

学校编码: 10384
学号: 200440012

分类号 _____ 密级 _____
UDC _____

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的
研究与设计

Research and Design of Embedded ASSR System
Based on DSP

徐 超 仁

指导教师姓名: 李咏梅 教授
专业名称: 计算机应用技术
论文提交日期: 2007年5月
论文答辩时间:
学位授予日期:

答辩委员会主席: _____
评 阅 人: _____

2007 年 5 月

厦门大学博硕士学位论文摘要库

厦门大学学位论文原创性声明

兹提交的学位论文，是本人在导师指导下独立完成的研究成果。
本人在论文写作中参考的其他个人或集体的研究成果，均在文中以明确方式标明。本人依法享有和承担由此论文产生的权利和责任。

声明人（签名）：

年 月 日

厦门大学学位论文著作权使用声明

本人完全了解厦门大学有关保留、使用学位论文的规定。厦门大学有权保留并向国家主管部门或其指定机构送交论文的纸质版和电子版，有权将学位论文用于非赢利目的的少量复制并允许论文进入学校图书馆被查阅，有权将学位论文的内容编入有关数据库进行检索，有权将学位论文的标题和摘要汇编出版。保密的学位论文在解密后适用本规定。

本学位论文属于

1. 保密 ()，在年解密后适用本授权书。
2. 不保密 ()

(请在以上相应括号内打“√”)

作者签名： 日期： 年 月 日

导师签名： 日期： 年 月 日

摘要

多频稳态诱发反应(Multiple Frequency Auditory Steady-State Response, ASSR)是近年来才发展起来的一种新的客观听力检测技术,具有客观性,频率特异性好,最大输出强度高,不受睡眠和镇静药物的影响,而且检测速度快等优点,因此具有很高的临床应用价值。我国卫生部已经将 ASSR 检测作为人工耳蜗听阈检测和新生儿听力筛查的参考设备。目前我国还没有自主研发的多频稳态测试仪,都是从国外进口,价格昂贵,不便于推广,而且硬件电路复杂,不易维修和调试,因此本课题设计了基于 DSP 的嵌入式 ASSR 听力检测仪,能够填补国内在这方面的空白。

本文首先阐述了基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的意义及其国内外研究现状,然后介绍了人耳听觉原理和 ASSR 检测仪的检测机制,包括 ASSR 的刺激信号、波形参数、检测原理、产生部位和影响因素。

然后概述了 DSP 技术的特点以及基于 DSP 的硬件系统的一般设计方法,按照模块化的设计思想,完成了以 ADSP-BF531 为核心的 ASSR 检测仪的硬件系统的设计,主要接口包括 CPU 外围电路(电源模块、时钟信号、复位电路)、存储器扩展模块、通信接口模块、人机接口模块、Codec 接口模块,对这些模块的功能和电路的设计都作了详细介绍。

在软件系统设计方面,本文设计了 AD1885 与 ADSP-BF531 之间通信的 Slot-16 模式和 DMA 传送方式以及系统启动程序,完成了程序初始化设置,包括 SPORT0 的初始化、DMA 的初始化和中断设置,并设计了 Codec 测试过程以及 ASSR 信号的采样算法。

最后对本课题设计的基于 DSP 的嵌入式 ASSR 听力检测仪进行模拟测试。首先对模拟信号进行采样,用相位相关性平方的方法验证了模拟信号的可靠性,在此基础上分析了载波频率为 1000Hz、调制频率为 100Hz 的模拟信号,经过分析得出,本课题设计的基于 DSP 的嵌入式 ASSR 听力检测仪能够检测 ASSR 信号。

关键词: 信号处理; 嵌入式系统; 多频稳态

Abstract

Multiple Frequency Auditory Steady-State Response (ASSR) is a new objective audiometry which has been developed in recent years. It has good frequency-specific and maximum high output intensity, and is not likely to be affected by sleeping state or anesthesia medicine. Therefore, the clinic value of ASSR is promising. Ministry of Health has announced that ASSR system is reference for threshold estimation of artificial cochlea and newborn auditory screening. So far, there is no ASSR system designed by our country, and all the ASSR systems are imported from abroad, which are expensive, and not convenient for spread. In addition, their hardware systems are too complex to repair and adjust. Hence, this paper designs an embedded ASSR system based on DSP in order to fill the gaps in this area.

This paper firstly introduces the current state of ASSR system in our country and abroad, and then explains how the ear works and the mechanism of ASSR, including the stimulus, waveform parameter, theory, origins and effections.

After that, it summarizes the characters and technology of DSP. Based on the common designing techniques and module thought, the paper completes the hardware system of ASSR equipment with ADSP-BF531 as the core processing unit. The main interfaces are as following: CPU peripheral interfaces (including power module, clock module, and reset module), memory extension module, communicating interface, interactive interface, and Codec interface. Each function and designing of these modules is explained in detail in the paper.

For the aspect of software system, this paper designs modes of data transmission between AD1885 and ADSP-BF531, such as Slot-16 and DMA. Besides, it finishes the initialization of paragram, including configuring SPORT, DMA and interrupt. And also, it designs the procedure of codec test and sampling algorithm of ASSR signals.

Finally, this paper employs magnitude-squared coherence to evaluate the reliability of the analog signals. Its carrier frequency is 1000Hz and modulated frequency is 100Hz. When the analog signals are normal, it analyzes signals and finds that our ASSR system can detect ASSR signals, which means our ASSR system works well.

Keywords: DSP; Embedded System; Auditory Steady-State Responses

目 录

第一章 绪论	1
1.1 引言	1
1.2 研究工作的目的和意义	3
1.3 多频稳态反应仪的国内外研究现状	4
1.4 本论文的创新点	5
1.5 本论文的工作和内容	6
第二章 基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的检测原理	7
2.1 听力学基础	7
2.2 听力减退分级	8
2.3 ASSR 技术机理	9
2.3.1 ASSR 的刺激信号	9
2.3.2 ASSR 信号的波形参数	11
2.3.3 ASSR 信号的检测原理	12
2.3.4 ASSR 的产生部位	14
2.3.5 ASSR 的影响因素	15
2.4 小结	16
第三章 基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的总体结构设计	17
3.1 DSP 技术概述	17
3.2 基于 DSP 硬件系统的一般设计方法	18
3.2.1 DSP 芯片的选择	18
3.2.2 外设的选择	19
3.3 ASSR 检测仪的总体方案设计	20
3.3.1 ADSP-BF531 处理器介绍	21
3.3.2 AC'97 规范	23
3.4 小结	26

第四章 基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的硬件系统设计.....	27
4.1 CPU 外围电路及功能模块.....	27
4.1.1 电源模块.....	27
4.1.2 时钟信号.....	28
4.1.3 复位模块.....	29
4.2 存储器扩展接口模块.....	30
4.3 通信接口模块.....	31
4.4 人机接口模块.....	32
4.4.1 键盘接口模块.....	32
4.4.2 LCD 显示模块.....	33
4.5 系统引导模式.....	34
4.6 Codec 接口电路.....	35
4.6.1 SPORT 口.....	35
4.6.2 AD1885 与 ADSP-BF531 串行接口.....	36
4.7 本章小结.....	37
第五章 基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的软件系统设计.....	38
5.1 Slot-16 模式和 DMA 传送方式.....	38
5.1.1 Slot-16 模式.....	38
5.1.2 DMA.....	41
5.2 软件系统的执行流程.....	42
5.3 系统启动程序设计.....	43
5.3.1 系统导入.....	43
5.3.2 系统启动过程.....	44
5.4 初始化设置.....	45
5.4.1 SPORT0 的初始化.....	45
5.4.2 DMA 的初始化.....	46
5.4.3 中断设置.....	47

5.5 Codec 测试.....	48
5.5.1 AD1885 设置.....	49
5.5.2 Codec 测试过程.....	50
5.6 ASSR 信号采样过程.....	51
5.7 小结.....	53
第六章 基于 DSP 的嵌入式 ASSR 检测仪的调试.....	54
第七章 总结与展望	56
7.1 本文的研究工作	56
7.2 进一步的工作.....	56
参考文献	57
致谢	62
附录 作者在攻读硕士学位期间发表的文章.....	63

Contents

Chapter1 Introduction	1
1.1 Background	1
1.2 Objective and Signification	3
1.3 Recent Development of ASSR.....	4
1.4 Innovation	5
1.5 Structure.....	6
Chapter2 Mechanism of ASSR System Based on DSP	7
2.1 Introduction of Audiology	7
2.2 Audition Level.....	8
2.3 Mechanism of ASSR	9
2.3.1 Stimulus of ASSR.....	9
2.3.2 Waveform Parameter of ASSR.....	11
2.3.3 Theory of ASSR.....	12
2.3.4 Origin of ASSR.....	14
2.3.5 Effections of ASSR.....	15
2.4 Summarization.....	16
Chapter3 Block Frame of ASSR System Based on DSP	17
3.1 Introduction of DSP.....	17
3.2 Common Design Method of Hardware System Based on DSP	18
3.2.1 Selection of DSP	18
3.2.2 Selection of Peripheral Devices.....	19
3.3 Structure of ASSR System.....	20
3.3.1 Introduction of ADSP-BF531	21
3.3.2 Introduction of AC'97	23

3.4 Summarization.....	26
Chapter4 Hardware System of ASSR System Based on DSP	27
4.1 CPU Peripheral Interfaces	27
4.1.1 Power Module	27
4.1.2 Clock Module	28
4.1.3 Reset Module	29
4.2 Memory Extension Module.....	30
4.3 Communicating Interface Module.....	31
4.4 Interactive Interface Module	32
4.4.1 Keyboard Interface Module.....	32
4.4.2 LCD Interface Module.....	33
4.5 BootLoader Mode.....	34
4.6 Codec Interface Circuit.....	35
4.6.1 SPORT	35
4.6.2 Interface between AD1885 and ADSP-BF531	36
4.7 Summarization.....	37
Chapter5 Software System of ASSR System Based on DSP	38
5.1 Slot-16 Mode and DMA.....	38
5.1.1 Slot-16 Mode	38
5.1.2 DMA.....	41
5.2 Execution Flow of ASSR Software System.....	42
5.3 Startup Programming of System.....	43
5.3.1 Flow of Software System.....	43
5.3.2 Startup Procedure.....	44
5.4 Initial Configuration.....	45
5.4.1 Initialization of SPORT0.....	45
5.4.2 Initialization of DMA.....	46

5.4.3 Initialization of Interrupt.....	47
5.5 Codec Test	48
5.5.1 AD1885 Configuration.....	49
5.5.2 Test Procedure of Codec.....	50
5.6 Sampling Procedure of ASSR Signals	51
5.7 Summarization.....	53
Chapter6 Debug of ASSR System Based on DSP	54
Chapter7 Conclusion.....	56
7.1 Conclusion	56
7.2 Future Work.....	56
Reference	57
Acknowledgement.....	62
Appendix.....	63

第一章 绪论

1.1 引言

听力障碍已成为我国乃至世界面临的公共卫生问题,根据 2006 年开展的第二次残疾人抽样调查结果,我国有听力残疾人 2004 万,占我国各类残疾人总人数的 24.16%,由于药物、遗传、感染、疾病、环境噪声污染、意外事故等原因每年约新生聋儿 3 万余名。听力障碍严重影响着这一人群的生活、学习和社会交往。因此,听力检测和康复工程的意义十分重要。

听力检测的方法分为主观测听法和客观测听法。

主观测听法又称行为测听法,指用不同程度、不同频率的纯音或语音测定人耳能听见的最低声音强度。常用的主观测试方法有:简易测听法和纯音测听法。主观测听法由于需要受检者对声刺激做出判断反应,所以易受被检者的年龄、智力、文化程度、身体状况、精神状况等主观因素的影响,不适用于幼儿和伪聋者,因此一般只作为客观测听的辅助手段。

客观测听法的测试结果不受被测试者主观意志或意识状态影响,因此对小儿听力评估以及不配合患者的听力评估具有重要意义。目前常用的客观测听法包括:耳声发射(Otoacoustic Emissions, OAE),听性脑干反应(Auditory Brainstem Response, ABR), 40Hz 听性相关电位(40 Hertz Auditory Event-Related Potential, 40 Hz AERP)。虽然目前都有广泛的应用,但是三种方法都有各自的局限性。

目前尚未得出 OAE 的出现与听阈之间有明确的相关性,所以 OAE 的检测只是定性的方法,并不能表明听力损失的程度。另外,它只表明耳蜗功能是否正常,耳蜗后病变引起的听力障碍不得判断^[1]。

传统的 ABR 检测使用的刺激信号是短声,缺乏频率特异性。短声的频谱很宽,在 100 Hz 至 6 000~8 000 Hz 的频率上有基本相同的能量分布。Folsom(1984)的研究表明,短声 ABR 的反应阈与人耳在 2~4kHz 频率上的听力水平最相关。当听力损失局限于某一特定的频率范围,特别是低频时,短声 ABR 往往不能准确地反映患者的听力损失^[1,2]。

短音 ABR (tone-evoked ABR) 是对传统 ABR 检测方法的改进, 它具有很好的频率特性, 但是检测结果需要专业听力师进行判读, 属于“客观检查, 主观判断”, 不同的听力医师可能有不同的诊断结果, 而且这种检测方法很花时间, 检测单耳 3~4 个不同频率的听阈大约需要 2 小时^[3]。

40Hz AERP 这种电位虽然具有良好的频率特性, 波形易于辨认, 但易受睡眠、麻醉等因素的影响, 且难以在婴幼儿记录到良好的波形, 因此只能用于成人或者幼儿在清醒状态下检测, 而不能用于婴儿的听力检查^[4,5]。

多频稳态诱发反应 (Multiple Frequency Auditory Steady-State Response, ASSR) 是近年来才发展起来的一种新的客观听力检测技术。它是由澳大利亚墨尔本大学耳鼻咽喉科 Rickards, Rees 和 John 于 1982 年首次报道的。他们发现这种稳态反应在较高频率 75Hz-110Hz, 甚至更高的范围内都存在^[6]。当调制频率大于 70Hz 时, 不受睡眠和麻醉状态的影响, 可应用于婴幼儿的听力检查^[3]。

ASSR 是用多个连续稳态的刺激诱发听觉系统的反应。多频稳态反应的频谱出现在与声信号刺激速率及其谐波一致的频率范围内, 由于其频率成分稳定而被称为“稳态诱发电位” (Steady-State Evoked Potential, SSEP)。因为这种反应与刺激之间的特殊关系, 它还有其他名称, 如幅度调制跟随反应 (Amplitude Modulation Following Response, AMFR)、包络跟随反应 (Envelop Following Response) 和正弦 AM 稳态电位等^[7]。

ASSR 具有如下特点^[8,9]:

(1) 客观性

ASSR 检测由计算机程序自动进行, 并根据统计学方法给出, 因此避免了 ABR 的“客观检查, 主观判断”的缺点。

(2) 频率特性

ASSR 所用的调制信号是持续的, 可避免由短声 (click) 刺激导致的频率失真, 因而能较准地反映相应载波频率的特性, 从而得出相应频率的听阈。

(3) 最大声输出强度高

通常 ASSR 测试信号可输出 120HL 的声刺激, 这对于重度听力损失患者测定残余听力十分必要。而通常 ABR 所给的短声 (click) 时程很短, 只有 100 μ m, 其最大输出约为 130dB SPL (peak), 通常只能测试 100dB nHL 及以下的听阈水

平, 高于 100dB nHL 的重度听力损失者的听阈不能测出。同样的缺陷也存在于耳声发射测试中, 当被测试者听阈在 35dBHL (TOAEs) 和 50 dBHL (DOAEs) 以上时即不能引出反应, 对于这部分患者可采用 ASSR 测定残余听力。

(4) 不受睡眠和镇静药物的影响

ASSR 是叠加在脑电图 (EEG) 上的很小的诱发电位, 因为睡眠时 EEG 波形稳定, 可增加电位信号的信噪比, 使得 ASSR 容易检出。实验证明当调制频率大于 70Hz 时, 麻醉、昏迷等状态不影响检查结果^[10]。Aoyagi 等^[11]证明在不同年龄的儿童包括新生儿, 用 ASSR 进行听力检测都可得到可靠的结果, 这使得 ASSR 能很好地应用于不能配合的婴幼儿和智力障碍患者的听力检测。

(5) 快速简便

ASSR 测试仪通常可以同时测定双耳 250~4000Hz 的多个频率, 并自动打印听阈图, 而且由于测试是自动给声并经计算机自动进行统计处理的, 一旦结果满足统计学检验水准则自动停止给声, 或人为停止给声, 所以 ASSR 的测定通常比 ABR 和纯音测听更快速。

1.2 研究工作的目的和意义

ASSR 具有客观性、频率特异性好, 最大输出强度高, 不受睡眠和镇静药物的影响, 而且检测速度快等优点, 因此设计一种基于 ASSR 技术的听力检测仪具有很好的临床应用价值:

(1) 客观听阈评估

Aoyagi 等^[12]报告 ASSR 反应阈与行为听阈之差在听力正常组为 10~13dB, 而在听力损失组两者差异为 5~13dB, ASSR 反应阈与行为听阈之间存在明显的相关性。听力损失越重, ASSR 与纯音听阈的差值越小, 用 ASSR 估计纯音听阈的准确性越高。

(2) 新生儿听力筛查^[13]

1994 年 Rickards 等研究证明调制频率高于 70 Hz 的 ASSR 可以用新生儿听闪确定。目前新生儿听力筛查常用上具为瞬态声诱发耳声发射 (TEOAE) 及自动听性脑干反应 (AABR)。AABR 频率特异性差, TEOAE 不能评价听觉通路外毛细胞以后的功能情况; ASSR 结果判断客观, 克服了 TEOAE 及 AABR 的局限性, Cone-Wesson

等^[14]认为可将其作为新生儿听力筛查上具。

(3) 儿童听力诊断^[13]

对于小儿听力测试，临床常用的客观测试方法有听性脑干反应 ABR 和 40 Hz AERP。两者各有不足：ABR 的刺激声为短声，能量谱宽、频率特异性差、输出强度 <105 dB nHL，导致一部分聋儿不能引出阳性反应；40 Hz 相关电位采用短纯音测试，睡眠状态下结果不够确定。ASSR 因其客观、频率特异性好及与行为听阈相关性好的特点，可以作为儿童除了行为听力测试以外的一种补充方法，应用于不能配合听力测试或行为测试结果不可靠的受试儿以及只能得到声场中双耳听力的受试儿。

(4) 验配助听器及其效果评估^[8]

ASSR 可用于佩戴助听器后的自由声场测试，可以较准确地估计助听后的听阈。

此外，我国省、市级医院里的 ASSR 检测仪多是从国外进口，价格昂贵，中小医院难以承受；引进的 ASSR 检测仪硬件电路复杂，不易维修和生产调试，而且操作界面是英文，不易推广。

基于以上目的和意义，本课题以嵌入式系统为基础，设计一个易于操作的、携带方便、廉价的、能够广泛普及的 ASSR 听力检测系统，希望促进中小城市听力障碍预防和康复事业的发展，推动和谐社会的构建。

1.3 多频稳态反应仪的国内外研究现状

多频稳态技术是一种新的电生理测试技术^[13]，它作为一种频率特异性好的客观听力测试方法，成为听力学专家研究的热点领域^[15]，有些国家已经研制出了 ASSR 听力检测仪，但是为数不多。

古巴神经科学中心研制的 AUDIX 多频稳态仪能同时进行多个频率的稳态诱发检查，可以提供其它听觉诱发电位（AEP）测试，比如 CAPF 皮层诱发电位测试，具有单个 EEG 通道，用户界面不是很友好^[16]。

加拿大多伦多的人类听觉生理学研究中心研制了 MultiMASTER 能够同时进行多个频率的稳态诱发检查，不提供其它 AEP 测试，只作研究使用，还没有推出临床产品，参数修改比较灵活，用户界面不友好^[16]。

Degree papers are in the "[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)". Full texts are available in the following ways:

1. If your library is a CALIS member libraries, please log on <http://etd.calis.edu.cn/> and submit requests online, or consult the interlibrary loan department in your library.
2. For users of non-CALIS member libraries, please mail to etd@xmu.edu.cn for delivery details.

厦门大学博硕士学位论文摘要库