

天津工业大学

本科生毕业设计（论文）

四维超声图像插值算法研究及其自由切面的动态显示仿真

学 号： 1711640406

姓 名： 李翔

专 业： 计算机科学与技术专业

学 院： 计算机科学与技术学院

指导教师： 杨连贺

职 称： 教授

完成日期： 2021 年 5 月

摘 要

先天性心脏病(Congenital heart disease,CHD)占活产婴儿的 6.8%~10.0%，为目前最常见的先天性畸形，也是引起婴幼儿死亡的首要原因。目前对 CHD 的筛查方法主要需通过四维超声监测，以选择在适当的时候终止妊娠。与成人相比，胎儿超声心动图检查难度非常大，利用“五短轴切面连续横向扫查方法”能很大程度上简化胎儿超声心动检查。然而，对于国内的大多数医院、医学院的超声科大夫和学员来说，由于缺乏对不同类型胎儿 CHD 的横切面特征知识和病例实践，该方法今未普及应用。

北京大学人民医院完成了胎儿 CHD 患者心脏解剖横切面的数据整理，在国内外首次完成了 80 例不同类型 CHD 解剖切面，149 例不同类型胎儿 CHD 超声连续横向扫查数据库的建立。但受超声成像质量限制，直接获取的四维超声图像分辨率往往较低，难以直接辨认。“图像插值算法”是提高图像分辨率的有效途径之一。然而，由于超声成像空间呈“圆锥”状，传统的基于直角坐标系的图像插值算法会对生成图像质量造成很大影响。

本项目提出了一种基于圆锥坐标系下的三线性插值算法，以实现四维超声图像的高精度显示。并利用经过处理的四维超声，结合高分子材料和虚拟仿真技术，提出了一种胎儿 CHD 病例的产科四维超声诊断仿真的解决方案，以满足对“胎儿心脏连续横向扫查方法”的训练要求，提高胎儿 CHD 诊断效率。

关键词：先天性心脏病；圆锥插值算法；四维超声；超声诊断仿真

Abstract

Congenital heart disease (CHD) accounts for 6.8% to 10.0% of live births. It is currently the most common congenital malformation and the leading cause of death in infants and young children. The current screening methods for CHD mainly require four-dimensional ultrasound monitoring to choose to terminate the pregnancy at an appropriate time. Compared with adults, fetal echocardiography is very difficult, and the use of "five short-axis view continuous lateral scanning method" can greatly simplify fetal echocardiography. However, for most ultrasound doctors and students in domestic hospitals and medical schools, due to lack of knowledge of cross-sectional characteristics and case practice of different types of fetal CHD, this method has not been widely used.

Peking University People's Hospital has completed the data collection of cardiac anatomical cross-sections of fetal CHD patients. It has completed the establishment of a database of 80 different types of CHD anatomical cross-sections and 149 different types of fetal CHD ultrasound continuous lateral scans for the first time at home and abroad. However, due to the limitation of ultrasound imaging quality, the resolution of directly acquired four-dimensional ultrasound images is often low, and it is difficult to directly identify them. "Image interpolation algorithm" is one of the effective ways to improve image resolution. However, due to the "cone" shape of the ultrasound imaging space, the traditional image interpolation algorithm based on the Cartesian coordinate system will have a great impact on the quality of the generated image.

This project proposes a trilinear interpolation algorithm based on a conical coordinate system to achieve high-precision display of four-dimensional ultrasound images. And using processed four-dimensional ultrasound, combined with polymer materials and virtual simulation technology, a solution for obstetrical four-dimensional ultrasound diagnosis simulation of fetal CHD cases was proposed to meet the training requirements of the "continuous lateral scanning of fetal heart". Improve the efficiency of fetal CHD diagnosis.

Keywords: Congenital heart disease; Conical interpolation algorithm; Four-dimensional ultrasound; Ultrasound diagnosis simulation

目 录

第一章 绪论	1
一、课题研究的背景	1
(一)四维超声	1
(二)先天性心脏病	2
(三) 胎儿心脏五短轴切面连续横向扫查方法	3
二、课题相关内容的现状和发展	4
三、课题研究的目的是和意义	5
四、论文架构.....	5
第二章 圆锥插值算法	7
一、三维超声心动图(四维超声)的采集.....	7
二、坐标变换.....	8
三、圆锥插值算法	9
(一)前向映射和后向映射	9
(二)插值方法的选择.....	11
(三)三线性插值算法	11
四、本章小结.....	12
第三章 圆锥插值算法的实现	13
一、 ITK 介绍.....	13
(一) ITK 简介	13
(二) ITK 的特点	13

(三)ITK 的架构	14
二、数据获取.....	15
三、算法实现.....	15
(一)数据提取流程	16
(二)坐标转换	18
(三)插值	18
四、结果演示及分析	19
五、本章小结.....	21
第四章 四维超声图像自由切面动态显示仿真.....	22
一、系统需求分析	22
(一)可行性分析	22
(二)功能需求分析	22
二、系统构成.....	23
三、系统的工作原理	23
第五章 总结与展望	25
参考文献	26
附 录	27
致 谢	43

第一章 绪论

一、课题研究的背景

(一)四维超声

超声波是世界上使用较早，用途广泛的医学诊断手段之一。自从超声诊断技术在医学领域应用以来，这种操作简单，对人体无任何损伤而可以清晰、实时地显示人体软组织及活动状态的方式，成为非侵入式检查领域的主要诊断学方法。在最初，医生可以像使用一把尺子一样，通过一维超声，很方便地测量一些如大脑、眼球等器官的直径。而到了上世纪 70 年代，二维超声的逐渐应用，极大地扩大了超声学在临床应用中的范围，特别在 1950 年，二维 B 超凭借其实时、无损且经济的特性，在妇产科领域大放异彩，被广泛应用于多胎、早孕、胎儿畸形等多种产前检查，极大地提高了医疗诊断水平，直至今天仍然是妇产科诊断中不可或缺的一项技术，对医生的诊断提供了实质性的帮助。

然而，如同其他很多技术一样，传统的二维 B 超，在医学利用中，也存在自身的局限性。在临床应用上，医生在通过二维 B 型超声成像系统，来检查人体器官时，只能获得器官组织某一断面的二维图像，而为了在整个三维空间广度内理解病变位置的三维解剖结构，医生须根据自己的经验，在大脑内对这一器官的一系列连续的单张超声影像进行合成，以对器官进行重构。这种过程对医生个人经验具有很大的依赖性，因此不同的医生常常会有不同的诊断结论。B 超的这一缺陷，在一定程度上影响了医学诊断的准确性和可靠性。例如在产科检查中，胎儿患有兔唇、多指、脊柱裂等先天畸形时，传统二维 B 超常常会对此视而不见，而通过三维超声成像技术，则会使医生清晰地看到胎儿面部以及四肢的发育情况，这样医生就可以预知胎儿的种种缺陷和潜在隐患，使患者可以即时终止妊娠或使患病的胎儿在出生后够得到最为迅速而有针对性的治疗。常用的三维超声在成像方式上可以分为静态三维成像和动态三维成像^[1]。静态三维成像的数据采集方式为医生手持或机械驱动超声探头，以获得一系列连续的 B 型超声断面(二维)图像，并将其存于计算机内进行脱机重建，再通过计算机图像处理，得到一个有立体感的图像。静态三维成像在扫查感兴趣区域时，由于其图像采集本质上仍为二维超声探头采集，成像质量会受超声探头扫查速度的快慢及姿态的稳定性的影响，对

操作者的经验、技术要求较高，且不具有实时性。

动态三维成像是直接形成的实时三维成像，因此也常被称为四维超声成像技术。与静态三维成像不同的是，四维超声的数据采集是通过三维容积探头一次性采集生成，对感兴趣区域的扫查可以在瞬间完成，并将获得的容积数据存储在数据库中，因此可以获取一些二维超声难以采集的实时切面，在患者离开后也可以随时进行研究分析。四维超声的这些特性，使其有效避免了传统三维超声检查时需规避患者呼吸、心跳及血液流动对影像造成影响的问题，很大程度上便利了如心血管疾病等需观察器官实时病理特征的医学影像的检查。因此，四维超声成像也常被称为三维超声心动图技术(Fetal echocardiography ,FECG)。

(二)先天性心脏病

先天性心脏病(Congenital heart disease,CHD) 是婴儿在胚胎发育时期发生的心血管异常引起的畸形，为目前最常见的先天性畸形，占活产婴儿的 6.8% ~ 10.0%，严重影响我国人口质量。CHD 患儿出生后，因其普遍为复杂的心血管畸形，常常伴随着缺氧、休克等症状，严重者甚至出现夭折，死亡率在 20%以上。经复杂救治存活下来的少数患儿，仍会出现因血液流动力学异常引起的多重并发症，往往会给家庭造成经济和精神的双重打击。然而，引起 CHD 致病因素种类多样，病理机制复杂，至今仍未完全明了，大大加大了预防难度。因其前期预防困难和后期治疗复杂的双重阻碍，使 CHD 成为引起婴幼儿死亡的首要原因。

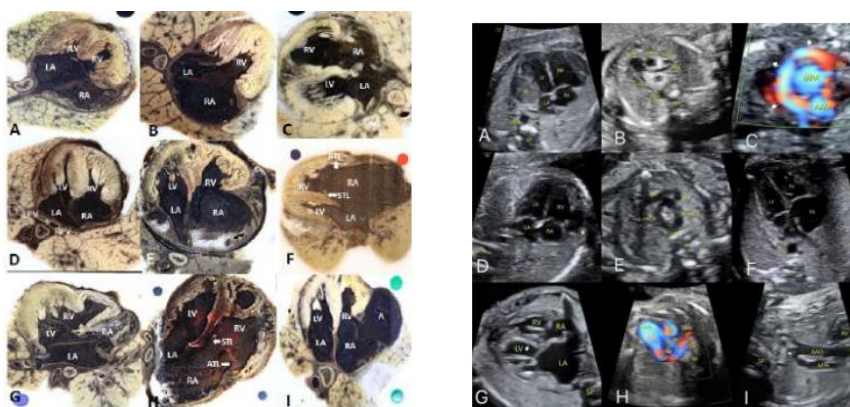
然而值得注意的是，在胚胎发育过程中，心脏是最先出现的器官，胎儿心脏在妊娠的前三个月即经历了从细胞分裂、分化到成熟的过程，这一阶段也是最容易受到环境因素影响导致心血管畸形发生的主要时期^[2]。所以，在现有的医疗条件下，加强这一阶段的产前诊断和筛查，对高危产妇尽早确诊并及时终止具有严重并发症或复杂 CHD 患者的妊娠，成为国内外应对 CHD、减轻孕妇家庭经济、心里负担、提升国家人口质量的首要措施。

针对 CHD 的产前检查目前主要有磁共振、心导管造影、多层螺旋 CT 和超声心动图四种方法^[3]。在这四种方法中，心导管检查准确度最高，但是却是一种有创性的方法，会对孕妇造成一定地损伤，而其它几种方法也都分别伴随着需要对胎儿麻醉、电离辐射高或检查不全面等问题，均有漏诊、误诊或对胎儿和孕妇造成创伤的风险。因此在实际检查中使用率较低。而超声心动图诊断作为一种简

便、无辐射、无创并可重复的手段，让超声诊断成为产前筛查胎儿 CHD 的首选影像学手段。由于胎儿的平均心率超过 120 次每分钟，心脏的搏动比成年人快，因此就必须有一个连续动态的观察才能反映心脏的整体状况。相比于二维超声，四维超声的应用，不仅能清晰显示胎儿的心脏结构与功能，应用具有实时性的四维超声系统，更可在心动周期的多个时间帧内捕获三维心脏解剖结构，而无需进行时间平均或心电图门控^[4]，并且最大程度地避免了普通二维超声检查受到的孕妇腹壁、羊水、胎儿体位等因素的影响，更加全面地对胎儿心脏三维空间结构进行实时、多角度地观察并可将获得的大量心脏容积数据存储下来以供后续影像学研究及检查，对于早期发现胎儿心脏结构的异常、减少出生婴儿死亡率、提高出生人口质量意义重大。

(三) 胎儿心脏五短轴切面连续横向扫查方法

心脏的疾病诊断通常需要利用超声心动图技术对心脏的多个切面进行检查。然而，受胎儿体位等因素影响，应对成人很容易获取的一些切面则很难在胎儿心脏检查中显示清楚，例如对于主动脉弓的长轴切面和导管弓的长轴切面的获取，仍是限制胎儿超声心动图技术发展的技术瓶颈^[5]。为了应对胎儿心脏疾病的诊断，有学者提出了基于四维超声的五短轴切面连续横向扫查方法，该方法独辟蹊径，以三血管气管切面代替了主动脉弓长轴切面和导管弓长轴切面^[5]，很大程度上简化了胎儿超声心动图的检查。



(a)胎儿心脏解剖横切面图像

(b)胎儿心脏超声图像

图 1.1 胎儿心脏切面图像

然而，对于国内的大多数医院、医学院的超声科大夫和学员来说，由于缺乏对不同类型胎儿 CHD 的横切面特征知识和病例的四维超声诊断实践，应用五短轴切面连续横向扫查获取胎儿超声心动图的技术很难得以普及。为此，北京大学人民医院完成了胎儿 CHD 患者心脏解剖横切面的数据整理，在国内外首次完成了 80 例不同类型 CHD 解剖切面(如图 1.1(a))，149 例不同类型胎儿 CHD 超声连续横向扫查切面(如图 1.1(b))数据库的建立。

二、课题相关内容的现状和发展

图像的插值技术在计算机图形学和图像处理出现开始，就是伴随其各个阶段发展的必修课。因其在图像学各个领域的广泛应用，出现了很多不同类型的插值方法。而基于卷积的插值是应用最为广泛的方法之一。常见的卷积插值方法有：线性插值、最近邻插值、B 样条插值、拉格朗日插值、二次多项式插值、三次多项式插值等等。对于这些方法的特点，诸多学者已对其做了很多分析。在医学影像领域，也早有学者对传统三维超声图像的插值方法做过研究，例如文献[7]中，陈春涛等人提出了基于三维规则不均匀数据场的有偏距离加权同心插值，并对线性插值、三次插值以及高斯插值等算法做了比较。然而，因三维超声图像不同的成像原理，传统三维超声的数据采集依赖于医生手持或机械驱动超声探头，成像方式是通过二维超声探头做单一的直线、扇形或旋转扫查，并使用一系列二维图像经过三维重建转换成三维体积图像来实现的。对于这类三维超声图像的插值，通常是在一组规则间隔的直线网格点处插入图像强度，以实现更多横截面二维图像的可视化显示，本质上是在规则的不均匀二维切片间进行插值^[8]。而本研究的三维图像是由三维容积探头一次性采集生成，无需徒手扫描或 3D 重建，体素在三维数据场中呈圆锥坐标均匀分布(而不是大多数图像分析和处理算法所处理的常规笛卡尔网格点上)，成像原理有本质上的区别，故对于传统三维超声图像的插值方法不适用于本研究。

在 CHD 的超声诊断教学方面，受到超声心动图技术在临床诊断应用的驱动，CHD 的超声诊断一直是国内各大医院与医学生迫切需要培训和提高的技能。国内外诸多学者对于诊断方法及其相应的教学模式和教学方法的医学类研究已非常丰富，对于 CHD 的基础理论和知识的巩固起到很大作用。但是 CHD 的病症

千差万别，超声诊断又着重于手眼并用，大多数妇产科医生与医学生无法真正的接触到实际病例而只能“看图说话”，导致基层妇产科对 CHD 的筛查和诊断水平无法实质性地提高。然而在计算机技术高速发展的今天，虚拟仿真技术已在各个行业初露拳脚，医学方面的虚拟仿真也随之悄悄兴起，例如美国英特格拉生命科学有限公司开发的“ICP 颅内压监测虚拟教学仿真系统”，上海曼恒数字科学公司开发的虚拟人体解剖教学系统^[9]等等，为医疗教学提供了全新的方式与很好的参考价值。所以，利用北大人民医院构建的胎儿心脏解剖和超声容积数据库开发一款针对 CHD 诊断的教学仿真系统具有重大意义。

三、课题研究的目的是和意义

1.完成圆锥插值算法的理论推导及程序实现。受超声成像质量的限制，直接获取的四维超声分辨率往往较低，难以直接辨认。“插值算法”是提高图像分辨率的有效途径之一。然而，由于超声成像空间呈“圆锥”状，传统的基于直角坐标系的图像插值算法会对生成的图像质量造成很大影响。本项目拟开发基于圆锥坐标系下的三线性插值算法，以实现四维超声图像的高精度显示。

2.完成四维超声图像的自由切面动态显示系统。本研究将利用已建立的胎儿 CHD 超声容积数据库，结合高分子材料和虚拟仿真技术，提出一个胎儿 CHD 病例的产科 B 超诊断虚拟仿真的解决方案，以满足对“胎儿心脏连续横向扫查方法”的训练要求，提高胎儿 CHD 诊断效率。

四、论文架构

本课题主要通过对圆锥坐标系下线性插值算法的探索和研究，以此实现对四维超声图像的高精度显示，并在此基础上完成四维超声图像的自由切面动态显示的简易仿真系统，以期对 CHD 超声诊断系统的实现做初步尝试。

其中本论文各个章节安排如下：

第一章：介绍超声在医学领域的应用以及先天性心脏病的研究现状和痛点需求。

第二章：对圆锥插值算法的设计需要考虑的实际问题做详细分析，并提出应对三维超声心动图图像插所适用的插值方法。

第三章：通过在第二章确定的插值算法和路径，使用 C++ 语言运用 ITK 工具包在 Visual Studio 2019 上实现，并对重要代码做了详细解释。

第四章：详细介绍对插值算法的实现过程。描述代码重要代码的代码逻辑，最后对输出的结果进行分析。

第五章：为 CHD 的超声诊断仿真提供一个有效的解决方案，在 3DSlicer 中通过电磁定位探头来模拟实际的超声探头，并实时地根据探头的位置和姿态显示真实超声影像的自由切面。

第二章 圆锥插值算法

本章将首先对四维超声圆锥插值算法的设计需要考虑的实际问题做出分析，然后提出应对四维超声所适用的插值方法，并对其做详细说明。

一、三维超声心动图(四维超声)的采集

对于三维超声心动图的采集，为应对不同的诊断情况，在一台超声系统设备中通常需配备多个功能不同的超声探头。而根据扫描和采集方式的不同，常用的超声探头可以分为线阵和凸阵两种。线阵式三维超声探头的阵元呈线性排列，发射的扫查线所得到的采样值坐标可以与图像存储器的体素坐标一一对应。所以线阵式探头获取的图像不需要经过复杂的坐标变换即可用于后续的处理与显示。而对于凸阵式超声探头，阵元的排列呈椭球状，扫查所得到的采样值只包含相对于阵元排列中心原点的扫描深度和外侧角及内侧角信息，体素呈球坐标分布^[7]。但由于扫描范围广度要远大于线阵式等优点，在超声诊断应用中更为广泛。

在本项目中重点研究的插值图像来源，是由北大人民医院使用 2.5Mhz 实时三维(Real-time three-dimensional, RT3D)体积探头采集的胎儿心脏 3D 超声心动图。该探头由无数个沿仰角和方位角凸阵式排列的相控阵元素构成。所获取的数据的采集在常规深度下进行，且对于每个时间帧，RT3D 超声数据都存储在大小为 $303 \times 184 \times 224$ 的 8 位数据矩阵中，在最大深度为 19cm 的范围内采集一个胎儿心动周期，最终获得时间长度为 40 帧的超声影像。

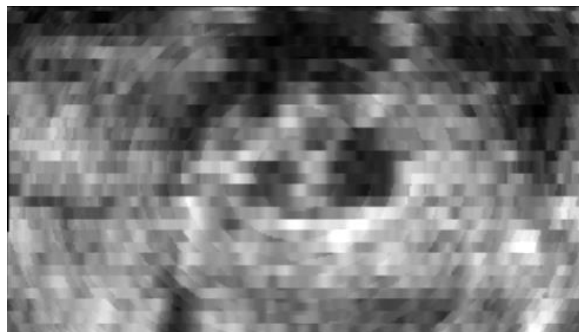


图 2.1 未经处理的三维体素切面

由于 RT3D 数据采集中的体素排列在非常规的圆锥坐标系中(而不是大多数

图像分析和处理软件所在的常规笛卡尔网格点上), 在角度相邻的体素间会出现一定的空隙, 且在深度较高时, 间隙更为明显。在不经处理直接显示的图像中, 可以看到像素间明显的界限(如图 2.1)。因此需要对四维超声每一帧的超声数据进行图像插值, 以将其准确地栅格化为更易识别的 3D 图片。

二、坐标变换

从之前的描述中我们知道, 在建立直线网格插值所需的坐标转换之前, 了解用于获取原始 RT3D 数据的坐标系是非常必要的。从研究获得的体积 RT3D 图像, 体素以非常规的球坐标系排列(其到笛卡尔坐标系的变换, 以及从笛卡尔坐标系到该坐标系的变换均不同于传统的球坐标系)。其中, 体素位置由与原点 O 的距离 r (单位: 毫米)、外侧角 θ 和内侧角 φ 共同定义。如图 2.2 中, 一个典型的体素 B 是由三元组 i_r, j_θ, k_φ 指定, 分别表示 3D 图像矩阵的行、列和切片的索引。而 3D 矩阵的尺寸(即行数、列数和切片数)、扫描的深度以及内侧角和外侧角的角度则分别确定了 r, θ 和 φ 的步长。也就是说, 结合各维度步长的大小, 图像矩阵中体素在物理空间中的位置(r, θ, φ)便可由体素的索引唯一确定。

在具体的图像中, r 是 B 点与原点的距离, 而 θ 和 φ 是 B 点垂直于与轴 OD (对应的 θ 和 φ 值均为 0)相垂直的平面 OBC 和 OAB 之间的角度。可以知道, θ 或 φ 的值相同的体素排列在物理空间的同一个平面上, 而 r 值相同的体素与原点距离相等。对应到图 2.2 中, 有如下几何关系: $OB=r, AD=z, CD=x, OD=y, CD \perp OD, AD \perp OD$ 。

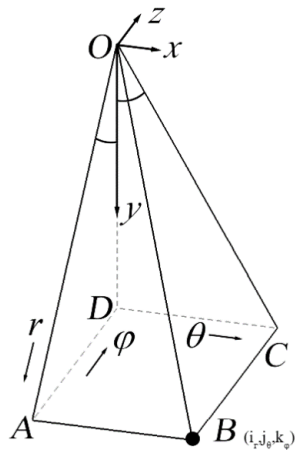


图 2.2 典型的三维超声图像坐标系

因此由图像特征可以容易得到：

$$\begin{cases} x = y \cdot \tan(\theta) \\ z = y \cdot \tan(\varphi) \\ x^2 + y^2 + z^2 = r^2 \end{cases} \quad (2.1)$$

通过进一步操作，可以根据图像空间中的三元组 (r, θ, φ) 确定体素的笛卡尔坐标 (x, y, z) ，公式为：

$$\begin{cases} x = y \cdot \tan(\theta); \\ y = r / \sqrt{1 + \tan(\varphi)^2}; \\ z = y \cdot \tan(\varphi) \end{cases} \quad (2.2)$$

相反，从体素的笛卡尔坐标 (x, y, z) 到图像坐标 (r, θ, φ) 的转换关系如下：

$$\begin{cases} r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}; \\ \theta = \text{atan}(x / y); \\ \varphi = \text{atan}(z / y) \end{cases} \quad (2.3)$$

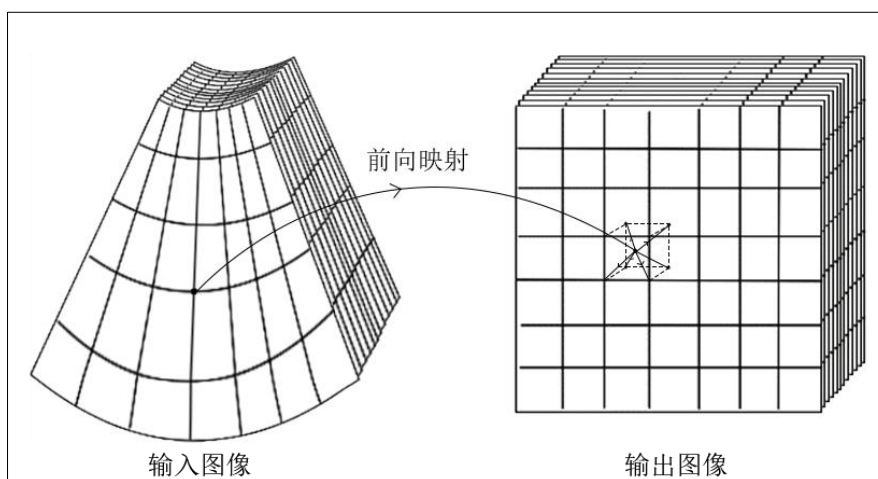
三、圆锥插值算法

在上一节我们探讨了三维超声体素球坐标系到笛卡尔坐标系下的相互转化，经过变换后的三维图像虽然可以在笛卡尔坐标系下直接进行显示，但是一些切面中的图像极为模糊且不连续，只能显示胎儿心脏的大概轮廓。出现这种现象，是因为通常在图像存储时，一个坐标点以无符号整数形式存入，而通过坐标变换所得到的坐标，往往会落在非整数位置，致使图像无法清晰显示。应对这一问题的方法，就是插值技术。而在探讨具体的插值方法前，需要先确定一种插值策略，即前向映射和后向映射。

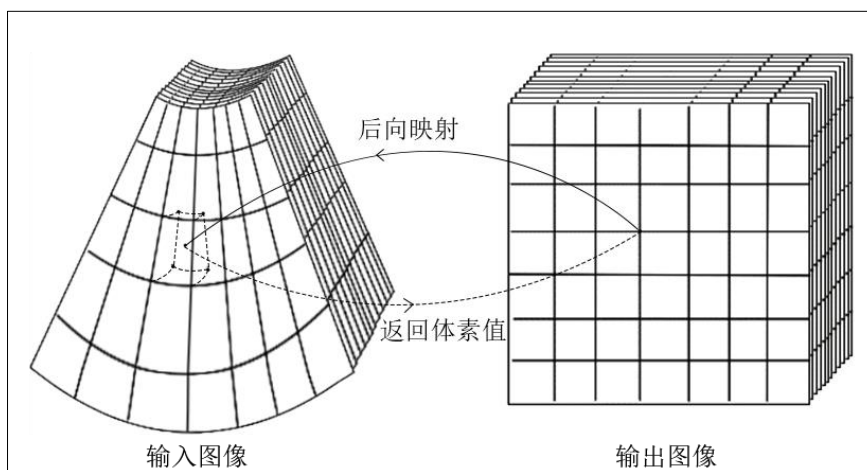
(一)前向映射和后向映射

前向映射是将输入图像圆锥坐标系下的整数点坐标映射到经坐标变换后输

出图像的笛卡尔坐标系下。对于前向映射的策略，输入图像上整数点坐标映射到输出图像的非整数点坐标时，需要将体素值按一定权重分配到周围八个整数网格点上(如图 2.3(a))。而输出图像上的每个整数网格点的体素强度，又由周围所有输入图像映射到非整数坐标下经过权重分配的像素值叠加决定。因此，对于前向映射这一策略，输出图像的体素值必须对输入图像的所有体素进行遍历，不能直接求得。



(a) 前向映射



(b) 后向映射

图 2.3 映射策略

在处理大数据量时，在插值之前将所有输入坐标点映射到输出网格上的前向映射效率很低，并且会导致大量的计算时间。后向映射可以将输出网格点映射回输入网格内部，并在输入网格内执行插值，从而大大减少了与插值相关的计算成

本。因此，后向映射更适合我们插值算法的实现。实际上，在将笛卡尔坐标映射到球坐标后，输入点位于整数网格点，可将坐标转换问题简化为纯插值问题。

(二)插值方法的选择

解决了坐标变换和映射策略问题，插值方法的选择也是影响实时三维超声心动图显示质量的核心因素。经过查阅文献发现，国外的 Songbai Ji 博士等人已对三维实时超声图像的插值方法做了对比。研究发现三线性插值算法相比于体素最近邻算法和距离加权算法，均提高了插值精度；并且实现了与体素最近邻算法和用于处理二维图像的基于像素的最快算法相当的实时计算性能，同时要比距离加权算法快 1 到 2 个数量级^[10]。所以，鉴于本课题需要对三维超声实时图像进行处理及可视化的实现，使用三线性插值算法是不二之选。

(三)三线性插值算法

前面说到，将输出网格点映射回输入网格内部的后向映射方法，在执行插值时可以大大减少与插值相关的计算成本。但是因物理空间中的输入网格呈圆锥坐标分布，使用基于距离的三线性插值算法时将会给算法的计算带来很多麻烦，从而降低算法的计算效率。而在第二章部分对三维超声坐标系的介绍中已经知道，结合各维度步长的大小，图像矩阵中的体素在物理空间(图 2.4(a))中的位置 (r, θ, φ) 可由体素的索引 (i, j, k) 唯一确定。而体素索引所构成的矩阵在数学上可表示为三维矩阵，以此将参数空间(图 2.4(b))定义在直角坐标系下，使直角坐标系的坐标分别表示图像矩阵的各个维度(即行数、列数和切片数量)索引的值。这样，在参数空间中的任意一点(例如图 2.4(b)中的 $p'(i, j, k)$ ， i, j, k 不一定是整数)的坐标结合步长 r' ， θ' ， φ' 便可通过式 2.2 的坐标转换方法唯一确定物理空间的坐标。相反，对于物理空间中的任一点(例如图 2.4(a)中的 $p(r, \theta, \varphi)$)，也可唯一确定参数空间中的对应点(图 2.4(b)中的点 p')。这种一对一的映射在两个空间之间建立的几何变换，可以轻松找到 p 的 8 个相邻体素。并且，这些相邻体素在参数空间中形成了标准的 8 节点六面体元素，这样就可以很方便的使用有限元六面体形状函数^[11]对 p' 进行三线性插值。

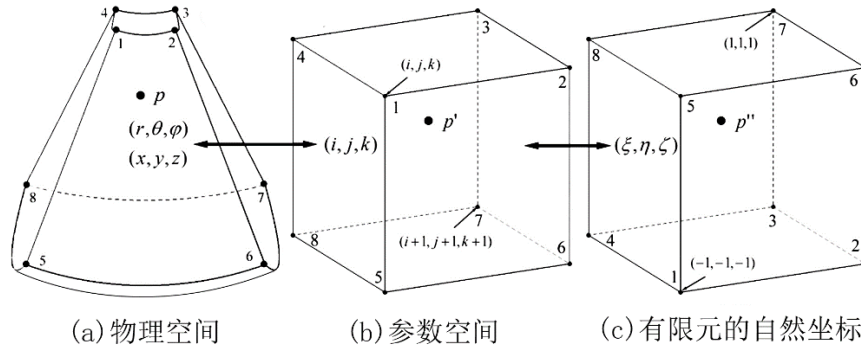


图 2.4 几何变换

在有限元方法中，为了让不同类型分布的单元在整体坐标系下进行分析以简化运算，通常将坐标转化到自然坐标系下^[11]。对于本课题，将参数空间中的六面体元素转化到如图 2.4(c)的自然坐标系中，即可使用标准六面体的三线性形状函数进行表示：

$$N_a = 1/8(1 + \xi\xi_a)(1 + \eta\eta_a)(1 + \zeta\zeta_a) \quad (2.4)$$

式(2.4)中， a 代表六面体的 8 个节点，而 ξ ， η ，和 ζ 为 3 个标准化坐标，每个轴都从 -1 到 1 延伸。计算出各点处的形状函数之后，进一步计算相邻体素强度的加权总和，即可实现对 p 点的三线性插值：

$$I(p) = I(p') = I(p'') = \sum_{a=1}^8 N_a \times I(a) \quad (2.5)$$

四、本章小结

本章主要分析了三维超声心动图 RT3D 所使用的坐标系，并由此推出其与笛卡尔坐标系的转换公式。之后通过描述常用的映射策略的特点，确定了速度更快且适用于处理大量数据的后向映射方式。最后，在前人的研究中，确立三线性插值为处理 RT3D 图像插值的插值算法，并对其做了详细讲解。

第三章 圆锥插值算法的实现

在之前的章节中，探讨了对于非常规的圆锥坐标系下三维超声心动图插值算法的求解过程和原理。在本章将着重对上述图像利用 ITK 工具包进行圆锥插值算法的实现，对处理结果进行展示，并将该结果与直接在笛卡尔坐标系下做三线性插值所得的结果进行对比。算法使用 C++语言在 Visual Studio 2019 上实现，并将结果在 3DSlicer 软件与 ImageJ 软件中进行测试与分析。

一、ITK 介绍

(一) ITK 简介

ITK(Insight Toolkit)是由美国国家医学图书馆倡议并资助开发的开源、跨平台的医学图像分析库。它为医学影像研究中人员提供了一套图像过滤、图像分割、图像注册和量化医学数据的有效工具，可被视为图像分析算法的百科全书。

(二) ITK 的特点

因 ITK 的开源特性，使 ITK 的软件工具包与其社区有着协同发展的关系，它们之间以连续的迭代周期相互塑造。为了满足社区开发者的需求，软件不断迭代修改，而 ITK 社区的开发者们的研究方向本身又会根据该软件工具包的功能进行调整。当工具包中更新了新算法和更好的处理性能时，现有研究使用的算法可以通过 ITK 社区得到更替，而新医学成像技术和新兴需求的提出，也会催生 ITK 不断地增长和更新自身。而这一良好生态的实现，离不开 ITK 工具包从出现开始就遵循的特性，通过分析这些特点，可以帮助我们更好的使用它。

1.模块化。ITK 工具包拥有约 700 个过滤器，这些类按照过滤、配准、分割以及 IO 之类的功能被划分为 124 个模块，这些模块按照功能分类又被归纳到 13 个主要的组中，这使得 ITK 允许通过社区贡献代码，来逐步添加新模块实现功能的持续增长，而减少各个类间的交叉依赖，从而方便的构建工具箱的选定子集或对其进行重新开发。

2.数据管道结构。大多数图像分析任务的分阶段性质自然导致选择数据管道体系结构作为数据处理的主干基础架构。数据管道可实现：滤镜级联：一组图像

的过滤器可以一个接一个地级联，构成一个处理链，以方便的将一系列操作应用于输入图像。参数探索：将处理链组合在一起后，滤波器的参数将很容易更改，从而简化了对最终输出图像产生的影响的探索。内存流：通过一次仅处理图像的子块的方式，来实现对于不适合主存储器的大尺寸图像的处理。

3.工厂设计模式。ITK 的基本设计要求之一是为多个平台提供支持。这种需求源于通过使工具包可用于广泛的社区而不论其选择何种平台来最大化其影响的愿望。ITK 采用了工厂设计模式，以解决在不牺牲每种平台的解决方案适用性的前提下，支持众多硬件和软件平台之间的根本差异的挑战。

4.流运算。能够通过在整个数据流水线中划分并处理图像的子块，然后在流水线的输出侧组装所得块来处理大图像。

5.可重用性。因为 ITK 的开源特性，为了避免不同学者贡献代码的风格差异，ITK 使用了以下三种方法来实现 ITK 工具包整体的可重用性。首先是采用面向对象的程序设计，尤其是正确创建类层次结构，其中在基类中分解了通用功能。其次，通过大量使用 C++模板来实现通用编程，从而将被识别为模式的行为分解。第三，使用 C++宏并允许重复使用工具箱中很多地方所需要的标准代码段

6.易维护性。ITK 类的模块化、较小的文件格式、较大程度的代码复用使该体系结构自然满足了将维护成本降至最低的限制。

(三)ITK 的架构

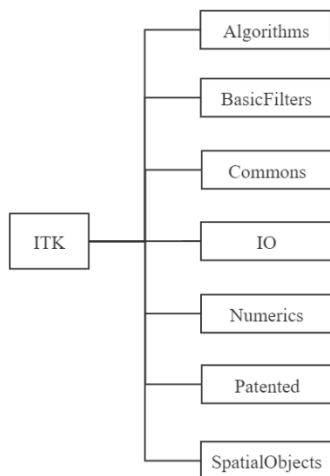


图 3.1 ITK 软件架构

按照功能类别，ITK 分为如图 3.1 几个部分。

二、数据获取

在本项目中重点研究的插值图像，是由北大人民医院使用 2.5Mhz 实时三维 (Real-time three-dimensional, RT3D) 体积探头采集的胎儿心脏 3D 超声心动图。该探头由无数个沿仰角和方位角凸阵式排列的相控阵元素构成。所获取的数据的采集在常规深度下进行，且对于每个时间帧，RT3D 超声数据都存储在大小为 $303 \times 184 \times 224$ 的 8 位数据矩阵中，在最大深度为 19cm 的范围内采集一个胎儿心动周期，最终获得时间长度为 40 帧的超声影像。为方便处理，将每帧图像通过 DICOM 标准格式存储。

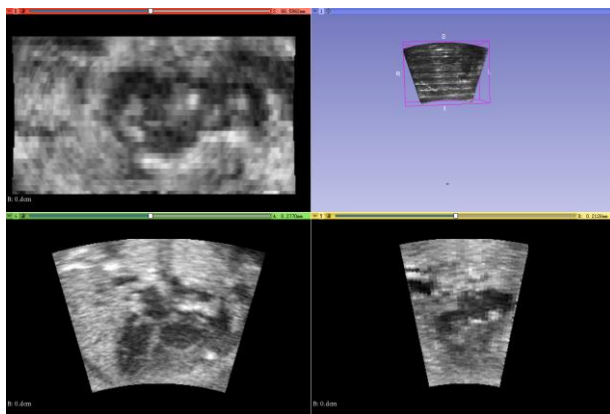


图 3.2 胎儿超声心动图 3DSlcier 显示实例

三、算法实现

在第二章已介绍了对于三维超声心动图的圆锥插值算法的设计，在本节将对算法进行程序实现。在第二章的介绍中，单帧图像的存储是以三维图像矩阵的形式存储的，在图像存储之前，三维超声心动图系统已对其做了坐标变换，但是未经处理的图像在笛卡尔坐标系下的显示较为粗糙，相邻体素强度间的梯度较大，使体素间过渡不自然，有明显界限。所以，在实际的处理中，将图像矩阵从笛卡尔坐标系下的索引坐标先转换回原始的球坐标系下，对进一步的处理是有必要的。由此，算法程序的大致流程图如下：

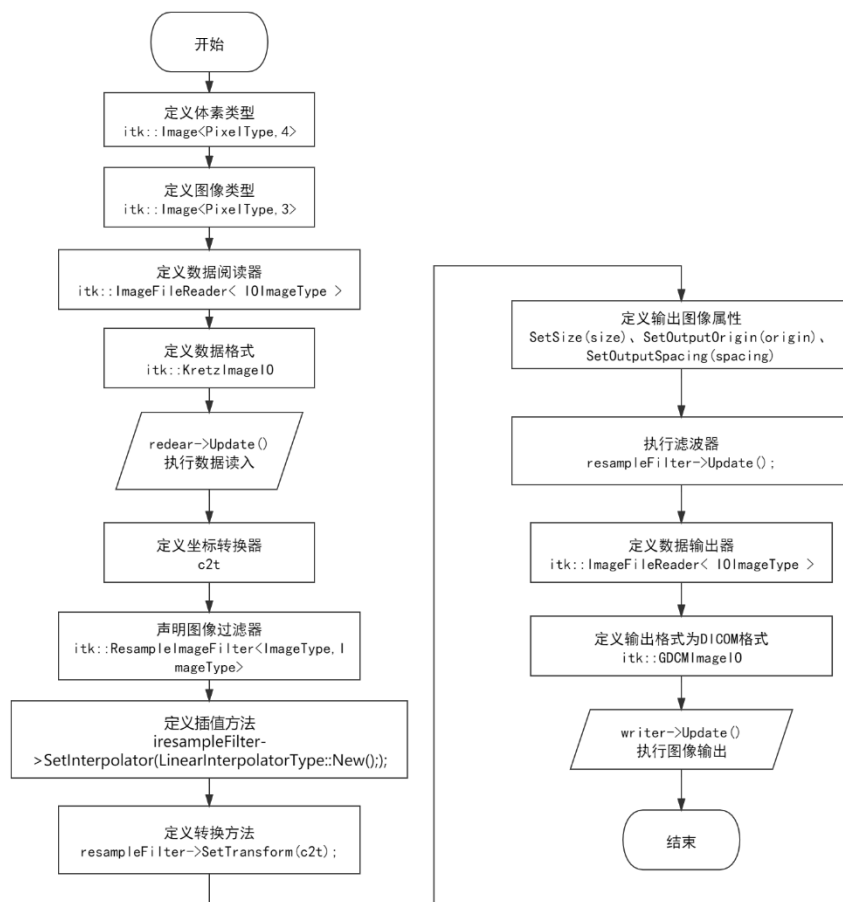


图 3.3 算法流程图

下面将对算法程序的重点代码做讲解。

(一)数据提取流程

研究提取的 DICOM 格式数据包含胎儿心动图一帧图像的全部信息。ITK 中对于数据的读写使用数据处理管道来进行，数据处理管道的结构如图 3.4。

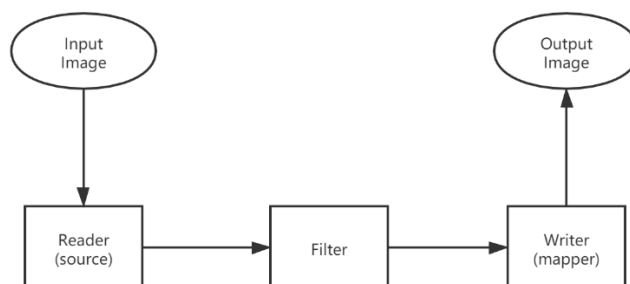


图 3.4 ITK 数据处理管道结构

读取类对象称为管道源对象(pipeline source objects), 它们响应管道更新请求并启动管道中的数据流。在此读写机制中, 我们需要设置 ImageFileReader 以及 ImageFileWriter 来输入目标文件的路径及名称。在 Factory 中为 ImageIO 置入输入输出的图像格式, Filter 便可以通过 ImageIOFactory 来判断可以转交数据的执行器, 之后由执行器来完成相应的读写操作。

因此, 在实际代码中, 对数据的输入输出首先需要指定用于表示图像体素 (PixelType)和属性(Dimension)的类型来定义图像类型(ImageType), 之后将这些信息置入一个 itk::ImageFileReader 或 itk::ImageWriterType 中, 通过调用 Update()方法, 将图像输入到内存中或从内存输出到指定文件目录下, 以此来读写 DICOM 图像。具体代码如表 4.1 和表 4.2。

表 4.1 图像的读取

```
using PixelType = unsigned char;
typedef itk::Image<PixelType,4> IOImageType; //定义体素类型
constexpr unsigned int Dimension = 3;
typedef itk::Image<PixelType,Dimension> ImageType; //定义图像类型
typedef itk::ImageFileReader< IOImageType > ReaderType;
ReaderType::Pointer reader = ReaderType::New();//定义数据阅读器
reader->SetFileName( argv[1] );
using KretzIOType = itk::KretzImageIO;
KretzIOType::Pointer kretzImageIO = KretzIOType::New();//指定数据格式
reader->SetImageIO( kretzImageIO );
reader->Update();//执行图像阅读器
```

表 4.2 图像的输出

```
using ImageWriterType = itk::ImageFileWriter<ImageType>;
ImageWriterType::Pointer writer = ImageWriterType::New();//定义数据输出器
using GDCMImageIO = itk::GDCMImageIO;
GDCMImageIO::Pointer gdcmImageIO = GDCMImageIO::New();//指定输出数据格式为 DICOM 格式
writer->SetImageIO( gdcmImageIO );
std::string outputFileName = argv[2];
outputFileName += std::to_string(frameIndex);//逐帧输出
outputFileName += ".dcm"; // filename extension
writer->SetFileName(outputFileName);
writer->SetInput(outputFrame);
writer->Update();//执行图像输出器
```

(二)坐标转换

在本节开头已经说到，所读取的 DICOM 图像矩阵的坐标索引为笛卡尔坐标系下的坐标值，所以必须先将所有体素信息转换到原始坐标系下才能进行进一步插值。而在第二章的算法描述中，我们选择了效率较高的后向映射策略，以对笛卡尔网格点上的整数坐标转换到输入网格内部进行插值，由于输入网格的坐标系为球坐标系，所以这就又需要一次坐标转换。即在代码中需要进行笛卡尔坐标系到球坐标系的两次转换。

表 4.3 坐标转换

```
using C2TTransformType = itk::CartesianToToroidalTransform<double,3>;
C2TTransformType::Pointer c2t = C2TTransformType::New();
c2t->SetBModeRadius(kretzImageIO->GetRadiusD());
c2t->SetSweepRadius(kretzImageIO->GetRadiusBStart());
c2t->SetResolution(kretzImageIO->GetResolution());
c2t->SetTableTheta(kretzImageIO->m_TableAnglesTheta);
c2t->SetTablePhi(kretzImageIO->m_TableAnglesPhi);
```

表 4.4 三线性插值

```
using ResampleFilterType = itk::ResampleImageFilter<ImageType,ImageType>;
typename ResampleFilterType::Pointer resampleFilter = ResampleFilterType::New();//声明图像过滤器
resampleFilter->SetInput(frame);
using LinearInterpolatorType = itk::LinearInterpolateImageFunction<ImageType,double>;
auto interpolator = LinearInterpolatorType::New();//声明插值方法
using T_Transform = itk::IdentityTransform<double,2>;
interpolator->SetSplineOrder(3);
resampleFilter->SetInterpolator(interpolator);//定义插值算法
resampleFilter->SetTransform(c2t);//定义坐标转换
resampleFilter->SetSize(size);//定义图像尺寸属性
resampleFilter->SetOutputOrigin(origin); //定义图像原点属性
resampleFilter->SetOutputSpacing(spacing); //定义图像间距属性
resampleFilter->Update();//执行过滤器
```

(三)插值

在第二章中提到了在圆锥坐标系下三线性插值方法的使用，而在 ITK 工具包中已经提供很多现成的插值方法，如 B 样条插值 `itk::BSplineInterpolateImageF`

unction, 最近邻插值 `itk::NearestNeighborInterpolateImageFunction` 及线性插值 `itk::LinearInterpolateImageFunction` 等, 这很大程度地便利了实际编程, 使开发者不需要对一些常用的方法的进行具体的实现, 而是真正的将其做为一个直接可用的工具去使用。由此, 对于图像插值算法的代码如表 4.4 所示。

四、结果演示及分析

在使用本文所描述的插值算法后, 结果较为可观。图 3.5 为插值前后各个维度图像的对比, 可见所用插值算法在三个维度对图像的改变都较为明显。

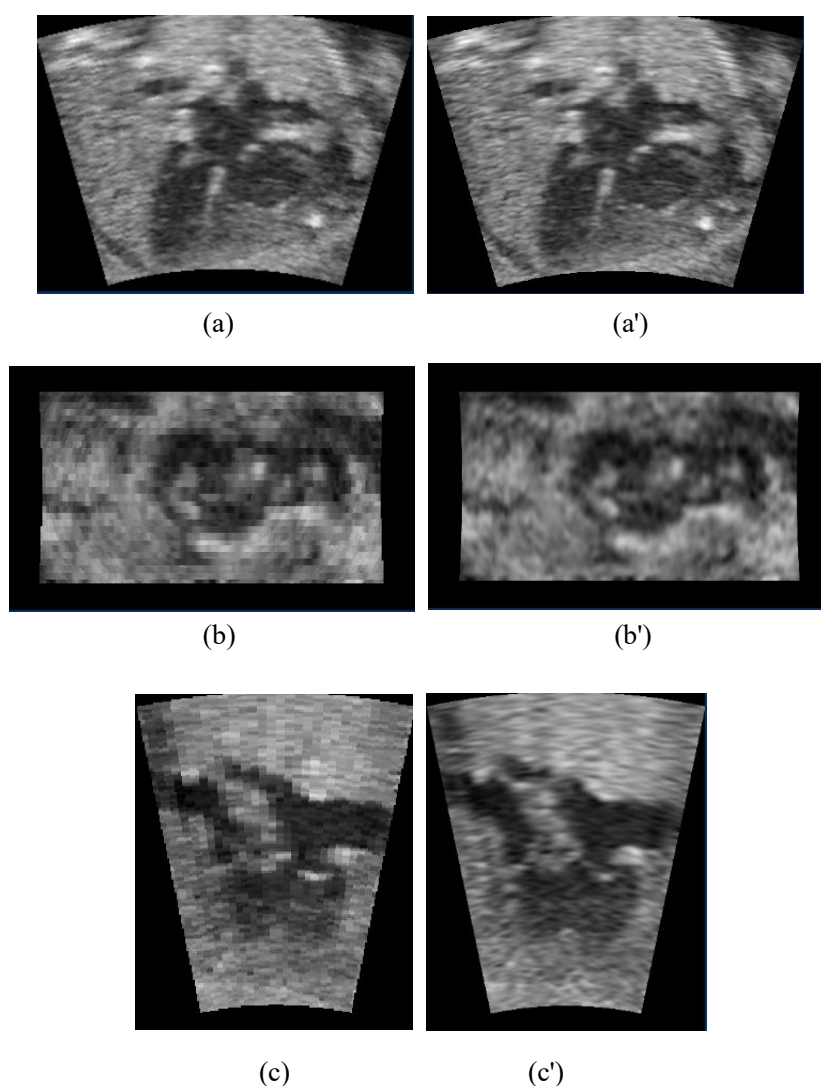


图 3.5 插值前后图像对比: 图 a、b、c 为未经插值的图像, a'、b'、c'为插值后的对比图像

通过 ImageJ 软件可以很方便的查看三维体图像的任意切面, 如图 3.6 为插值前和插值后三个随机角度的切面对比, 经过插值的图像, 胎儿心脏的轮廓在任

意切面均清晰可辨。

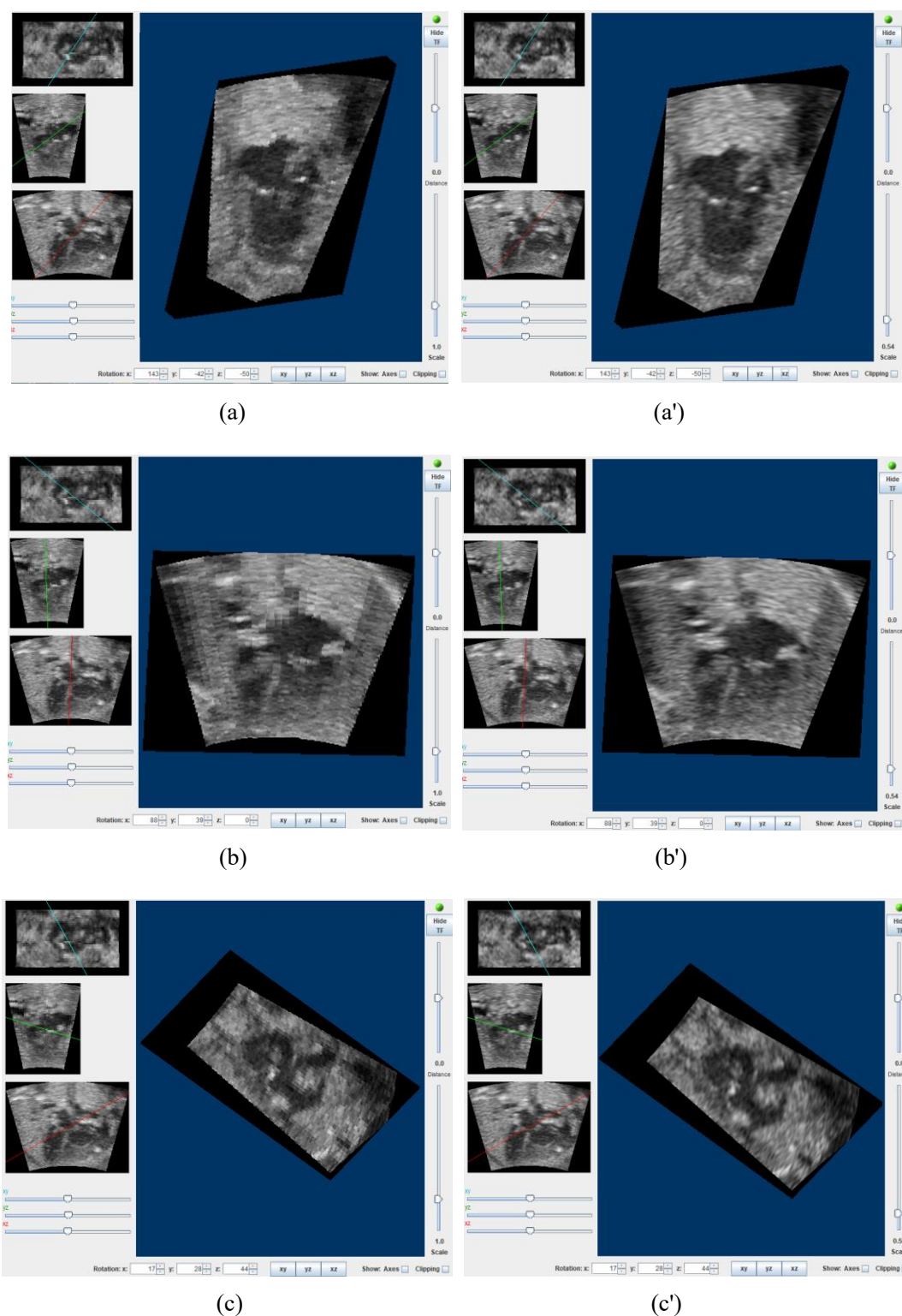


图 3.6 插值前后任意角度切面对比：图 a、b、c 为未经插值的图像，a'、b'、c'为插值后的对比图像

五、本章小结

在本章中，详细介绍了通过 C++ 在 Visual Studio 2019 中使用 ITK 工具包对插值算法的实现过程。并重点描述了代码中数据提取、坐标转换及插值的代码逻辑，最后对输出的结果进行分析。通过结果可以看到算法实际的处理有较好的效果。

第四章 四维超声图像自由切面动态显示仿真

本章首先分析动态显示仿真系统的功能需求和可行性，然后对系统架构、总体功能的设计方案进行详细描述，最后对系统进行演示。

一、系统需求分析

(一)可行性分析

在我国医疗质量不断提高的今天，绝大多数的医学生不仅需要经历教学体系下的层层筛选，掌握牢靠的医学理论知识，还需要在长期地跟诊、实践中提升医疗水平，常常需要 6 至 8 年的本科以及研究生教育才能培养出一位合格的医学工作者。并且对于医学影像诊断的医学生来说，因为医学影像设备较为昂贵，一些特殊疾病病情复杂，使得医学院无法针对很多临床病症的教学与诊断提供实际的实训环境。尤其对于 CHD 的超声诊断，大多数妇产科医生与医学生无法真正地接触到实际病例，超声诊断又着重于手眼并用，致使很多医院在 CHD 的超声诊断方面的技术停滞不前，使其成为国内外各大妇产科医院与医学生迫切需要培训和提高的技能^[12]。

如果可以将实际超声诊断环境使用现有技术在计算机系统上进行高真实度的虚拟仿真，不仅可以对学生理论知识的学习进行辅助和巩固，而且可以让诊断医学的学生在接近真实的设备环境中进行实操，同时通过只对超声图像数据进行实际病例的更新，即可让医学生对不同的疑难病症进行训练，而不受场地、患者和设备的限制，大大减少了对于 CHD 等疾病医学影像诊断的教学培养周期。

(二)功能需求分析

对于四维超声图像自由切面的动态显示系统，具体要实现以下基本功能：

1. 四维超声切面的动态显示。对于真实的四维超声，显示其冠状面、矢状面和横切面的动态图像，以模拟真实的超声诊断平台。
2. 实际诊断情景仿真。在孕妇模型上，对探头的位置和角度进行获取，来模拟实际超声探头的操作和使用。
3. 电磁定位仪与超声图像联动。通过探头位置和角度的变换，在各断面窗口

显示四维超声图像的自由切面，并根据扫描到的胎儿心脏位置确定心脏解剖横切面的容积数据的显示。

二、系统构成

系统主要包含三部分：显示器、孕妇模型和电磁定位系统(3D Guidance trakSTAR)。电磁定位系统模拟超声扫描仪手柄，实时传输探头绝对空间位置(x,y,z)以及超声切面角度(θ,φ)，并将胎儿心跳超声容积数据(动态)存储于电脑中。系统根据电磁定位传感器输出参数确定超声显示切面，并根据扫描到的胎儿心脏位置确定心脏解剖横切面的容积数据的显示。

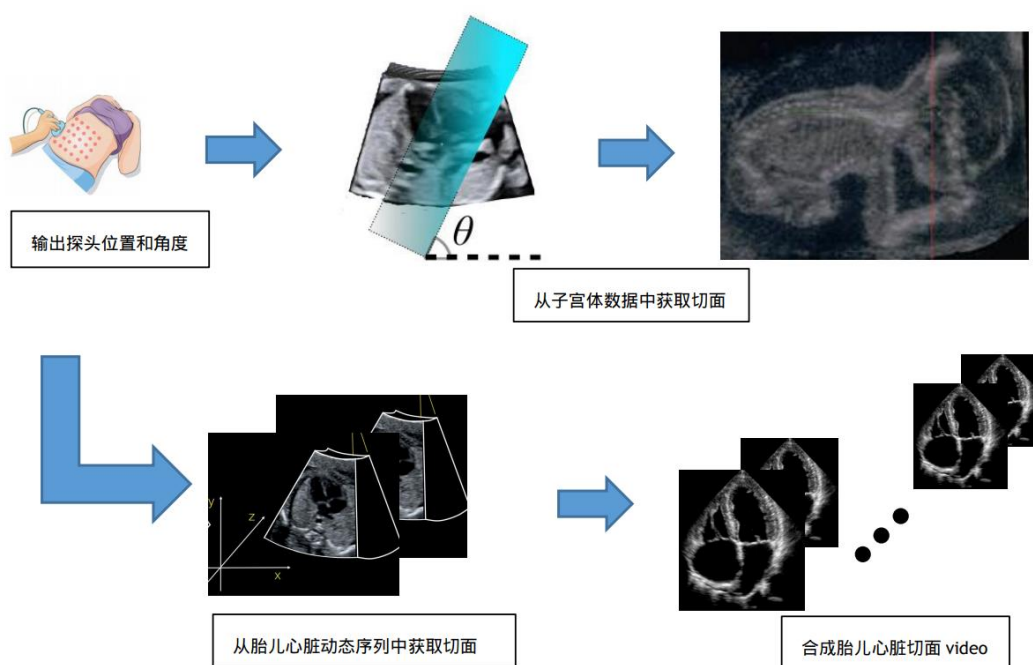


图 4.1 系统功能示意图

三、系统的工作原理

系统中对于图像的显示，主要使用了 3DSlicer 软件应用程序框架。3DSlicer 是用于医学图像的可视化和分析的开源软件，该平台是模块化的，可以访问许多常用的数据导入、处理以及可视化的功能，并支持添加自定义的模块来完成新的功能。可以应用于多种临床和临床前医学影像的研究应用。通过该软件可以很方便的显示四维超声影像的各个切面。

所用到的 3D Guidance trakSTAR 电磁定位系统，是一款小型的无源传感器，可以快速追踪磁头的动态位置，并输出其在空间位置的坐标和角度。安装它的专用驱动可以使其位置和姿态信息实时的传输到电脑中。而在 3DSlicer 中使用 SlicerIGT 扩展,可以将获取到的位置坐标和角度与 SlicerIGT 的虚拟指针相匹配，并将四维超声影像加载至 3DSlicer 中，以自动配合电磁定位磁头在孕妇模型上的运动，来模拟实际超声探头对胎儿心脏的检查。如图 4.2 为系统的实际演示效果图。

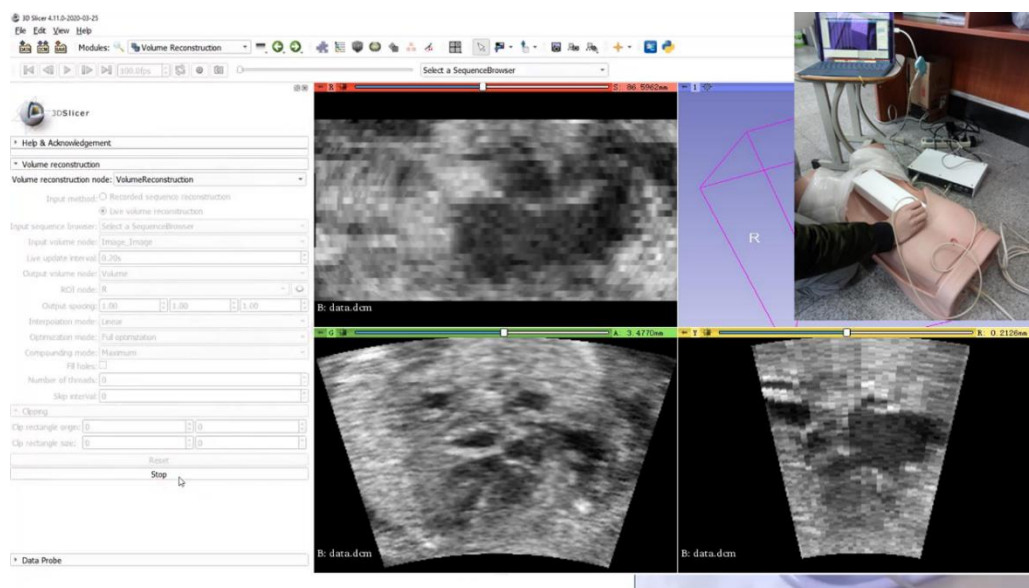


图 4.2 系统演示效果图

第五章 总结与展望

北大人民医院对 CHD 超声容积数据库的建立，解决了学习该方向的医学生无法短时间内对 CHD 超声影像建立一个全面、直观认识的难题，极大地便利了对 CHD 不同病症超声影像特征的学习。而正是源于此目的，为了使 CHD 的超声诊断可以在仿真条件下具有可操作性，以让该数据库发挥出更大的作用，本课题对于开发一款 CHD 超声诊断仿真系统这一想法的实现，主要做以下两方面的工作：

- 1.对三维超声心动图系统所获取的图像进行插值预处理，提出了一个针对 RT3D 超声图像插值的圆锥插值算法，并经过编程实现后，使真实的超声影像在任何切面都变得更清晰可辨。

- 2.为 CHD 的超声诊断仿真提供了一个有效的解决方案，在 3DSlicer 中，利用 SlicerIGT 插件通过电磁定位探头来模拟实际的超声探头，并实时的根据探头的位置和姿态显示真实超声影像的自由切面。

然而，由于能力和时间有限，对于开发一个具有完备功能的“CHD 超声诊断教学仿真系统”这一目标仍有距离。该系统至少还应有如下几项功能和改进：

1. 圆锥插值算法的实际运算速率仍有待提高，需对其进行一定的算法优化，可以将中间运算结果存储起来以较少重复运算，并可尝试编写 GPU 算法以在硬件上提高效率。

2. 针对三维动态超声容积图像进行更多的图像增强处理。在实际的诊断中，需要超声图像具有更高的清晰度，在现有三维容积探头的技术和工艺下，可以通过更多的图像处理算法来对图像进行增强。

3. 使用孕妇模型模拟的人体可以具有与人体相同的超声影像，由于北大人民医院数据库中的超声影像仅有胎儿心脏的局部影像数据，所以无法模拟受检查孕妇的真实环境，所以需要获取孕妇其他部位扫查点的容积数据合并成完整子宫容积数据，并可当探头扫查至孕妇模型上的胎儿心脏位置时，显示真实的胎儿 CHD 影像。

4. 对于一款成熟的教学仿真软件，应添加一些教学有关的功能。如在扫描 CHD 患儿的心脏时，可以同时显示正常患儿心脏的实时影像来判断两种影像的区别等。

参考文献

- [1] 高上凯,高小榕,张志广,等.三维超声成像方法的研究[J].中国医疗器械信息,2000(03):29-31.
- [2] 何玉梅.超声影像技术诊断胎儿先天性心脏病的进展[J].影像研究与医学应用,2021,5(01):235-236.
- [3] 陈小泉,杨梅花,陈兰清.对比分析先天性心脏病产前超声心动图诊断与染色体异常的效果观察[J].现代医用影像学,2019,28(06):1398-1399.
- [4] 朱云琴.先天性心脏病危险因素及产前超声诊断价值 meta 分析[D].南方医科大学,2020.
- [5] Prager R W , Ijaz U Z , Gee A H , et al. Three-dimensional ultrasound imaging.[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine, 2010, 224(2):193.
- [6] 杨振娟,裴秋艳,李建国,等.常见胎儿先天性心脏畸形横切断层解剖数据库与连续横向扫描法的探讨[A]. 中国超声医学工程学会.中国超声医学工程学会成立 30 周年暨第十二届全国超声医学学术大会论文汇编[C].中国超声医学工程学会:中国超声医学工程学会,2014:1.
- [7] 陈春涛,杨新,孙锐.三维 B 超医学图像插值重构研究[J].信号处理,2004(06):632-634.
- [8] 任杰. 一种基于插值图像的三维超声体数据空隙填补方法[J]. 技术与市场, 2009(12):22-22.
- [9] 范丽亚,马介渊,张克发,等.VR/AR 技术在人体解剖教学及手术培训中的应用[J].科技导报,2020,38(22):31-40.
- [10] Ji S ,Roberts D W , Hartov A ,et al.Real-time Interpolation for True 3-Dimensional Ultrasound Image Volumes[J].Journal of ultrasound in medicine:official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine,2017,30(2):243-252.
- [11] Zienkiewicz O C,Taylor R L,Zhu J Z.The Finite Element Method:Its Basis and Fundamentals,6th Edition[M]. 2005.
- [12] http://www.cogonline.com/info/132104852474192691_1

附 录

外文资料

Fast Interpolation Algorithms for Real-Time Three-Dimensional Cardiac Ultrasound

Abstract—Real-time three-dimensional (RT3D) ultrasound technique based on matrix phased array transducers is likely to become predominant for dynamic screening in cardiac and obstetric practice. With these transducers large data volumes are acquired in spherical coordinates and require resampling to be visualized in Cartesian coordinates. A fast 3D resampling method was implemented and five interpolation kernels tested on cardiac RT3D data. Downsizing and smoothing of sampling artifacts were integrated in the resampling process for improvement of the reconstructed data visual quality.

Keywords—Data resampling, RT3D ultrasound, echocardiography, interpolation kernel.

I. INTRODUCTION

Ultrasound is a fast and safe imaging modality particularly convenient for cardiac imaging. In order to accurately visualize the beating heart, true real-time 3D ultrasound systems can capture the 3D heart anatomy at several time frames over the cardiac cycle without time averaging or EKG gating [1]. In this work, we focused on interpolation of real-time 3D ultrasound data acquired with a 2.5 MHz RT3D Volumetrics transducer [2] that uses a matrix phased array of elements with beam steering controlled along both elevation and azimuth angles. The system transmits 16 lines for each spanning direction and receives 16 lines per transmit direction. Acquisition is performed at regular depths leading to a final pyramidal geometry with $63^\circ \times 63^\circ$ angular width and up to 16cm in height.

Resampling is required for visualization of the RT3D data in Cartesian coordinates. The resampling process is comprised of three steps: (1) coordinate transformation, (2) data interpolation on continuous values, (3) data resampling on new grid as illustrated in Figure 1 for backward mapping.

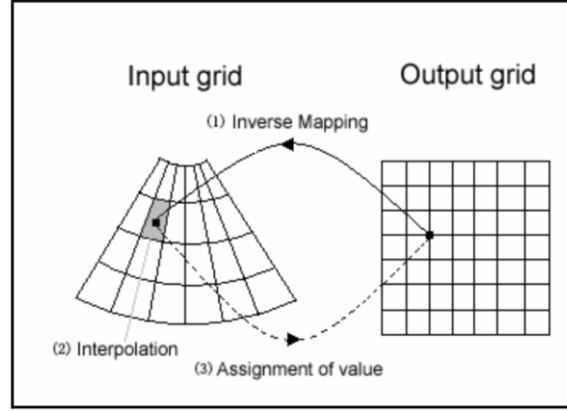


Figure 1: 2D data resampling with backward mapping from radial grid coordinates (r, θ) to Cartesian grid coordinates (x, y) .

(1) For output grid points, coordinate transformation is performed with standard formula to convert Cartesian to spherical coordinates.

(2) Data interpolation extrapolates the ultrasound values at continuous point locations via convolution with an interpolation kernel of finite support. Theoretically, a band-limited signal sampled at a rate higher than the Nyquist frequency can be reconstructed perfectly via convolution with the sinc function. In digital signal processing, only approximations of this function can be implemented for interpolation.

(3) Data sampling assigns values at Cartesian grid point locations.

II. METHODOLOGY

A. Data Acquisition

For each time frame, RT3D ultrasound data is stored in 8-bits integer matrices of size $(64 \times 64 \times N)$, where N is the number of slices acquired along the axial dimension of the transducer and has a maximum value of 512. Each volume is acquired in 70ms, which gives an average of 14 frames per cardiac cycle at a depth setting of 12cm. In terms of data size, each time frame represents about 2Mband and an entire exam for one cardiac cycle represents 29Mb.

B. Coordinate Transformation

When processing large data volumes, forward mapping that maps all input

coordinate points on the output grid prior to interpolation is quite inefficient and leads to high computational times. Backward mapping that maps the output grid points back inside the input grid and performs interpolation inside the input grid greatly reduces the computational cost associated with the interpolation and was selected for our implementation. Indeed, after mapping Cartesian to spherical coordinates, the input points sit on an integer grid points which simplifies the coordinate transformation problem into a pure interpolation.

C. Data Interpolation

Given an interpolation kernel h of support size K , data value at any Cartesian grid points is computed based on its nearest K^3 neighbor points on the spherical grid. Interpolation of a signal f at location x from known values at K neighboring locations $\{x_k\}_{k=0,1,\dots,K}$ is computed via convolution with the interpolation kernel as:

$$f(x) = \sum_{k=0}^{K-1} f(x_k)h(x - x_k) \quad (1)$$

The kernels therefore control the accuracy and computational cost of the interpolation algorithm and condition the efficiency of the method.

From a theoretical point of view, the kernel should approximate the sinc function. From a physics point of view, the kernel should approximate the point-spread function (PSF) of the acquisition system to be able to mimic the data generation process. Simulation and measurements of the PSF for the RT3D Volumetrics© transducer have been studied in [2]. The PSF shape is characterized by a main center lobe and side lobes with high attenuation (15dB to 20dB) and no grating lobe effects. We tested in this work five interpolation kernels of different orders, shapes and complexity including: (1) Nearest neighbor, (2) Linear, (3) Cubic, (4) Hamming windowed sinc function, (5) Gaussian function.

The five kernels are described in the following sections and their 1D profile are plotted in Figure 2.

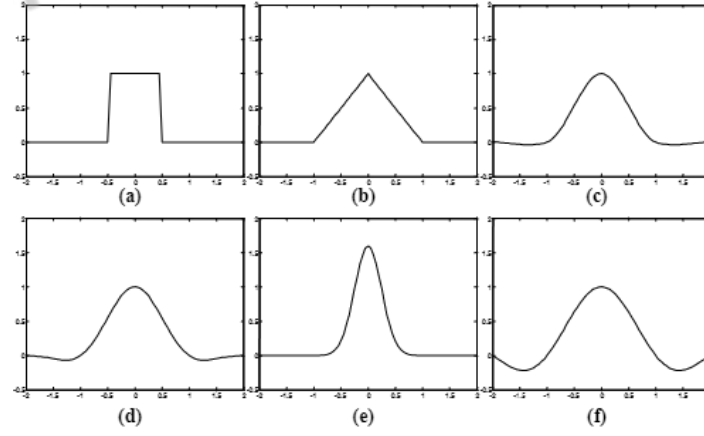


Figure 2: 1D profiles of interpolation kernels on interval $[-2, 2]$. (a) nearest neighbor, (b) linear, (c) cubic ($a=-0.5$), (d) Hamming windowed sinc, (e) Gaussian ($\sigma = 0.5$) (f) theoretically optimal sinc kernel.

C. 1 Nearest Neighbor Kernel

This zero-order kernel provides the simplest and fastest interpolation method. Each output pixel is assigned the value of the nearest sample point in the input data. The nearest neighbor kernel is defined as:

$$h(x) = \begin{cases} 1 & -0.5 \leq x \leq 0.5 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

The frequency response of this kernel is the sinc function which has a poor localization and passband selectivity. This property typically leads to low-quality interpolated data with blocking effects for images with high frequency contents such as edges or high noise level.

C. 2 Linear Kernel

This first-order kernel performs linear interpolation between adjacent points of the input data along each dimension and is defined as:

$$h(x) = \begin{cases} 1 - |x| & 0 \leq |x| < 1 \\ 0 & 1 \leq |x| \end{cases} \quad (3)$$

Linear kernels are popular for reconstruction as they offer a good tradeoff between image quality and computational cost.

C. 3 Cubic Kernel

The single-parameter cubic kernel is a third-order polynomial function that provides an efficient approximation of the theoretically optimal sinc function. The kernel is composed of cubic piecewise polynomials defined as:

$$h(x) = \begin{cases} (a+2)|x|^3 - (a+3)|x|^2 + 1 & 0 \leq |x| < 1 \\ a|x|^3 - 5a|x|^2 + 8a|x| - 4a & 1 \leq |x| < 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases} \quad (4)$$

The parameter a controls the width of the main and secondary lobes and is equal to the slope of the shape at $x=1$.

C. 4 Hamming windowed sinc kernel

The windowed sinc kernel is defined as:

$$h(x) = w(x) \times \text{sinc}(x) \quad (5)$$

The Hamming window is defined as:

$$w(x) = \begin{cases} \alpha + (1-\alpha) \cos \frac{2\pi x}{K-1} & |x| < \frac{K-1}{2} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

where K is the size of the kernel support (i. e. the number of samples in the windowing function) and $\alpha=0.54$.

C. 5 Gaussian Kernel

The Gaussian kernel is defined as:

$$\text{Gauss}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-x^2/2\sigma^2} \quad (7)$$

where σ is the standard variation of the kernel that controls the width of its support. This kernel will apply some smoothing to the data and does not perform flat area perfect reconstruction due to the absence of negative side lobes.

D. Optimization of Computation Speed

To achieve fast computation speed, we performed 3D convolution with separable symmetric 1D interpolation kernels [3]. Interpolation with true 3D kernels has a complexity of $K^3 \times (M \times N \times P)$ while implementation with 1D kernels reduces the complexity to $(K^2 + K + 1) \times (M \times N \times P)$ for an output grid of size $[M N P]$.

Further speed improvement was achieved via quantization of the normalized

distance values $(x-x_k)$ in Equation (1) into 1024 equidistant bins in the interval $[0 \ 1]$. Values of the 1D kernels were pre-computed at these quantized bins and stored into lookup tables of size $(K-1)/2 \times 1024$ which were then accessed during the interpolation process.

III. RESULTS

Our interpolation method was applied on one ultrasound volume acquired with a RT3D Volumetrics © transducer. The original spherical volume size was $(64 \times 64 \times 438)$. The highest resolution of the spherical data is in the axial direction with a slice separation of 0.308mm. Reconstruction on a Cartesian grid was therefore initially performed for voxels of sizes 0.308 mm³ producing Cartesian volumes of size $(455 \times 455 \times 442)$. These volumes represent a data size of 90Mb for a 8-bits integers encoding which requires 1.3Gb of storage size for the set of 14 volumes recorded for one cardiac cycle! In this situation, it is desirable to downsize the data volumes prior to processing with complex algorithms such as denoising and segmentation when performed in 3D or 4D (3D+Time). Downsizing can be performed at the same time than reconstruction by defining a coarser Cartesian grid. We investigated the performance of each kernel for interpolation with downsizing by a factor of 2 and 4, generating volumes of size $(228 \times 228 \times 221)$ and $(114 \times 114 \times 111)$.

The interpolation kernel support size K was set to 3 for the nearest neighbor and linear case and to 5 for the other cases. The parameter of the cubic interpolation kernel was set to $a=-0.5$, which is the optimal value for minimization of the mean square radiometric error for band limited images with low frequency information [4]. Even though such conditions are not verified for RT3D ultrasound data due to the presence of speckle noise, this value offers a good tradeoff for visual quality between image under sampling and over smoothing. The sigma for the Gaussian kernel was set to $\sigma=1$. Results for the five interpolation kernels are displayed in Figure 3 on orthogonal short and long axis views. The reconstructed results showed overall similarities in terms of visual data quality. A fine inspection through the volumes led to the identification of the following limitations or advantages for each of the kernels:

- a) Block artifacts with the nearest neighbor kernel.

- b) Deterioration of contrast and blurring of endocardial borders with linear interpolation.
- c) Deterioration of contrast as scale increases with cubic interpolation.
- d) Stable behavior of the Hamming windowed sinc function with beneficial smoothing of the data while preserving the localization of spatial features.
- e) Smoothing of the data with Gaussian kernel at higher scales. The smoothing capabilities of the kernel could nevertheless be suitable to assist segmentation or 3Dvolume rendering while eliminating the need for prior denoising of the data.

A rigorous evaluation of the interpolation kernels was performed with the following clinical objectives in mind:(1) overall image quality and integrity with respect to the ultrasound 'standard' appearance. (2) spatial resolution at the apex with good contrast for endocardial localization. (3) contrast of myocardial tissue versus blood pool and homogeneity of the myocardium tissue appearance, (4) preservation of image quality with downsizing, (5) attenuation of block artifacts in the azimuth direction due to the design of the receive mode array transducer limited with linear geometry [5]. Based on these criteria, the Hamming windowed sinc kernel appeared superior. Point number 5 is related to the block artifacts, inherent to the design of the phased-array transducer, that corrupt the long-axis slices in the azimuth planes (displayed in the to prow of each quadrant in Figure 3) for scale 1 and 2. The ability of the Gaussian kernel to reconstruct smoothed data with good preservation of the anatomical features suggested the combination of this kernel with the Hamming windowed sinc function to remove the azimuth block artifacts. We tested this approach by pre-filtering the spherical data with a 1D Gaussian kernel along the azimuth dimension and then reconstructing the Cartesian volume with the Hamming windowed sinc function. Results are displayed in Figure 3 for two long-axis slices reconstructed at scale 1 and 2. We observed a great improvement in the quality of the reconstructed data with the pre-filtering with an efficient removal of the blocky artifacts and an enhancement of the myocardium tissue appearance that enables clearer localization of anatomical structures such as the apex location and the mitral valves contours.

IV. CONCLUSION

This paper presented results on the performance of five interpolation kernels for fast volume resampling of RT3D ultrasound data acquired with a Volumetrics ©transducer. The use of look up tables and 1D interpolation kernels enabled fast reconstruction of Cartesian volumes from the spherical data recorded by the transducer. The performance of the kernels was tested for reconstruction of a cardiac data set on different Cartesian grid sizes to handle downsizing of the data. The Hamming windowed sinc function was identified as the best interpolation kernel with respect to specific visual quality criteria. We also tested resampling of the data with pre-filtering of the spherical data in the azimuth dimension to remove block artifacts inherent to the transducer design. Results with this pre-filtering provided higher quality reconstruction with efficient removal of the artifacts and better contrast of the myocardium tissue. The great improvement in the quality of the reconstructed data when applying pre-filtering suggests that fast an efficient denoising of RT3D ultrasound can be performed in the spherical domain. This approach was applied to RT3D ultrasound in [6] and is also investigated by other groups on 3D ultrasound [7].

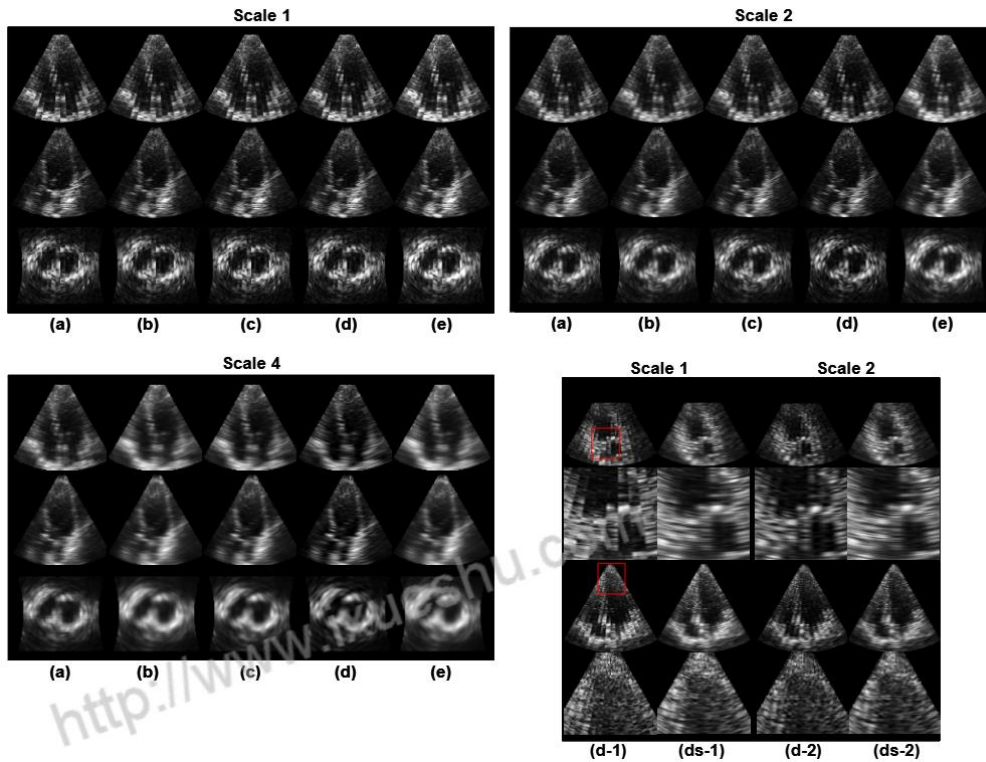


Figure 3: Interpolation of RT3D data with: (a) nearest neighbor, (b) linear, (c) cubic ($\sigma = 0.5$), (d)

Hamming windowed sinc function, (e) Gaussian ($\sigma=0.5$) for scale 1, 2, and 4. Lower right quadrant displays results for interpolation with Hamming windowed sinc kernel on original spherical data (d-1)~(d-2) and spherical data smoothed with a Gaussian kernel ($\sigma=2$, $K=3$) in the azimuth direction (ds-1)~(ds-2).

Its main advantage is the use of smaller size of the spherical data sets when compared to their Cartesian representation allowing fast computation speed critical for real-time display. Future work will investigate potential benefits in adapting the interpolation kernel size to the spatial density of the spherical data that varies along the axial dimension. We are also interested in extending our resampling method to perform gradient computation in the spherical domain as studied in [8]. Finally, we would also like to test the algorithm on new real-time 3D ultrasound machines, pending that we can have access to the spherical data.

中文翻译

实时三维心脏超声的快速插值算法

摘要: 基于矩阵相控阵换能器的实时三维(RT3D)超声技术可能会成为心脏和产科实践中动态筛查的主要方法。使用这些传感器,需要在球坐标系中获取大量数据,并且需要重新采样才能在笛卡尔坐标系中可视化。实现了一种快速的 3D 重采样方法,并在 heartRT3D 数据上测试了五个插值内核。在重新采样过程中集成了采样伪影的缩小和平滑功能,以提高重构数据的视觉质量。

关键字: 数据重采样; RT3D 超声; 超声心动图; 内插内核

一、引言

超声是一种快速且安全的成像方式,尤其适用于心脏成像。为了准确显示跳动的心脏,真正的实时 3D 超声系统可以在心动周期的多个时间帧捕获 3D 心脏解剖结构,而无需进行时间平均或心电图门控[1]。在这项工作中,我们专注于通过 2.5 MHz RT3D 体积传感器采集的实时 3D 超声数据的插值,该传感器使用矩阵相控阵的元素,同时沿仰角和方位角控制射束。该系统为每个扩展方向发送 16 条线,并为每个发送方向接收 16 条线。采集是在常规深度下进行的,最终形成角锥宽度为 $63^\circ \times 63^\circ$ 且高度最大为 16cm 的金字塔形状。

需要重新采样以可视化笛卡尔坐标系中的 RT3D 数据。重采样过程包括三个步骤: (1)坐标变换, (2)在连续值上的数据插值, (3)在新网格上进行数据采样,如图 1 所示以进行向后映射。

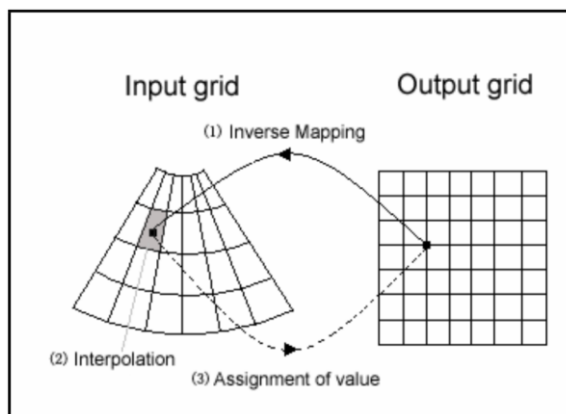


图 1: 从径向网格坐标(r, θ)到笛卡尔网格坐标(x, y)向后映射的 2D 数据重采样

(1)对于输出网格点，使用标准公式执行坐标转换以将笛卡尔坐标转换为球坐标。

(2)数据插值通过有限支持的插值内核和卷积在连续点位置上对超声值进行插值。从理论上讲，可以通过与 Sinc 函数进行卷积来完美地重建以高于奈奎斯特频率的速率采样的带限信号。在数字信号处理中，只能对此功能进行近似处理才能进行插值

(3)数据采样在笛卡尔网格点位置赋值。

二、方法

A. 数据获取

对于每个时间帧，RT3D 超声数据都存储在大小为 $(64 \times 64 \times N)$ 的 8 位整数矩阵中，其中沿换能器轴向尺寸获取的切片数为 N ，最大值为 512。在 70 毫秒内获取最大音量，在 12cm 的深度设置下每个心动周期平均获得 14 帧。就数据大小而言，每个时间帧代表大约 2Mband，一个心动周期的整个检查代表 29Mb。

B. 坐标转换

在处理大数据量时，在插值之前将所有输入坐标点映射到输出网格上的正向映射效率很低，并且会导致大量的计算时间。向后映射可以将输出网格点映射回输入网格内部，并在输入网格内部执行插值，从而大大减少了与插值相关的计算成本，因此我们选择了向后映射。实际上，在将笛卡尔坐标映射到球坐标之后，输入点位于整数网格点上，这将坐标转换问题简化为纯插值。

C. 数据插值

给定支持大小为 K 的插值内核 h ，将基于球面网格上最接近的 K^3 个相邻点来计算任何笛卡尔网格点处的数据值。通过与插值内核的卷积可计算出在 x 个位置处的信号 f 从 K 个相邻位置 $\{x_k\}_{k=0,1,\dots,K}$ 的已知值进行的插值，计算方法如下：

$$f(x) = \sum_{k=0}^{K-1} f(x_k)h(x - x_k) \quad (1)$$

因此，内核可控制插值算法的准确性和计算成本，并调节方法的效率。

从理论上讲，内核应近似于 sinc 函数。从物理学的角度来看，内核应近似于采集系统的点扩展函数(PSF)，以便能够模拟数据生成过程。在[2]中已经研究了

RT3D 体积传感器的 PSF 的仿真和测量。PSF 形状的特征是主中心瓣和旁瓣具有高衰减(15dB 至 20dB)，并且没有光栅瓣效应。我们在这项工作中测试了五个不同阶次，形状和复杂度的插值内核，包括：(1)最近邻，(2)线性，(3)三次，(4)Hamming windowed sinc 函数，(5)高斯函数。

以下各节介绍了这五个内核，它们的一维分布图如图 2 所示。

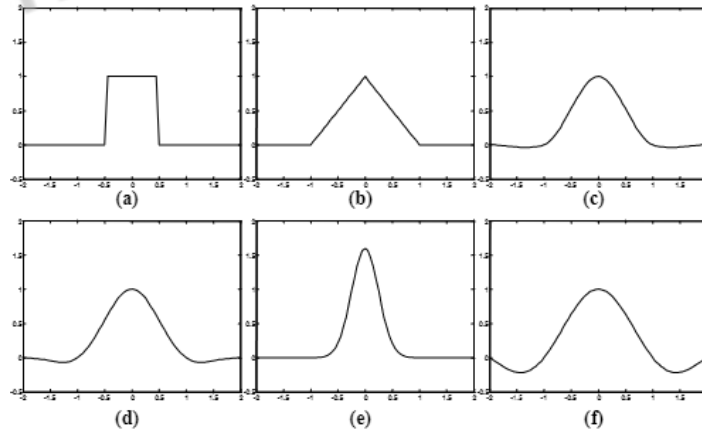


图 2: 区间[-2 2]上的插值内核的 1D 轮廓。(a)最近邻，(b)线性，(c)立方(a = -0.5)，

(d)Hamming windowed sinc，(e)高斯($\sigma=0.5$)(f)理论上最佳的 sinc 核。

C.1 最近邻内核

该零阶内核提供了最简单，最快的内插方法。为每个输出像素分配输入数据中最近的采样点的值。最近邻内核定义为：

$$h(x) = \begin{cases} 1 & -0.5 \leq x \leq 0.5 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

该内核的频率响应是定位功能和通带选择性差的 sinc 函数。对于具有高频内容(例如边缘或高噪声级别)的图像，此属性通常会导致质量低下的插值数据具有阻塞效果。

C.2 线性内核

该一阶内核沿每个维度在输入数据的相邻点之间执行线性插值，并定义为：

$$h(x) = \begin{cases} 1-|x| & 0 \leq |x| < 1 \\ 0 & 1 \leq |x| \end{cases} \quad (3)$$

线性核很受欢迎，因为它们在图像质量和计算成本之间提供了很好的折衷。

C.3 立方内核

单参数三次立方内核是一个三阶多项式函数，可提供理论上最佳 Sinc 函数的有效近似。内核由三次分段多项式组成，其定义为：

$$h(x) = \begin{cases} (a+2)|x|^3 - (a+3)|x|^2 + 1 & 0 \leq |x| < 1 \\ a|x|^3 - 5a|x|^2 + 8a|x| - 4a & 1 \leq |x| < 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases} \quad (4)$$

参数 a 控制主瓣和次瓣的宽度，并等于 $x = 1$ 时形状的斜率。

C.4 Hamming windowed sinc 内核

窗口 Sinc 内核定义为：

$$h(x) = w(x) \times \text{sinc}(x) \quad (5)$$

Hamming 窗定义为：

$$w(x) = \begin{cases} \alpha + (1-\alpha) \cos \frac{2\pi x}{K-1} & |x| < \frac{K-1}{2} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

其中 K 是内核支持的大小(即开窗函数中的样本数)， $\alpha = 0.54$ 。

C.5 高斯内核

高斯核定义为：

$$\text{Gauss}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-x^2/2\sigma^2} \quad (7)$$

其中 σ 是控制其支持宽度的内核的标准变体。由于没有负的旁瓣，该内核将对数据进行一些平滑处理，并且不执行平坦区域的完美重构。

D. 计算速度的优化

为了实现快速的计算速度，我们使用可分离的对称 1D 插值内核进行了 3D 卷积。对于大小为 $[MNP]$ 的输出网格，使用真正的 3D 内核进行插值的复杂度为 $K^3 \times (M \times N \times P)$ ，而使用 1D 内核实现的插值将复杂度降低为 $(K^2 + K + 1) \times (M \times N \times P)$ 。

通过将公式(1)中的标准化距离值 $(x-x_k)$ 量化为间隔 $[0 \ 1]$ 中的 1024 个等距仓，可以进一步提高速度。一维内核的值在这些量化仓中进行了预先计算，并存储到大小为 $(K-1)/2 \times 1024$ 的查找表中，然后在插值过程中进行访问

三、结果

我们的插值方法应用于通过 RT3D 体积传感器采集的一个超声体积。原始球形体积为 $(64 \times 64 \times 438)$ 。球形数据的最高分辨率是在轴向方向上的切片间隔为 0.308mm 。因此，首先对大小为 0.308mm^3 的体素在笛卡尔网格上进行重建，从而生成大小为 $(455 \times 455 \times 442)$ 的笛卡尔体积。对于一个 8 位整数编码，这些卷代表 90Mb 的数据大小，对于一个心动周期记录的 14 个卷的集合，这需要 1.3Gb 的存储大小。在这种情况下，希望在处理复杂的算法(例如在 3D 或 4D(3D + Time) 中执行降噪和分段)之前缩小数据量。通过定义较粗的笛卡尔网格，可以与重构同时执行缩小尺寸。我们研究了每个内核用于插值的性能，并缩小了 2 倍和 4 倍，生成了大小分别为 $(228 \times 228 \times 221)$ 和 $(114 \times 114 \times 111)$ 的体积。

对于最近邻和线性的情况，插值内核支持大小 K 设置为 3，对于其他情况，插值内核支持大小 K 设置为 5。三次插值内核的参数设置为 $a=-0.5$ ，这是用于最小化具有低频信息的频带受限图像的均方辐射误差的最佳值[4]。即使由于散斑噪声的存在而无法针对 RT3D 超声数据验证此类条件，该值仍可在采样与过度平滑之间实现视觉质量之间的良好折衷。高斯核的 σ 设置为 $\sigma=1$ 。五个内插内核的结果显示在图 3 的正交短轴和长轴视图上。重建的结果显示出在视觉数据质量方面的总体相似性。通过对卷的仔细检查，可以确定每个内核的以下局限性或优势：

a)用最近邻的内核会阻止工件。

b)线性内插法使对比度变差、心内膜边界模糊。

c)随着三次插值的增加，对比度变差。

d)Hamming 窗 Sinc 函数较为稳定，同时对数据进行了有益的平滑处理，并且保留了空间特征的定位。

e)使用高斯核对数据进行更大范围的平滑处理。尽管如此，内核的平滑功能可能适合于协助分段或 3D 体积渲染，同时消除了对数据进行预先去噪的需要。

考虑到以下临床指标，对插值内核进行了严格的评估：(1)相对于“标准”超声的整体图像质量和完整性。(2)在心尖的空间分辨率，对心内膜定位具有良好的对比度。(3)心肌组织与血池的对比以及心肌组织外观的均匀性；(4)通过缩小尺寸来保持图像质量；(5)由于接收模式阵列换能器的设计受限，导致方位角方向块状

伪影的衰减具有线性几何[5]。基于这些标准，汉明窗的 sinc 内核显得更好。第 5 点与相控阵换能器设计固有的块伪影有关，这些伪像破坏了刻度 1 和 2 的方位角平面中的长轴切片(显示在图 3 中每个象限的前叉中)。高斯核重建具有良好解剖特征的平滑数据的能力表明，该核与汉明窗 sinc 函数的结合可去除方位角块伪像。我们通过使用一维高斯核沿方位角方向对球形数据进行预过滤，然后使用 Hamming 开窗的 sinc 函数重构笛卡尔体积，对这种方法进行了测试。结果显示在图 3 中，以比例 1 和 2 重建了两个长轴切片。我们观察到，通过预过滤可以显著改善重建数据的质量，有效去除块状伪影并增强心肌组织外观，使解剖结构(例如顶点位置和二尖瓣轮廓)的定位更加清晰。

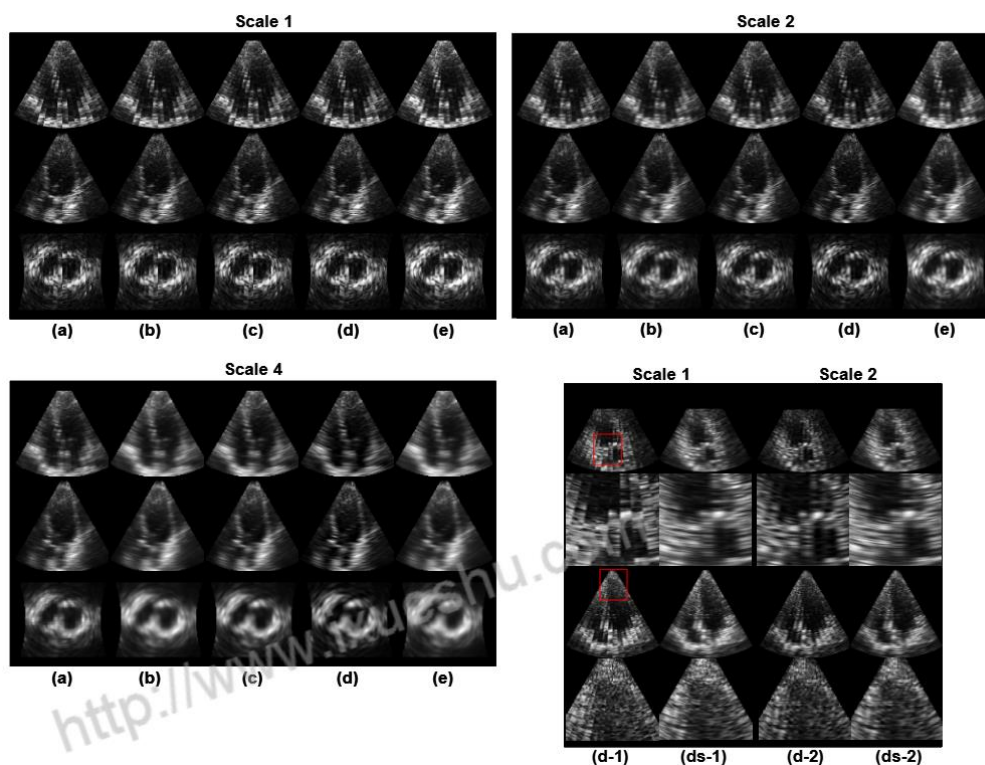


图 3: RT3D 数据的插值结果: (a)最近邻, (b)线性, (c)三次($\sigma=0.5$), (d)汉明窗正弦函数, (e)高斯($\sigma=0.5$)分针对刻度 1、2 和 4。右下象限显示在原始球面数据(d-1)~(d-2)上用汉明窗 sinc 核进行插值并用高斯核(σ 在图 2 中, $K = 3$)在方位角方向(ds-1)~(ds-2)上进行处理的结果。

四、结论

本文介绍了使用体积传感器采集的用于快速批量重采样 RT3D 超声数据的五个插值内核的性能结果。查找表和一维插值内核的使用使得可以从换能器记录

的球形数据中快速重建笛卡尔体积。测试了内核的性能，以在不同的笛卡尔网格大小上重建心脏数据集，以处理数据的精简。就特定的视觉质量标准而言，汉明窗 sinc 函数被确定为最佳插值内核。我们还通过对方位角维度的球形数据进行预滤波来测试数据的重采样，以消除换能器设计所固有的块伪影。这种预过滤的结果提供了更高质量的重建，有效去除了伪影，并改善了心肌组织的对比度。当应用预滤波时，重构数据质量的巨大提高表明，可以在球域中快速执行 RT3D 超声的高效去噪。这种方法已在[6]中应用于 RT3D 超声，也被其他小组在 3D 超声上进行了研究[7]。

它的主要优点是与球形数据集的笛卡尔表示相比，使用了较小尺寸的球形数据集，从而实现了对实时显示至关重要的快速计算速度。未来的工作将研究使插值内核大小适应沿轴向尺寸变化的球形数据的空间密度的潜在好处。我们还对扩展我们的重采样方法以在球形域中执行梯度计算感兴趣，如[8]中所述。最后，在我们可以访问球形数据之前，我们将研究在新的实时 3D 超声仪上测试该算法。

致 谢

时光荏苒，四年的大学生活在这个季节即将划上一个句号，而于我的人生，将是又一次新征程的开始。在这论文即将付梓之时，思绪万千，心情久久不能平静。我想首先感谢我挚爱的两位导师：李光旭老师和杨连贺老师。从毕业设计的选题到论文的撰写，两位导师谦尊教诲，亦师亦友，每次踏入实验室，都能带着满满的收获离开。论文期间帮我指点迷津、开拓思路，教我规范严谨、精尽细节，给了我莫大的指导、支持和鼓励。两位老师渊博的学识，以及对待学术严谨、严格、求实、求是的精神，是我完成毕设甚至未来的人生中的标杆和最大的动力！在此谨向两位老师再次致以诚挚的感谢和崇高的敬意。

其次，忠心感谢我的母校，感谢在这里遇到的所有教导过我的老师和与我并肩努力过的同学，没有你们的熏陶、教诲和支持，我将无法成长成为一名合格的大学生。再次，感谢我的父母，焉得谖草，言树之背，养育之恩，无以回报，你们能健康快乐是我最大的心愿。

最后，感谢评阅本论文的老师，感谢各位老师的辛苦工作。