

超声衰减增益补偿电路的设计

孙颖, 李醒飞, 张国雄

(天津大学精密测试技术与仪器国家重点实验室, 天津 300072)

摘要:医用超声仪器发出的超声波在人体内的传播过程中, 能量被人体组织吸收, 随着探测深度的增加, 超声波能量逐渐衰减, 回波信号的动态范围很大, 因此要进行声程补偿。文章简要介绍了超声诊断仪器的深度时间增益补偿电路(TGC)的基本原理, 即用一定的电压曲线来控制放大器的增益, 使不同深度下的超声回波获得不同的放大倍数。文中还提出了一种采用新型电子元器件的数字控制解决方案, 能有效减小送入A/D转换器的信号的动态范围。该方案采用新型的高精度、低噪声、增益可变放大器AD604, 电路简单, 控制信号稳定可靠, 能准确地补偿超声波在人体内的衰减, 并为控制系统实现高速数字化提供了一个方法。

关键词:医用超声诊断设备; 衰减; 深度增益补偿电路(TGC); AD604

中图分类号: TB535

文献标识码: A

Design of time gain compensation circuit for ultrasonic signals

SUN Ying, LI Xing-fei, ZHANG Guo-xiong

(State Key Laboratory of Precision Measuring Technology and Instruments,
Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: Ultrasonic energy is absorbed by the penetrated medium and is attenuated with depth. Therefore, it needs compensation so as to limit the dynamic range of the signal sent to the A/D converter. Basic principles of the medical ultrasonic diagnostic instruments and the time gain compensation circuit are briefly introduced, and a new design of TGC circuits using new electronic components is proposed in this paper. AD604 is an ultra-low noise, very accurate, and linear-in-dB variable gain amplifier optimized for time-based variable gain control in ultrasound applications. The described design method is simple and its digital control is stable.

Key words: ultrasonic diagnostic device; attenuation time gain compensation; AD604

1 概述

超声在人体内传播的过程中, 遇到不同的界面时, 就会发生部分反射和部分透射。当两个反射的分界面的性质相同时, 反射和透射的百分率是相同的。因此, 相同性质的分界面处于相同深度时, 反射回来的超声能量是相等的。但是相同性质的分界面处于不同的深度时, 超声强度随探测深度的增加而逐渐衰减。

超声波在人体组织内的衰减是一个很复杂的物理过程, 它是由于超声在人体组织内传播时, 被人体组织吸收、反射、绕射、折射和散射等原因造成, 其中吸收是主要的。超声波在人体内的传播过程中, 能量被人体组织吸收, 随着探测深度的增加超声波能量逐渐衰减。对于均匀的生物体软组织, 声衰减系数在区域内基本上是相同的。有实验表明振动能量沿生物体表层传播的规律, 类似于无生命物体表面

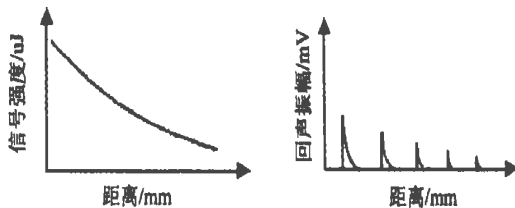


图1 信号强度及回声振幅随距离的变化

波传播的特征, 即其振动的振幅按负指数规律衰减, 如图1所示。

超声波被生物组织所吸收, 其吸收系数主要由超声频率、传播距离、媒质粘滞性等决定。实验结果表明, 当频率在1MHz~15MHz范围内, 超声波被人体组织吸收的系数几乎与频率成正比, 其吸收系数在0.5dB/cm·MHz~3.5dB/cm·MHz范围内。例如, 超声波在人体软组织中平均吸收系数为0.8dB/cm·MHz; 在腹腔吸收系数为0.6dB/cm·MHz。

对于性质相同而所处深度不同的界面, 其反射的回波强度会有很大的不同。这样就不能真实反映所检查的分界面的轮廓。为使深度不同但性质相同的界面反射的回波信号能显示出相同的幅值, 必须

收稿日期: 2002-09-28; 修回日期: 2003-03-13

作者简介: 孙颖 (1975-), 女, 天津人, 硕士研究生, 研究方向为超声对人体软组织的测量。

根据深度(即时间)逐步增大放大器的增益,从而使超声波在传播衰减过程中所引起远距离反射波弱的情况得到相应的补偿。也就是说使接收机的增益 G 随距离 l_a 增加而增加,即 $G \propto l_a$ 。

理想的扫描增益 G_s 应该根据实际的衰减函数 $d = f(a, l)$ 来设计,使接收机的扫描增益 $G_s = g(d)$ 。因而在任一距离补偿增益与传输衰减的乘积为一常数。也就是说,理想的深度补偿增益,可使不同距离的相同声界面的反射信号经接收机处理后变为同样大小的电信号,如图 2 所示,补偿了传输衰减。理想的扫描增益可使输入动态范围更接近信号的实际动态范围。

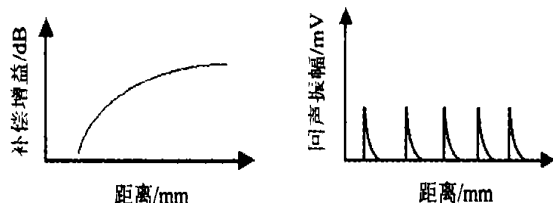


图 2 深度补偿增益特性曲线及补偿后的波形

2 应用电路的设计

超声在人体中传播时,其回波信号一般都较小,所以首先应进行必要的放大。而由于超声波在人体组织内的衰减,其回波信号的动态范围很大。为了使不同深度组织界面的回波幅值相同,要把不同深度下的回波信号进行不同程度的衰减放大,实现声程补偿。即,使接收机增益随扫描时间的增加而增加。这样,从较深部位声界面反射的回声信号的放大倍数较大,而距换能器较近的反射信号,也就是在时间上较早到达的回波信号放大倍数较小。在超声波诊断类仪器中,一般均使用 TGC (Time Gain Compensation) 深度时间增益补偿电路。即用一定的电压曲线来控制放大器的增益,使不同深度下的超声回波获得不同的放大倍数,以此来起补偿作用。例如,软组织的衰减系数是 $0.6\text{dB/cm} \cdot \text{MHz}$,就要把回波信号按照 0.6dB/cm 的斜率予以放大。

2.1 AD604 简介

AD604 是一个超低噪声 ($0.8\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$)、高精度、双通道、增益可变放大器,它的增益(dB)和增益控制电压成正比。TGC 电路的要求就是增益要和控制电压呈指数关系,也就是增益(以分贝计)和控制电压成线性关系,这正是 AD604 的特点,因此它是一个理想的医用超声仪器的时间增益控制放大器,它能有效地减小送入 A/D 转换器的信号的动态

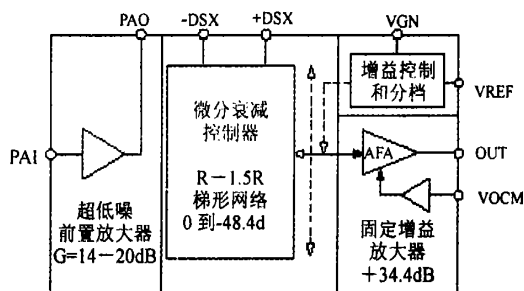


图 3 AD604 的功能方框图

范围,其原理如图 3 所示。

AD604 的每一个通道都有一个高性能的前置放大器,通过给其反馈回路连接一个外部电阻,放大倍数可以控制在 $+14\text{dB} \sim +20\text{dB}$ 。前置放大的输出作为指数放大器的微分输入,以获得线性增益(以分贝计)。每一个微分输入指数放大器(DSX-AMP)都是由一个 $0 \sim -48.4\text{dB}$ 的衰减控制器及其后的固定增益高速放大器组成。而具体的增益控制由 VGN 端输入。

因此,AD604 的每一个通道都可以提供一个可变范围为 48dB 的增益。具体的放大倍数可以用以下公式计算:

$$G(\text{dB}) = (\text{增益档}(\text{dB/V}) \times VGN(\text{V})) + (\text{前置放大器增益}(\text{dB}) - 19)$$

例如,前置放大倍数设置为 $+14\text{dB}$ (即 FBK 和 PAO 短接),而增益档选 20dB/V (即 VREF 接电压 2.5V),增益公式就可简化为:

$$G(\text{dB}) = (20(\text{dB/V}) \times VGN(\text{V})) - 5(\text{dB})$$

2.2 AD604 在医用超声设备中的应用

图 4 所示就是一个用 AD604 驱动 AD9095 (10bit, 40MSPS 的 ADC) 的医用超声增益补偿电路。AD7226 D/A 转换器与其它微处理器接口,读入所需的放大倍数的数字量,并转换为模拟量。把这个模拟量作为 AD604 的增益控制信号输入与其 VGN 端相连,从而实现增益的可控变化。经过 AD604 衰减补偿的信号,再经过可选的滤波器及 AD9631 (低畸变、低噪声、高速运算放大器),即成为 ADC 的有效输入。运算放大器的输出和 ADC 的自偏输入交流耦合,由 AD9095 A/D 转换器进行模数转换,采样速率为 40MSPS 。

3 结束语

该方案解决了医用超声软组织测量过程中由声程

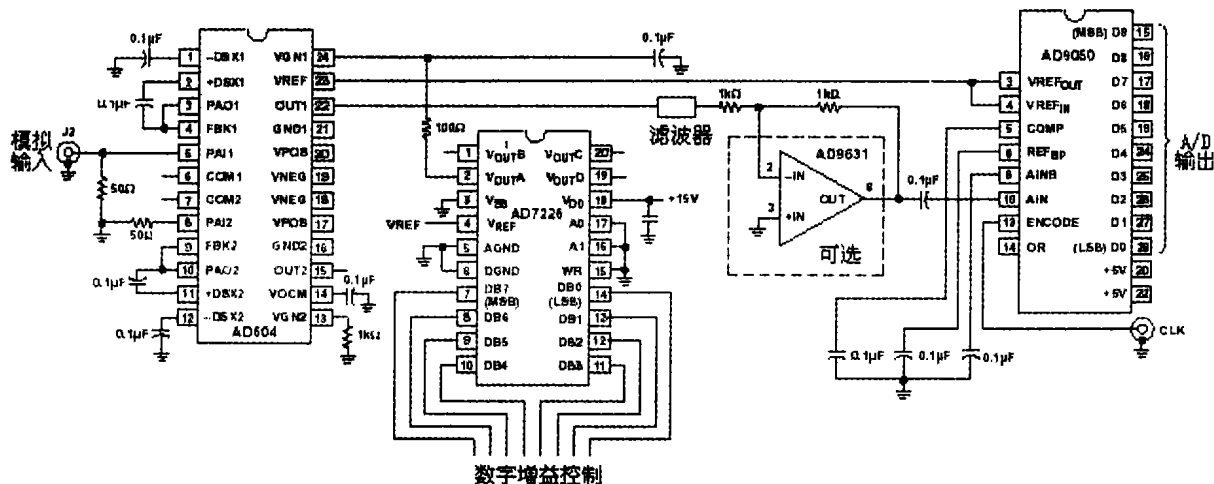


图 4 TGC 回路的医用超声应用

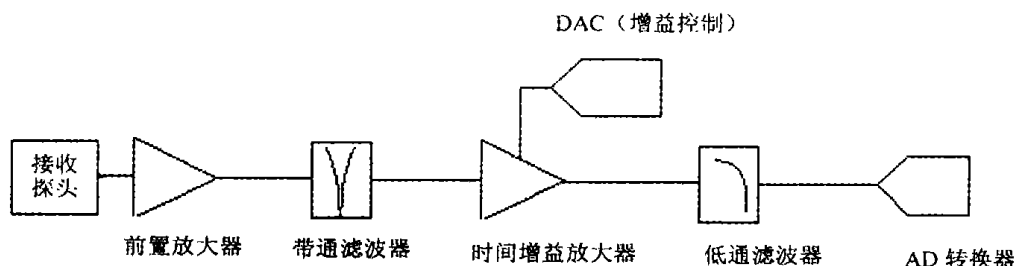


图 5 医用超声诊断仪接收电路原理图

导致的回波信号非线性的补偿问题。与传统的分立元件电路相比,具有电路简单、TGC 控制信号稳定可靠、调节灵活等特点,能准确地补偿超声波在人体内的衰减,并为控制系统实现高速数字化提供一个方法。

如将该电路应用于图 5 所示的原理图中,即可组成实用的医用超声诊断仪接收电路。

参考文献:

[1] 谢嘉平,任力峰.振动减肥中腹壁脂肪的超声检测与力

学特征[J].中国医学物理学杂志,1996,13(4):213-216.

[2] 万明习,卞正中,程敬之.医学超声学[M].西安:西安交通大学出版社,1992.41-43,111-157.

[3] 关立勋,雷纪胜.超声诊断仪原理与维护[M].北京:人民卫生出版社,1983.97-106

[4] Chebli R, Kassem A, Sawan M. Integrated front-end preamplifier dedicated to ultrasonic receivers [A]. Electronics, Circuits and Systems. 2001. ICECS 2001. The 8th IEEE International Conference on (Vol. 3) [C], 2001. 1103-1106.

2003 年全国检测声学学术会议在上海召开

由中国声学学会检测声学分会、上海市声学学会、同济大学声学研究所联合主办的 2003 年全国检测声学学术会议,于 2003 年 11 月 10 日~12 日在上海同济大学召开。来自中科院声学所、北京大学电子学系、南京大学声学所及同济大学声学所等单位的 45 名全国各地声学工作者出席了会议。中国声学学会、上海市声学学会及《声学技术》编辑部分别派员参加了会议。三天的会议中,有 36 篇报告在会上宣读。与会代表在会上就当前检测声学中的一些相关热点问题进行了讨论。会议气氛热烈、发言踊跃。会议期间,在本届检测声学学会主任李明轩教授和秘书长林维正教授的主持下,总结了两年来的工作,讨论了分会明年的活动计划。

同济大学声学所 林维正 胡文祥

更正:

在《声学技术》2003 年第 3 期第 208 页第 3 行中, $>1000\text{w}/\text{cm}^2$ 应改为 $>10000\text{W}/\text{cm}^2$ 。特此说明。