

扇形超声扫描仪数字扫描变换器的研制

黄宇星 程敬之

(西安交通大学生物医学仪器及工程研究室 西安·710049)

本文介绍一种用于B型扇扫超声成像的数字扫描变换器。它采用一种针对有效像素点变换的技术,有效地降低了对电路速度的要求,从而提高了数字扫描变换器的性能,有利于高级图像处理技术的实现。

A digital scan converter for ultrasonic sector scanners

HUANG Yuxing CHENG Jingzhi

(Institute of Biomedical Instrument and Engineering Xian Jiaotong University)

A digital scan converter for B-mode sector scanner is presented in this paper. A new technique only converting effective pixels is adopted so that the high speed circuit has not to be used in this DSC. Thus, the property of digital scan converter is improved and advanced image processing techniques can be used.

1 引言

数字扫描变换器(DSC)是医用超声成像设备中的核心组成部分,在超声成像中对成像质量有重要影响。因此,为了改善图像质量,不断有新型数字扫描变换器推出。扇形数字扫描变换器的核心任务是将极坐标的超声扫描回波信号采样后转换为可供电视水平光栅扫描显示的直角坐标形式。扇形DSC设计需要解决的两个主要问题是:坐标变换和数值插补。目前实现DSC的方法根据电路结构主要有两种,文献[1]中将其分别称为大图像存储器方案和小图像存储器方案。图1及图2分别是这两种方案的方框图。

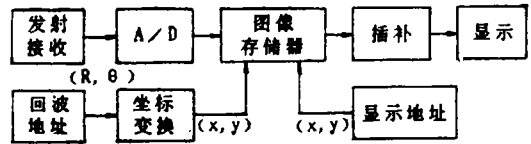


图1 DSC大图像存储器方案原理框图

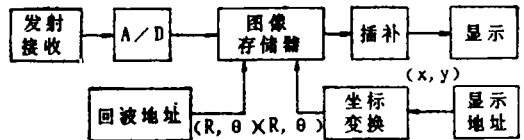


图2 DSC小图像存储器方案原理框图

在大图像存储器方案中,回波信号在存储器前由坐标变换电路完成从极坐标 (R, θ)

收稿日期:94-4-19;修回日期:94-5-17

到直角坐标 (x,y) 的变换。回波数据按照给定的 (x,y) 地址写入一个与显示像素一一对应的图像存储器(一般为 512×512 个单元),然后在视频同步信号的控制下逐行读取图像存储器,经过插补电路将数据送显示器显示。

在小图像存储器方案中,存储器中保存的是最原始的极坐标形式的数据,其容量一般只需 128×512 个单元(128条超声扫描线,每线上512个采样点)。在显示过程中,显示器上每个显示像素的值可以根据此像素的 (x,y) 坐标通过坐标变换电路找到其在图像存储器中相应的回波信号数据,将此数据读出并通过插补电路显示。

这两种方案的一个共同缺点就是要求电路速度相当高,这主要是因为显示过程中,一个像素点的显示时间最多为80ns。在大图像存储器方案中,由于原始像素点分布的不均匀性,在插补过程中要同时读出多个点,随时判断原始点与插补点,并求出插补点数完成插补运算。在小图像存储器方案中,坐标变换与插补运算均在显示过程中完成,这就更增加了问题的复杂性。而所有这些操作均要在80ns以内完成,因此,实现起来相当困难。

在采用数字扫描变换器的超声诊断仪中,由于采用标准电视显示方式,帧频为25Hz,每帧时间为40ms,无论是大图像存储器方案还是小图像存储器方案,最终显示像素一般为 512×512 点,每点显示时间为80ns,按目前采用的在显示过程中完成插补与坐标变换,总的可利用时间为: $512 \times 512 \times 80(\text{ns}) = 20971520(\text{ns}) \approx 21(\text{ms})$,在每一帧有19ms,约一半的有效时间没有利用。进一步我们再考虑一下有效像素点,一般超声扇形诊断仪显示角度均为 90° ,结构如图3所示。由图3可以看出,有效像素点远未达到 $512 \times 512 = 256\text{k}$ 点。在扇角为 90° 的情况下,根据扇形面积在方框中所占的比例,可以计

算出有效像素点约为:185000即185k。有效像素点所占用的显示时间为: $185000 \times 80(\text{ns}) \approx 15(\text{ms})$,可见时间利用率很低。

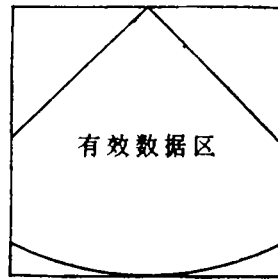


图3有效像素点示意图

如果能将每帧的所有有效时间40ms全部用于坐标变换和插补过程,将大大降低对坐标变换和插补电路乃至整个DSC电路速度的要求。将40ms全部用于185k个有效像素点,则每个有效像素点所占用的时间为: $4000000/18500 \approx 216\text{ns}$,几乎是80ns的3倍。因此采用合理有效的设计将进一步提高数字扫描变换器的性能,本文将针对以上不足而提出一种新型数字扫描变换器。

2 一种新型数字扫描变换器

为了充分利用有效时间降低对电路速度的要求,我们设计了一种新的高性能数字扫描变换器,它克服了以往数字扫描变换器的缺点,具有如下特点:

(1)采用两种存储器:缓冲图像存储器及显示图像存储器。缓冲图像存储器与小图像存储器方案中的图像存储器一样,显示图像存储器与大图像存储器方案中的图像存储器一样。

(2)坐标变换和插补电路放在缓冲图像存储器到显示图像存储器之间,避免了显示过程中的高速运算电路。

(3)坐标变换与插补充分利用所有有效时间40ms。

(4)所有各种运算均只对有效像素点进行。

行,使得每一像素点的处理时间可达210多ns,可以采用比较低速的集成电路实现。

新型数字扫描变换器的原理框图如图4所示。

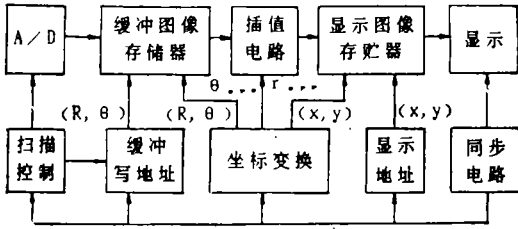


图4 新型数字扫描变换器原理框图

新型数字扫描变换器的原理是: 超声回波信号经A/D变换后首先写入缓冲图像存储器, 然后在坐标变换电路的控制下经过坐标变换和插补存入显示图像存储器。坐标变换电路要完成有效像素点到极坐标 (R, θ) 的变换及有效像素点到直角坐标 (x, y) 的变换。坐标变换流程如图5所示。

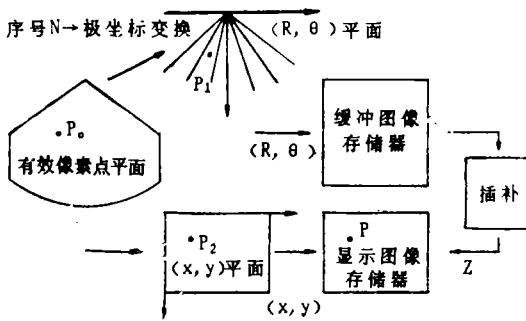


图5 坐标变换流程图

有效像素点平面一点 P_0 的序号为 N , 首先序号 N 经过序号——极坐标变换映射到极坐标平面一点 P_1 , 其坐标为 (R, θ) , 以 (R, θ) 为地址从缓冲图像存储器中取出四个相邻的回波数据经插值电路获得显示数据 Z ; 同时序号 N 还经过序号 N ——直角坐标变换映射到直角坐标平面一点 P_2 , 其坐标为 (x, y) , 然后以 (x, y) 为地址将显示数据 Z 写入显示图像存储器得到显示像素点 P 即完成一次坐标变换。

2.1 缓冲图像存储器

缓冲图像存储器用于存储极坐标形式的回波数据。由于在成像过程中, 图像的扫描与显示一般没有严格的同步关系, 因此存储器的读、写时序难于控制。为了解决这一问题, 采用两套缓冲图像存储器: 存储器页1与存储器页2, 分时操作, 读、写时序完全独立。两页存储器的切换与电视的帧切换一致。

2.2 显示图像存储器与插补电路

显示图像存储器存放经坐标变换后的数据, 由于与缓冲图像存储器同样的原因, 也采用两套显示图像存储器: 存储器页1与存储器页2, 交替读写。

为了保证图像的重建质量, 插补采用二维 $R-\theta$ 插补算法, 由于每个点的运算时间为216ns, 插补电路采用一般的EPROM查表实现。

2.3 坐标变换电路

在本数字扫描变换器中, 采用只对有效像素点进行坐标变换与插补, 根据流程, 坐标变换电路的任务就是为每一有效像素点提供其相应于缓冲图像存储器的 (R, θ) 地址, 显示图像存储器的 (x, y) 地址及插补电路运算所需误差函数 r_{err} 及 θ_{err} 值。所有这些变换关系均是事先已知的, 因此本电路采用计数器及大容量EPROM查表完成这些变换。坐标变换电路由有效像素点计数器、 $R-\theta$ 坐标变换EPROM、 $x-y$ 坐标变换EPROM、误差函数EPROM构成。图6为坐标变换电路原理框图。

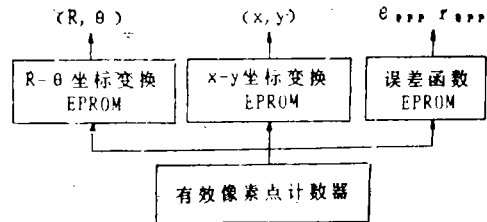


图6 坐标变换电路原理图

3 结论与展望

从以上叙述可以看出,本文所介绍的数字扫描变换器采用两套存储器有效地降低了对电路速度的要求,但显著增加了存储器的容量,并且一定程度上增加了电路的复杂程度。然而,电路速度的降低,可以采用大容量的存储器予以实现,有效地缩小电路板的面积,因此,从总体上看,新型数字扫描变换器与常规DSC相比更合算、更可靠。另一方面,在目前使用的超声诊断仪中,为了提高成像质量,除了装备有数字扫描变换器外,一般均还装备有数字图像处理电路,但由于受常规数字扫描变换器电路结构及实时处理

的要求限制,只能用硬件实现,而且只能进行一些简单的处理,灵活性差。采用本文所介绍的数字扫描变换器,由于每一有效像素点的处理时间达216ns,可望采用高速信号处理芯片用软件实现图像处理,这将大大提高图像的处理能力及灵活性,这是我们下一步所要进行的工作。

参考文献

- 1.安玉中,高上凯,沈以鸿.用于扇形扫描超声仪的两种新型数字扫描变换器.中国医疗器械杂志,1991,15(6):311
- 2.M.Lee, et. al. Analysis of a scan conversion algorithm for a real-time sector scanner. IEEE Trans. On Medical Imaging, 1986; MI-5(2):96

(会议报导)

纪念赛宾百周年建筑声学学术讨论会

建筑声学奠基人赛宾教授(W.C.Sbbine)(1868—1919)发表其著名论文——混响时间及其计算公式以来整整一百年了。美国声学学会为此发起纪念赛宾百周年学术讨论会,于1994年6月5日~7日在美国麻省理工学院举行,有来自世界各国建筑声学界人士300余人出席。会议出版论文集共收文章(详细摘要)88篇,内容分历史回顾、理论发展、测量和模型试验以及音乐演出大厅设计等四大专题。每一专题分别组织邀请国际著名学者五人作大会报告,总计22篇。其中又各有一个特邀报告,他们是:L.L.Beranek,1960年之前声学设计顾问工作简史;M.R.Shroeder,混响理论和测量;M.Barron,音乐厅音质中的新指标能说明多少问题?P.S.Veneklsen,对演艺大厅声学设计的挑战。在大会开幕式上国际著名剧场专家G.C.Izenour教授作了“西方世界2500年剧场设计和赛宾事业生涯”的报告。这次盛会全部侧重在厅堂音质方面,并对建筑声学未来发展各抒己见。为了走出音乐厅设计“黑匣子”局面,有人呼吁展开国际间大合作,建立双耳听闻良好音质的数据库,从而可有效地指导设计。这个设想计划庞大,其实现还有待政府间的资助。美国声学学会鉴于L.L.Beranek在声学研究、实践和教学方面半个多世纪来的杰出贡献,在会议期间特隆重地授予他荣誉资深会员资格,他是该学会成立65年以来第十位获此殊荣的学者。第一位是学会成立那年(1929年)授予爱迪生的。同济大学声学研究所王季卿教授也应邀在大会上作了“中国建筑声学的过去和现在”的报告,使大家对中国的成就和进展加深了解并发生兴趣。

(卿)