB 的压缩值,生成 16×70 的压缩值表. 然后根据输入声压级以查表的方式来确定压缩数值.

另外,压缩值 c 的变化不能太快也不能太慢,太快可能产生畸变,太慢可能使动态调整失去作用. 因此,要对压缩值 c 进行平滑处理. 平滑处理公式

如下:

$$C_N(i) = (1 - (SPL(i) - m)) * c_N^m(i) + (SPL(i) - m) * c_N^{m+1}(i) \quad (4)$$

式中, i 为通道数, N 为帧长, $C_N(i)$ 为输出压缩值, m 为输入语音声压级的整数数值,单位为 dB, $c_N^m(i)$ 是声压级 m 对应的压缩值, $c_N^{m+1}(i)$ 是声压级 $m+1$ 所对应的压缩值. 在硬件实现中,我们的压缩值控制以及参数输入与外部通信采用的是 I2C 协议,内部通信采用的是 APB 协议.

综合滤波器组将压缩后的 16 个通道的语音信息重新整合,具体实现方式是将 16 个通道内的语音做累加,然后取近似. 合成后的语音信号会被传递给后续的输出模块,输出模块将数字语音信号转换成 PDM 输出,从而激励扬声器发声.

3.4 PDM 输出模块

PDM 输出模块由内插滤波器和 $\Delta\Sigma$ 调制器两部分组成,这两个模块也是 DAC 常见的组成部分^[10],而 DAC 的设计较为复杂,需要面积很大的功放来支持输出,所以采用了 PDM 输出的方式,这种方式更易于实现.

3.4.1 内插滤波器的设计与实现

内插滤波器采用过采样的方式接收综合滤波器组输出的数字语音信号,运算量和存储滤波器系数的存储量是数字滤波器的设计与实现的重要参数. 运算量和存储量与滤波器的阶数成正比,若内插及后续的滤波只用一级结构实现,将会使滤波器的阶数变得十分庞大,从而影响电路的功耗与面积^[11]. 所以本设计采用了多级插值结构,通过多级滤波器级联的方式实现性能较高的内插滤波器,总体实现框图见图 4.

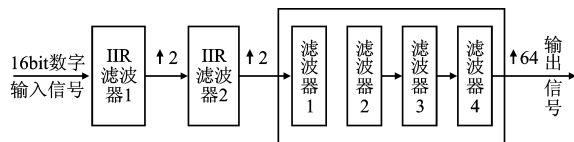


图 4 内插滤波器多级结构

Fig. 4 Interpolation filter multi-stage structure

IIR 滤波器的设计与实现,两级结构相同,以第一级为例,第一级 IIR 滤波器的传输函数为:

$$H(z) = \frac{z^{-2} + \frac{1}{8}}{\frac{1}{8}z^{-2} + 1} + z^{-1} \frac{z^{-2} + \frac{9}{16}}{\frac{9}{16}z^{-2} + 1} \quad (5)$$

非递归梳值滤波器的滤波性能比较低,但是因为其结构简单,易于设计和硬件实现,便于多级实

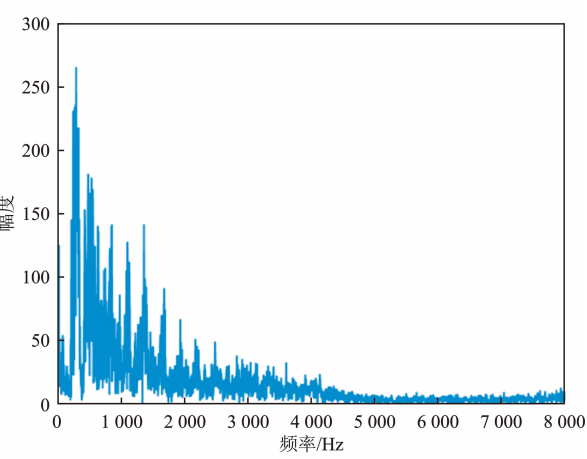


图 8 硬件合成的音频的音频响应图

Fig. 8 The audio response diagram of the hardware synthesized audio

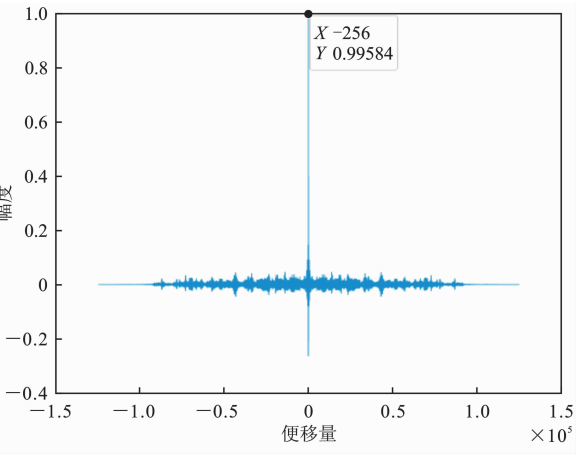


图 9 原输入音频与合成音频的互相关值示意图

Fig. 9 The original input audio and synthesized audio Schematic diagram of cross-correlation value

是测试语音信号输入部分、硬件系统语音信号处理部分、输出语音测试与分析部分. 测试语音信号由电脑发出,语音处理部分烧录在 FPGA 中,输出的音频将会由专业的电声测试仪 FONIX8000 进行采集并分析.

输入输出单一频率的频响曲线如图 10 所示,线 1 为输入语音的频响曲线,线 3 为输出语音频响曲线. 从图中可以看出,在频率为 200 Hz 左右时,输入语音具有 85 dB 左右的高声压级,而输出语音的声压级为 51 dB 左右. 在频率为 5 000 Hz 左右时,输入语音约为 70 dB,输出语音约为 38 dB,实验证明,我们的系统对于低频噪声及高频噪声均起到了声压级的抑制作用,达到了设计的目的.

输入输出扫频的频响曲线如图 11 所示,线 3 表

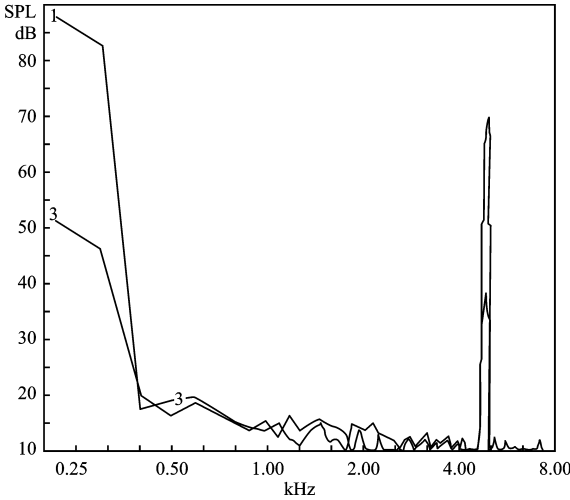


图 10 输入输出单一频率频响曲线

Fig. 10 Input and output single frequency response curve

示输入音频的频率响应曲线,线 1 表示经过护耳语音处理加速器后输出音频的频率响应曲线. 从图中可以看到,输出语音始终保持在安全的输出声压级下. 对于频率为 2 200 Hz 的高声压级输入,输出语音的声压级表现出了很好的限制,实现了保护听者听力的设计初衷.

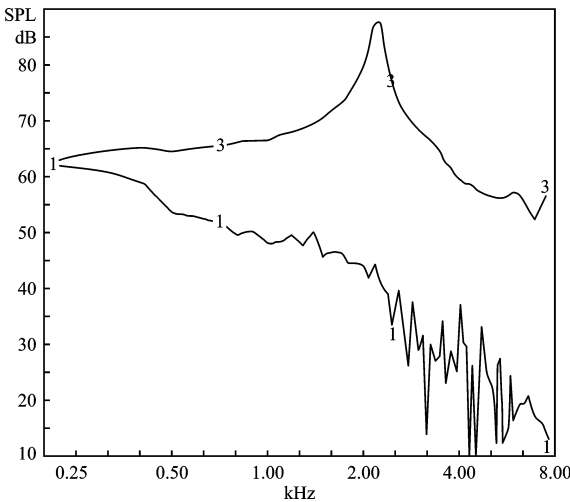


图 11 输入输出扫频频响曲线

Fig. 11 Input and output sweep frequency response curve

4.3 实验结果分析与对比

输出音频测试结果表明了以语音声压级为输入参数的优化后的 WDRC 算法,可以有效的对高于安全声压级的声音进行压缩处理. 综上所述,本文所设计的护耳语音处理加速器达到了设计目标,为了客观体现本设计的优势,表 3 中列出了本设计与其它

语音处理技术的优势对比.

表 3 实验结果对比

Tab. 3 Comparison of experimental results

来源	实现方式	优点	缺点	应用场景
文献[12]	SmartAVC 算法	人声控制效果显著	噪音影响较大	发声电子产品
文献[13]	深度学习	高效、平滑	有学习过程复杂、资源需求较大	智能音箱
文献[14]	TMS320C6713	易实现	应用场景单一	广播
本文	改进 WDRC 算法	效率高、面积小、噪声抑制显著	成本较高	便携式电子产品

通过与其他语音处理技术的比对,我们可以发现利用 SmartAVC 算法实现的输出音量控制更多的关注了人声,在全频带内统一对音量进行控制,因此将会增大噪声带来的影响. 通过深度学习来实现对音量的控制具有一定的优势,但其学习过程复杂,实现所需资源较大. 利用成熟的 DSP 可以进行特定环境下的语音处理. 相比于以上所述技术,本文采用的多通道 WDRC 技术结合了上述技术的优势,同时对声音进行分通道处理,更好的规避了噪音带来的影响,且硬件的处理方式让其效率更高,面积更小.

5 结束语

本文提出了一种可以应用于无线便携式电子设备中的护耳语音处理加速器的设计与实现. 重点突出了改进后的多通道 WDRC 算法与脉冲密度调制输出的硬件实现. 实验结果表明,该护耳语音处理加速器对那些超过安全声压级的声音起到了很好的抑制效果,从源头解决了因长期大声聆听而造成的听力受损问题,未来发展前景广阔、具有很大的社会意义.

参考文献:

[1] Global Burden of Disease Study 2013 Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 301 acute and chronic diseases and injuries in 188 countries, 1990-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013[J]. The Lancet, 2015, 386(9995): 743-800. DOI: 10.1016/S0140-6736(15)60692-4.

[2] World Health Organization. Launch of the world report on hearing response: report of WHO Scientific Group[R]. Geneva: WHO, 2021.

[3] SCHNEIDER T, BRENNAN R. A multichannel

compression strategy for a digital hearing aid[C]//Proceedings of 1997 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing. Munich, Germany: IEEE, 1997: 411-414. DOI: 10.1109/IC-ASSP.1997.599660.

[4] 于增辉, 黑勇, 薛金勇, 等. 助听器多通道宽动态范围压缩的低功耗硬件实现[J]. 哈尔滨工程大学学报, 2012, 33(1): 106-111. DOI: 10.3969/j.issn.1007-7043.201009044.

YU Z H, HEI Y, XUE J Y, et al. Low power hardware implementation of multi-channel wide dynamic range compression for digital hearing aids[J]. Journal of Harbin Engineering University, 2012, 33(1): 106-111. DOI: 10.3969/j.issn.1007-7043.201009044.

[5] XU C, XU Q H, QIN W J, et al. An improved loudness compensation method based on Multi-frequency wide dynamic range compression[C]//Proceedings of the IEEE 5th International Conference on Signal and Image Processing (ICSIP). Nanjing, China: IEEE, 2020: 851-855. DOI: 10.1109/ICSIP49896.2020.9339310.

[6] HAO Y Y, CHARAN M C R, BHAT G S, et al. Robust real-time sound pressure level stabilizer for multi-channel hearing aids compression for dynamically changing acoustic environment[C]//Proceedings of the 51st Asilomar Conference on Signals, Systems, and Computers. Pacific Grove, CA, USA: IEEE, 2017: 1952-1955. DOI: 10.1109/ACSSC.2017.8335706.

[7] MA T, SHEN C P, WEI Y, et al. Adjustable filter bank design for hearing aids system[C]//Proceedings of 2019 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS). Sapporo, Japan: IEEE, 2019: 1-5. DOI: 10.1109/ISCAS.2019.8702314.

[8] SAHA B, KHAN S, SHAHNAZ C, et al. Configurable digital hearing aid system with reduction of noise for speech enhancement using spectral subtraction method and frequency dependent amplification[C]//Proceedings of 2018 IEEE Region 10 Conference. Jeju, Korea (South): IEEE, 2018: 735-740. DOI: 10.1109/TENCON.2018.8650450.

[9] ZOU Z Y, HAO Y Y, PANAH I. Design of compensated multi-channel dynamic-range compressor for hearing aid devices using polyphase implementation[C]//Proceedings of the 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Honolulu, HI, USA: IEEE, 2018: 429-432. DOI: 10.1109/EMBC.2018.8512441.

- [10] LEE K, MENG Q D, SUGIMOTO T, et al. A 0.8 V, 2.6 mW, 88 dB dual-channel audio delta-sigma D/A converter with headphone driver[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009, 44(3): 916-927. DOI: 10.1109/JSSC.2008.2012362.
- [11] YAO X L, LIU L Y, LI D M, et al. A 90dB DR audio delta-sigma DAC with headphone driver for hearing aid[C]//Proceedings of the 3rd International Congress on Image and Signal Processing. Yantai, China: IEEE, 2010: 2890-2893. DOI: 10.1109/CISP.2010.5646870.
- [12] FELBER F. An automatic volume control for preserving intelligibility[C]//Proceedings of the 34th IEEE Sarnoff Symposium. Princeton, NJ, USA: IEEE, 2011: 1-5. DOI: 10.1109/SARNOF.2011.5876448.
- [13] YANG J, HILMES P, ADAIR B, et al. Deep learning based automatic volume control and limiter system [C]//Proceedings of 2017 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP). New Orleans, LA, USA: IEEE, 2017: 2177-2181. DOI: 10.1109/ICASSP.2017.7952542.
- [14] ILMI M, HUDA M, RAHARD W S. Automatic control music amplifier using Speech signal utilizing by TMS320C6713[C]//Proceedings of 2015 International Electronics Symposium (IES). Surabaya, Indonesia: IEEE, 2015. DOI: 10.1109/ELECSYM.2015.7380834.

作者简介:

刘作旭 男,(1996-),硕士研究生.研究方向为集成电路设计.

陈 霏 男,(1981-),博士,副教授.研究方向为集成电路设计、射频集成电路、助听器设计、语音处理算法.

E-mail:chenfei@tsinghua-sz.org