

中图法分类号: TP391.41 文献标志码: A 文章编号: 1006-8961(2010)11-1561-08

检索信息: 孙银山, 吴冬梅, 杜志江, 孙立宁. Freehand 3 维超声重建算法综述[J]. 中国图象图形学报, 2010, 15(11): 1561-1568

Freehand 3 维超声重建算法综述

孙银山, 吴冬梅, 杜志江, 孙立宁

(哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室, 哈尔滨 150001)

摘 要: Freehand 3 维超声是近年来超声图像 3 维重建技术领域的研究热点之一。在对 3 维超声按获取方式不同进行分类的基础上, 阐述了 Freehand 3 维超声系统特点及其重建原理, 对 Freehand 3 维超声重建算法进行了综述和比较分析, 并指出了今后面临的主要挑战和未来发展方向。

关键词: Freehand 3 维超声; 2 维阵列探头; 超声图像 3 维重建; 3 维重建算法; 插值

A survey of freehand 3D ultrasound reconstruction algorithms

SUN Yinshan, WU Dongmei, DU Zhijiang, SUN Lining

(Harbin Institute of Technology, State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin 150001)

Abstract: The research of Freehand 3D ultrasound has been playing an increasingly important role in the 3D reconstruction techniques of ultrasound images in recent decades. 3D ultrasound is classified firstly according to different taking manners. Then the characteristic of Freehand 3D ultrasound system and the principle of 3D reconstruction for Freehand ultrasound images are illuminated. Finally, the overview and comparison analysis of Freehand 3D ultrasound reconstruction algorithms are provided. Synchronously some challenges and research orientations are also indicated.

Keywords: Freehand 3D ultrasound; 2D array probe; 3D reconstruction of ultrasound images; 3D reconstruction algorithm; interpolation

0 引 言

超声成像^[1]是利用超声波照射人体, 通过接收和处理载有人体组织特征信息的回波, 获得人体组织性质与结构的可见图像的方法和技术, 与 CT、MRI 并称为现代医学的 3 大影像学。与 CT、MRI 相比, 超声成像具有采集时间短、无须静脉注射造影剂、无电离辐射、经济方便、可实时成像等优点, 成为临床必不可少的诊断和治疗设备。然而, 当医生想更准确地了解脏器结构时, 传统的 2 维成像就显得

不能满足要求了。由于传统的 B 型超声成像系统仅能提供人体断面的 2 维图像, 临床医生是凭自己的经验在脑子里重构出人体的 3 维结构, 这就在一定程度上影响了临床诊断的准确性与治疗的有效性, 特别是对一些畸形的或病变的脏器, 2 维图像的诊断更显得欠缺。与传统的 2 维超声图像相比, 3 维超声具有图像显示直观、精确测量结构参数、准确定位病变组织等明显优势, 成为 2 维超声技术的重要辅助手段。目前, 3 维超声尚不可能替代 2 维超声, 但它的确为一些复杂声像结构的判断提供了大量辅助信息, 并对某些病变的诊断起到 2 维超声

基金项目: 长江学者创新团队计划项目 (IRT0423); 国家自然科学基金项目 (60675037); 国家高技术研究发展计划 (863) 项目 (2009AA04Z202); 新世纪优秀人才支持计划项目 (NCET070232); 黑龙江省自然科学基金重点项目 (ZJG0302)。

收稿日期: 2009-06-01; **改回日期:** 2009-07-27

第一作者简介: 孙银山 (1981—), 男, 哈尔滨工业大学机械电子工程专业博士研究生。主要研究方向为医学图像 3 维重建及可视化技术、医疗机器人导航定位与控制技术。E-mail: sunyinshan0822@126.com。

无法替代的作用。从临床应用角度来看,Freehand 扫描更符合医生习惯和手术室环境,Freehand 3 维超声有着广泛的应用前景。3 维重建算法是实现 Freehand 3 维超声的关键,因此 Freehand 超声图像的 3 维重建算法具有重要的研究价值。

本文先后对 3 维超声的分类、Freehand 3 维超声特点及其重建原理、Freehand 超声图像 3 维重建算法进行了介绍和分析,并指出了今后面临的主要挑战和未来发展方向。

1 Freehand 3 维超声及其重建原理

1.1 Freehand 3 维超声特点

目前,获取 3 维超声图像的方式(或途径)大体上有两种^[2]。第 1 种是利用 2 维阵列探头(也称 3D 容积探头)发射体积超声束从而获得实时的 3 维空间数据的方法。2 维面阵探头和摆动机构封装在一起,用电子学的方法控制超声束在 3 维空间的指向,操作者只要将此一体化探头指向所需探测的部位,系统就能自动采集 3 维数据。该方法优点是实时成像,缺点是探头的扫描角度(成像区域)和分辨率都受限,并且由于 3 维空间是相对于探头的,探头移动后无法依据定位信息达到相应空间位置。复杂的 2 维面阵探头中传感器的并行处理技术、超声束的快速发射与接收技术以及如何显示接收到的 3 维数据这几个关键问题都有待解决^[3]。

第 2 种是利用传统的 2 维超声诊断设备结合某种定位机构(主要包括机械臂定位、超声波定位、光学定位及电磁定位)来获取一系列 2 维超声图像以及相应的空间位置,然后重建 3 维超声图像的方法。这是目前实现 3 维超声的主要方法,一般包括图像扫描、3 维重建和 3 维显示(可视化)3 个步骤。其扫描方式可分为:Freehand 扫描^[4-5]和机械扫描^[6](主要包括平行扫描、扇形扫描及旋转扫描),如图 1 所示。所谓 Freehand 扫描,是指医生手持探头扫描,探头运动没有约束,能获得任意方位的图像。因此从临床应用角度来看,Freehand 扫描方式更符合医生习惯和手术室环境。但是,Freehand 扫描得到的超声图像的空间位置是不规则分布的,这是与其他扫描方式的本质区别。而且要注意不要在两个相邻的平面间留下太大的缝隙,否则丢失太多深度信息,准确性要受影响。机械扫描装置本身就是定位装置,扫描精度高,但扫描范围和角度受限,且机

械装置占用手术室空间,不太适合手术室环境。

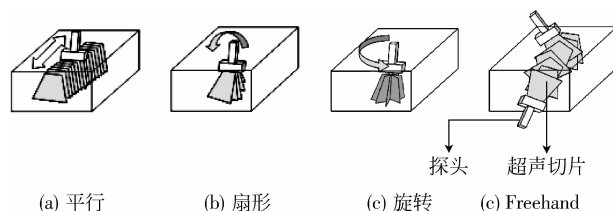


图 1 超声扫描方式

Fig. 1 US scanning modes

Freehand 3 维超声是指利用传统的 2 维黑白超声诊断设备结合某种定位机构,通过 Freehand 扫描方式来获取一系列 2 维超声图像以及相应的空间位置,然后进行 3 维重建所形成的 3 维超声。其特点如下:1)医生手持探头扫描,与临床超声诊断治疗应用相吻合;2)探头运动没有约束,能获得任意方位的图像;3)扫描前通常需将位置跟踪器安装在探头上,用于跟踪探头的运动轨迹,一般用可移动加热成型的塑胶装置把位置跟踪器固定在超声探头的外罩上。也有不用位置传感器的 Freehand 系统^[7-9],通过分析 2 维图像中斑点模式和图像特征的相关性来跟踪探头的移动,但是准确性较差;4)探头获取的是不规则空间分布的超声切片,和 CT、MRI 等平行切片的规则空间分布数据集相比,其重建过程复杂得多,存在很多有待解决的问题。

1.2 Freehand 3 维超声重建原理

超声图像 3 维重建方法可分为基于表面的方法和基于体素的方法两大类^[10]。基于表面的方法将 3 维超声空间中一系列坐标点相互连接,形成若干简单直线来描述脏器的轮廓,速度较快,缺点是需要对脏器作精确的轮廓分割,难以显示解剖细节,故未被临床采用。基于体素的方法是用一定数目的体素(或体元)按相应的空间位置排列构成 3 维立体图像,可对结构的所有组织信息进行重建,速度较慢,是目前使用较多的 3 维重建方法。重建后的 3 维模型在 3 维标准晶格中得以显示,而 3 维标准晶格的显示技术相对来说比较成熟,这也是基于体素 3 维重建方法的优点。所谓 3 维标准晶格,就是指 3 维模型空间中人为确定的具有一定大小空间的立方体,也就是 3 维重建后需要显示的空间。3 维晶格范围一般不是包含所有超声图像像素,而是包含一个高密度的重要信息区域,称为 ROI (region of interest),目的是减少体素个数,加快重建速度。所

谓体素就是 3 维标准晶格被划分成依次排列的小立方体,2 维图像中最小单元为像素(pixel),3 维图像中则为体素(voxel),体素可以认为是像素在 3 维空间的延伸。体素尺寸可由超声图像分辨率来决定,体素越大,需要的插值就越少,但晶格的分辨率也越低,因此要平衡二者关系,基本原则是使晶格的分辨率和超声图像分辨率相等。

Freehand 3 维超声重建基本都采用基于体素的方法,系统必须解决的问题有:1)2 维不规则排列超声平面中的像素点到 3 维标准晶格数据的转换;2)由于随意移动超声探头可能有一些空间位置上未被采样,这部分未被采样点上的数据需通过插补运算获得,涉及空间插值问题;3)对那些不可避免地被重复采样的点,必须确定一定的准则来决定该点的灰度值,涉及空间融合问题。前一个问题是超声图像空间定位技术(或系统标定技术)的研究内容,后两个问题是 Freehand 超声图像 3 维重建算法的研究内容。

以基于磁定位的 Freehand 3 维超声为例,其重建原理如图 2 所示。基于磁定位的 Freehand 3 维超声重建涉及 3 个坐标系:磁定位器发射器坐标系 T 、3 维标准晶格坐标系 C 和 2 维超声图像坐标系 P 。其中, T 坐标系作为基准坐标系,磁定位器接收器安装在超声探头上。通过探头标定及一系列坐标变换后, P 坐标系中的像素可按其扫描时固有的位置转换到 C 坐标系中,3 维晶格中各体素与这些像素的位置关系得以确定。Freehand 超声图像 3 维重建算法就是根据各体素与其周围像素的位置关系,通过一定的运算法则计算出 3 维标准晶格中各体素的灰度值。然后通过 3 维可视化技术,将 3 维标准晶格投影到 2 维显示平面上,即可看到形象逼真的 3 维图像。

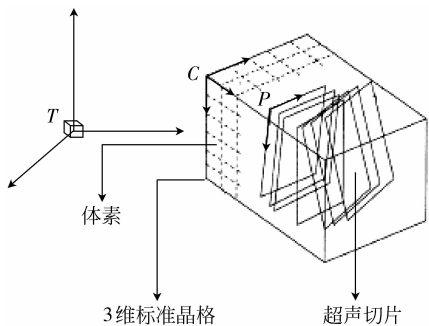


图 2 Freehand 3 维超声重建原理
Fig. 2 Freehand 3D US reconstruction principle

因为 CT、MRI 等断层图像形成的空间就是 3 维标准晶格,像素灰度就是体素灰度。因此 CT、MRI 等断层图像的 3 维重建其实就是指 3 维可视化,比 Freehand 超声图像 3 维重建简便得多。

2 Freehand 3 维超声重建算法

目前,基于体素的 Freehand 3 维超声重建算法按算法如何实现主要分三大类^[11]:基于体素的方法(VBM)、基于像素的方法(PBM)和基于函数的方法(FBM)。

2.1 VBM

VBM 原理是由坐标变换计算 2D 图像像素在 3 维晶格中的位置,遍历标准晶格中的每个体素,由体素的位置找到 2D 图像中与该位置相符的像素(一个或多个),并把这些像素值按一定的算法赋予相应的体素。VBM 也称为由体素找像素的方法,由一个或多个像素来决定体素的灰度值,按像素与体素的对应情况分为很多算法。

1) 体素最近邻算法^[12](VNN):由一个像素确定一个体素的灰度值,由经过体素的法线找到与体素距离最近的超声切片,记录该法线与超声切片的交点,并在超声切片中找到与交点最近的像素,把该像素值赋予体素,如图 3 所示。

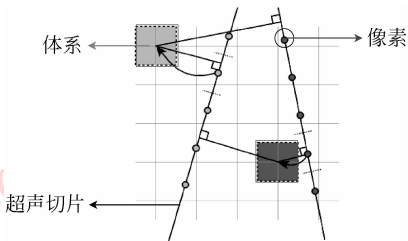


图 3 VNN 算法示意图
Fig. 3 Schematic diagram of VNN algorithm

2) VBM 插值算法(VBMI):由多个像素经过插值确定一个体素的灰度值,适合超声图像的插值算法主要有距离加权(DW)插值、中值滤波(MF)插值以及二者的相关改进算法。

(1) DW 插值算法^[13-14]:通过对体素局部邻域内的所有像素灰度的加权平均来计算体素灰度,加权系数为像素与体素距离的倒数,算法可表示为

$$I(V_c) = \frac{\sum_{k=1}^n w_k I(V_p^k)}{\sum_{k=1}^n w_k}$$

$$W_k = \frac{1}{d_k} \quad (1)$$

式中, $I(V_c)$ 为当前体素灰度, $I(V_p^k)$ 为体素局部邻域内的第 k 个像素灰度, W_k 为第 k 个像素的权系数, d_k 为第 k 个像素与体素的距离, n 为体素局部邻域内的像素个数。根据参与插值的像素个数, DW 可分为以下几种算法:

① DW-2: 由 2 个像素确定一个体素的灰度值^[15-16], 由经过体素的两根法线找到与体素距离最近的两个超声切片(一般是分布在体素的两侧), 记录该法线与超声切片的交点及体素与超声切片的距离, 并在两个超声切片中分别找到与交点距离最近的 2 个像素, 由这 2 个像素的距离加权插值计算体素的灰度值, 如图 4 所示。此处的距离指的是体素与超声切片的距离, 并且加权系数与该距离成反比。

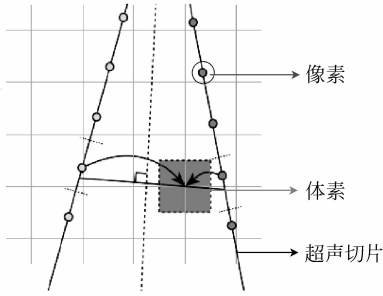


图 4 DW-2 算法示意图

Fig. 4 Schematic diagram of DW-2 algorithm

② DW-8: 由 8 个像素确定一个体素的灰度值^[17], 由经过体素的法线找到距离最近的两个超声切片(分布在体素的两侧), 并记录该法线与超声切片的交点及体素与超声切片的距离, 由切片中与该交点最近的 4 个像素的双线性插值计算交点的像素值, 再由这两个交点像素值的距离加权插值计算体素的灰度值, 如图 5 所示。此处的距离指的是体素与超声切片的距离, 并且加权系数与该距离成反比。

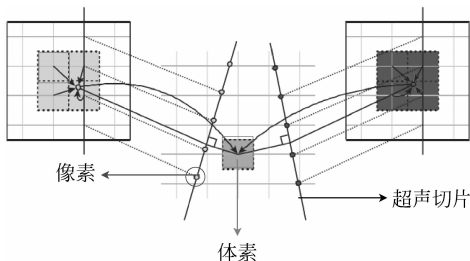


图 5 DW-8 算法示意图

Fig. 5 Schematic diagram of DW-8 algorithm

(2) 基于 DW 的改进插值算法^[18-19]: 这些算法原理与 DW 相同, 不同之处在于加权系数的计算。这些算法主要包括距离平方加权(SDW)插值、自适应距离加权(ADW)插值和自适应距离平方加权(ASDW)插值, 算法可分别如下表示:

① SDW 算法

$$I(V_c) = \frac{\sum_{k=1}^n W_k I(V_p^k)}{\sum_{k=1}^n W_k} \quad (2)$$

$$W_k = \frac{1}{(d_k + \alpha)^2}$$

式中, α 为正常数。 α 较小时, 有利于保持图像细节和边缘。 α 较大时, 有利于抑制斑点噪声, 但图像也变得模糊。

② ADW 算法

$$I(V_c) = \frac{\sum_{k=1}^n W_k I(V_p^k)}{\sum_{k=1}^n W_k} \quad (3)$$

$$W_k = \begin{cases} 1 & \frac{\sigma^2}{\mu} \leq H_0 \\ \frac{1}{d_k^\alpha} & \frac{\sigma^2}{\mu} > H_0 \end{cases}$$

式中, $\alpha = b \left(\frac{\sigma^2}{\mu} - H_0 + 1 \right)$, b 为正常数, σ 为体素局部邻域内像素灰度的标准差, μ 为体素局部邻域内像素灰度的均值, H_0 为体素局部匀质邻域的阈值。匀质邻域就是对比度低、仅含有斑点噪声的邻域, 该邻域的主要任务是抑制斑点噪声。当体素局部邻域内像素灰度的对比度 $\frac{\sigma^2}{\mu} \leq H_0$ 时, 该邻域被认为是更优的匀质邻域, 此时权系数 $W_k = 1$, ADW 变为均值滤波算法。当体素局部邻域内像素灰度的对比度 $\frac{\sigma^2}{\mu} > H_0$ 时, 该邻域被认为是非匀质邻域(对比度高的区域, 主要任务是保持图像细节和边缘)。

③ ASDW 算法

$$I(V_c) = \frac{\sum_{k=1}^n W_k I(V_p^k)}{\sum_{k=1}^n W_k} \quad (4)$$

$$W_k = \frac{1}{(d_k + \alpha)^2}$$

式中, $\alpha = a \cdot e^{-\frac{b\sigma^2}{\mu}}$, a 和 b 都是正常数。

(3) MF 插值算法^[20-21]:利用中值滤波器原理,把体素局部邻域内的所有像素灰度的中值作为该体素的灰度值。常用的 MF 算法有标准中值滤波(SMF)插值、距离加权中值滤波(DWMF)插值和自适应加权中值滤波(AWMF)插值。

① SMF 算法

$$I(V_c) = median\{I(V_p^k) \mid k = 1, 2, \dots, n\} \quad (5)$$

式中, $median\{\dots\}$ 表示中值滤波。

② DWMF 算法

$$I(V_c) = median\{W_k I(V_p^k) \mid k = 1, 2, \dots, n\}$$
$$W_k = \frac{1}{(d_k + \alpha)^2} \quad (6)$$

此外, DWMF 的 W_k 还有其他表达式,分别也有不同的名称,如:

$W_k = \frac{1}{d_k^2}$, 称为 DWMF-1 型算法;

$W_k = r^2 - d_k^2$, 称为 DWMF-2 型算法,其中, r 是体素局部邻域半径;

$W_k = e^{-\frac{d_k^2}{2a^2}}$, 称为 DWMF-3 型或高斯加权中值滤波(GWMF)算法, a 是正常数。

3 种 DWMF 算法的区别在于权系数的变化速率,速率越快的权系数越有利于保持图像边缘,反之有利于抑制斑点噪声。

③ AWMF 算法

$$I(V_c) = median\{W_k I(V_p^k) \mid k = 1, 2, \dots, n\}$$
$$W_k = w_0 - \frac{\sigma^2}{\mu \cdot r} d_k \quad (7)$$

式中, w_0 是正常数, r 是体素局部邻域半径。

2.2 PBM

PBM 原理是由坐标变换计算 2D 图像像素在 3 维晶格中的位置,遍历 2D 图像中的每个像素,由像素的位置找到 3 维晶格中与该位置相符的体素(一个或多个),并把该像素值赋予相应的体素,对于没有赋予像素值的空缺体素,用插值来填补。由此可见,PBM 方法分为两个阶段:像素分布阶段和体素填补阶段,也称体素插值阶段。在像素分布阶段,遍历 2D 图像中所有的像素,由像素的位置找到 3 维晶格中与该位置相符的体素(一个或多个),并把该像素值赋予相应的体素。在体素填补阶段,遍历 3 维标准晶格中所有的体素,对于没有被赋予像素值的空缺体素,用插值来填补。当然,体素填补也并非

是必须的。如果超声图像切片间相隔很小时,空缺体素可能就不会出现。

PBM 这种方法也称为由像素找体素的方法,一个像素值被赋予一个或多个体素,按像素与体素对应的情况分为两种,也可按像素分布和体素填充两阶段是否分开处理分为两种。

1) 像素最近邻算法^[22-25] (PNN):一个像素值被赋予一个体素,像素分布和体素填充两阶段按先后分开处理,如图 6 所示。在像素分布阶段,遍历 2D 图像中所有的像素,把每个像素值赋予与其距离最近的体素。这种情况下,可能出现多个像素值被赋予同一个体素。这时可将多个像素值的平均值或最大值赋予该体素,也可按时间先后将这些像素中最后或最先的那个像素值赋予该体素。在体素填补阶段,遍历 3 维标准晶格中所有的体素,找到没有赋值的空缺体素,空缺体素的计算方法有很多种,可根据空缺体素周围局部邻域(典型的邻域是球体和椭圆体)的几个非零体素值或像素值来计算空缺体素值,可取这几个非零体素或像素的平均值、最大值、中值或加权运算结果作为空缺体素值,也可用与空缺体素距离最近的两个非零体素的插值结果作为空缺体素值。

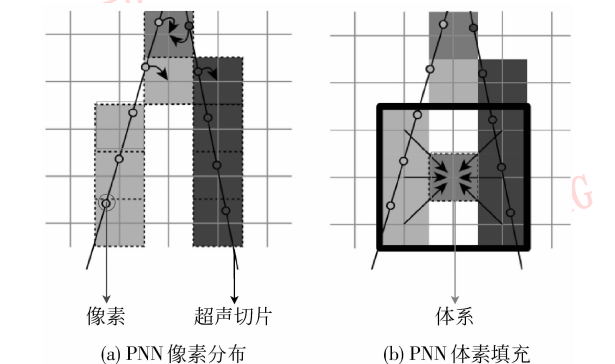


图 6 PNN 算法示意图

Fig. 6 Schematic diagram of PNN algorithm

2) 一个像素值被赋予多个体素^[26-28]:像素分布和体素填充两阶段同时处理。遍历 2D 图像中所有的像素,把每个像素值按不同权重赋予其周围邻域内的多个体素。可见,这类算法在解决像素分布的同时,也解决了体素填充问题。像素周围的邻域通常是球体、椭圆体或立方体,邻域内各体素的加权系数通常是各体素与该像素的距离反比,或者是指数关系和高斯关系等。

2.3 FBM

FBM 原理是根据 2D 图像像素及其位置信息建立函数关系(横坐标是像素位置,纵坐标是像素

值),在 3 维标准晶格的各个网格点上,通过对函数的插值计算 3 维晶格中的体素值。FBM 选择一个特殊函数(如多项式)并确定其系数,使一个或多个函数曲线通过所输入的像素点。然后,在规则时间间隔点上对这些函数进行估值,以此来构造规则体素阵列,如图 7 所示。常用的插值算法是径向基函数(RBF)插值^[4]和瑞利(Rayleigh)插值^[29-30]。

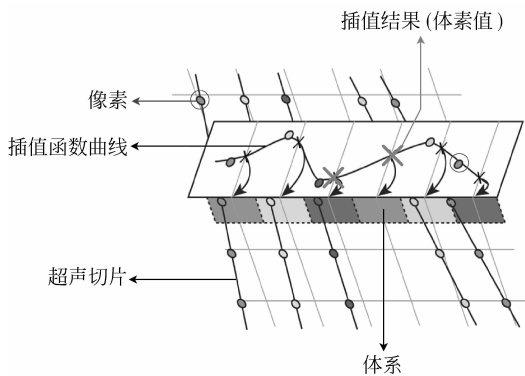


图 7 基于 FBM 的 3 维重建示意图

Fig. 7 Schematic diagram of PBM-based 3D reconstruction

RBF 插值是样条插值的一种逼近,试图利用体重建数据的潜在形状进行插值,选择平滑函数是因为超声束具有平滑密度轮廓。考虑到测量误差,用逼近函数取代插值函数,用 RBF 来构造体数据的样条逼近。输入数据被分割成许多小数据段,用这些数据段而不是所有数据点来构造插值函数,这有利于减少超大数据计算量。重叠窗口覆盖这些数据段,使得相邻数据段的连接变得光滑。Rohling 提出了一种智能窗口生长方法,使窗口在各方向得以充分扩展,保证了任一数据段的 RBF 都能紧密匹配相邻数据段的 RBF。窗口中的所有数据点都用来计算本数据段的 RBF,计算结果是局部三变量样条函数。

基于贝叶斯理论框架的瑞利插值利用贝叶斯统计学方法来优化描述组织器官的函数。贝叶斯优化方法利用瑞利分布来描述超声数据,实现对组织器官函数的优化。

3 Freehand 3 维超声重建算法分析

3.1 Freehand 3 维超声重建算法评价

Freehand 超声图像 3 维重建算法除了根据体素与其周围像素的位置关系计算 3 维标准晶格中各体

素的灰度值之外,由于超声图像存在斑点(speckle)噪声和声影(shadowing)等影响图像质量的不利因素,它还要尽量减少斑点噪声、减少声影、增强组织边缘和图像细节。

3 维重建算法的优劣取决于算法生成的体素灰度是否非常接近该位置上原始像素的灰度,3 维重建算法的准确性评价方法一般通过多个同一位置上体素与像素灰度值的绝对误差的平均值来衡量,评价指标^[21]为

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |V_C^i - V_P^i| \quad (8)$$

式中, V_C^i 和 V_P^i 分别为同一位置上第 i 个体素灰度和像素灰度, N 为用来评价分析的像素或体素的个数。 E 越小,表明 3 维重建算法越准确。

3.2 Freehand 3 维超声重建算法比较分析

VBM 是以每个体素为出发点的,与体素位置相符的像素(一个或多个)在图像采集过程中是变化的,因此只有等整个扫描完成后才能找到与体素位置相符的像素,才能开始 3 维重建,所以速度较慢,很难达到实时性要求,但是 VBM 很容易找到空缺体素。VNN 简单快速,但误差较大,容易失真,尤其对于 Freehand 扫描间隔较大的超声图像。DW 可以视为一种特殊的均值滤波,在减少斑点噪声和声影方面效果很好,但是模糊了图像细节和边缘,尤其是小组织的边缘轮廓。相比 DW,SDW 的权系数函数是非线性函数,对图像的模糊影响小得多。但是,由于 SDW 中的参数 α 是人为设定的,而图像各区域的噪声、细节及边缘分布不尽相同,所以一个固定的 α 值很难保证 SDW 对整个图像既能抑制噪声,又能保持图像细节和边缘。相比 SDW,ASDW 的参数 α 可根据体素周围不同邻域内的像素统计学特性(方差与均值之比)能自适应调整数值。匀质邻域的 α 值较大,ASDW 趋向于保持图像边缘,增强图像细节。非匀质邻域的 α 值较小,ASDW 趋向于抑制斑点噪声。但是,ASDW 在增强小组织结构的对比度方面效果不佳,而且自适应参数 α 含有两个人为设定的正常数 a 和 b ,它们的特性需要进一步定量研究。ADW 类似 ASDW,但 ADW 在匀质邻域采用均值滤波算法,在提高图像对比度方面更优于 ASDW,但自适应参数 α 中人为设定的正常数 b 也需要进一步定量研究。由于像素统计学特性的计算量较大,ASDW 和 ADW 的计算时间是 DW 的 3 倍左右,128 × 500 × 388 大小的超声图像需要 10 min 左右时

间才能完成 $150 \times 116 \times 120$ 个体素的 3 维晶格。MF 算法在超声图像的去噪和边缘增强方面的成功应用已经好多年,但 MF 用于超声图像的 3 维重建却是最近 5 年的事情。MF 在减少斑点噪声、增强组织边缘和图像细节方面的效果都不错,并且插值误差比其他算法小得多。比较而言,SMF 在抑制斑点噪声方面效果更好,DWMF 更倾向于保持图像细节、增强组织边缘,AWMF 在抑制斑点噪声和保持图像边缘两个方面达到了较好的平衡。但是,在超声图像 3 维重建时,MF 的计算时间是制约其发展的最大障碍,计算时间是 DW 的 4~6 倍。

PBM 是以每个像素为出发点的,与像素位置相符的体素(一个或多个)在超声图像采集过程中是固定不变的。因此,在采集到任一超声图像切片时就能计算相应的体素值,不必等整个扫描完成后才开始 3 维重建,所以速度很快,接近实时。但问题在于可能会产生较多的空缺体素,检测并填补空缺体素是很费时间的。PNN 简单快速,但相邻超声切片间的缝隙被高度平滑化,插值填充的空缺体素清晰可见。

FBM 的准确性最高,但是速度太慢,一般需要几个小时才能完成 200 张左右超声图像的 3 维重建,很难得到临床应用。

综上所述,上述算法各有利弊,没有一种算法既快速又准确。就快速性而言,PNN(在像素分布阶段)、VNN、VBMI 和一个像素对应邻域内少数几个体素的 PBM 算法都是可以选择的。就准确性而言,FBM、PNN、VBMI、MF 和一个像素对应邻域内多个体素的 PBM 算法都是可以选择的。一般来说,算法快速性和准确性是矛盾的。增大体元尺寸(减少体元个数)能减少计算时间,但 3 维图像的分辨率随之降低。反之,减小体元尺寸会提高算法的准确性,但也增加计算时间和空缺体素。对于一个像素对应于多个体素的 PBM,减小像素周围邻域大小(减少被赋值的体素个数)可加快算法速度,但其准确性也随之降低。对 VBMI 来说,减小用于插值的像素个数可加快算法速度,但其准确性也随之降低。反之,像素个数越多,重建后的 3 维晶格越平滑,视觉效果越好。究其原因,主要是因为多个像素的融合能减少 Speckle 噪声、改善体素空间分布紧凑性及提高信噪比。但是,多个像素融合也有不利方面,可能会使一些小组织结构丢失。

4 结 论

与 2 维超声相比,3 维超声具有显示直观、定位准确和定量测量等优点,将 2 维超声升级到 3 维,已得到市场的初步认可。从 3 维超声的临床应用角度来看,Freehand 3 维超声更符合医生习惯和手术室环境。目前医院的 3 维超声基本都是基于 3 维探头或平行扫描实现的,临床中的 Freehand 3 维超声还极少,Freehand 3 维超声还面临很多临床要解决的问题。

目前,Freehand 3 维超声重建算法在快速性和准确性方面很难兼容,在抑制斑点噪声和保持图像边缘两方面也是相互矛盾的,算法的快速性是临床应用的最大挑战。根据超声图像各 2 维区域内像素的灰度分布情况及各体素周围 3 维邻域内像素的统计学特性,有针对性地选择合适算法是 Freehand 3 维超声重建算法的发展趋势。

另外,目前 Freehand 3 维超声都是基于图形工作站实现的,价格较高,不利于普及应用。因此开发基于 PC 机的 Freehand 3 维超声是推广其临床应用的重要手段,但对算法的要求会更高。不过,随着社会需求和研究力度的加大,Freehand 3 维超声会越来越完善,其前景将是非常广阔的。

参考文献 (References)

- [1] Bai Jing. Medical Ultrasound Imaging Principle [M]. Beijing: Tsinghua University Publishing House, 1998. [白净. 医学超声成像机理 [M]. 北京:清华大学出版社,1998.]
- [2] Light E D, Davidsen R E, Fiering J O, et al. Progress in two-dimensional arrays for real-time volumetric imaging [J]. Ultrasonic Imaging, 1998, 20(1): 1-15.
- [3] Smith S W, Lee W, Light E D, et al. Two dimensional arrays for 3-D ultrasound imaging [C]//Proceedings of the 2002 IEEE Ultrasonics Symposium. New York, USA: IEEE, 2002, 2: 1545-1553.
- [4] Comeau R M, Sadikot A F, Fenster A, et al. Intra-operative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery [J]. Medical Physics, 2000, 27(4): 787-800.
- [5] Dey D, Gobbi D G, Slomka P J, et al. Automatic fusion of freehand endoscopic brain images to three-dimensional surfaces: creating stereoscopic panoramas [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, 21(1): 23-30.
- [6] Fenster A, Downey D B. 3-D ultrasound imaging: a review [J].

- IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1996, 15 (6) : 41-51.
- [7] Pennec X, Cachier P, Ayache N. Tracking brain deformation in time sequences of 3D US images [J]. Pattern Recognition Letters, 2003, 24 (4/5) : 801-813.
- [8] Prager R W, Gee A H, Treece G M, et al. Sensorless freehand 3-D ultrasound using regression of the echo intensity [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2003, 29 (3) : 437-446.
- [9] Li P C, Li C Y, Yeh W C. Tissue motion and elevational speckle decorrelation in freehand 3D ultrasound [J]. Ultrasonic Imaging, 2002, 24 (1) : 1-12.
- [10] Luo Fucheng. Basic principle and operational steps for 3D ultrasound imaging [J]. People's Military Surgeon, 2001, 44 (6) : 361-364. [罗福成. 三维超声成像技术的基本原理及操作步骤 [J]. 人民军医, 2001, 44 (6) : 361-364.]
- [11] Solberg O V, Lindseth F, Torp H, et al. Freehand 3D ultrasound reconstruction algorithms — a review [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2007, 33 (7) : 991-1009.
- [12] Sherebrin S, Fenster A, Rankin R N, et al. Freehand three-dimensional ultrasound: Implementation and applications [C]// Proceedings of the Medical Imaging 1996: Physics of Medical Imaging. Bellingham, WA, USA: SPIE, 1996, 2708: 296-303.
- [13] Barry C D, Allott C P, John N W, et al. Three-dimensional freehand ultrasound: image reconstruction and volume analysis [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1997, 23 (8) : 1209-1224.
- [14] Rohling R N, Gee A H, Berman L H. A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques [J]. Medical Image Analysis, 1999, 3 (4) : 339-359.
- [15] Berg S, Torp H, Martens D, et al. Dynamic three-dimensional freehand echocardiography using raw digital ultrasound data [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1999, 25 (5) : 745-753.
- [16] Martens D, Gilja O H. The EchoPAC-3D Software for Image Analysis [M]. Singapore: World Scientific Publishing, 2005: 305-329.
- [17] Trobaugh J W, Trobaugh D J, Richard W D. Three-dimensional imaging with stereotactic ultrasonography [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1994, 18 (5) : 315-323.
- [18] Huang Qinghua, Zheng Yongping. An adaptive squared-distance-weighted interpolation for volume reconstruction in 3D freehand ultrasound [J]. Ultrasonics, 2006, 44 (Suppl 1) : 73-77.
- [19] Huang Qinghua, Lu Minhua, Zheng Yongping, et al. Speckle suppression and contrast enhancement in reconstruction of freehand 3D ultrasound images using an adaptive distance-weighted method [J]. Applied Acoustics, 2009, 70 (1) : 21-30.
- [20] Huang Qinghua, Zheng Yongping. Median filters used for volume reconstruction in freehand 3-D ultrasound [C]// Proceedings of the 27 th Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2005: 1826-1829.
- [21] Huang Qinghua, Zheng Yongping. Volume reconstruction of freehand three-dimensional ultrasound using median filters [J]. Ultrasonics, 2008, 48 (3) : 182-192.
- [22] Carr J C, Stallkamp J L, Fynes M M, et al. Design of a clinical freehand 3D ultrasound system [C]// Proceedings of the Medical Imaging 2000: Ultrasonic Imaging and Signal Processing. Bellingham, WA, USA: SPIE, 2000, 3982: 14-25.
- [23] Nelson T R, Pretorius D H. Interactive acquisition, analysis and visualization of sonographic volume data [J]. International Journal of Imaging Systems Technology, 1997, 8 (1) : 26-37.
- [24] San R, Martín M, Alberola C, et al. Freehand ultrasound reconstruction based on ROI prior modeling and normalized convolution [C]// Proceedings of the 6th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). Heidelberg, Germany: Springer, 2003, 2879: 382-390.
- [25] San R, Martín M, Caballero P P, et al. A theoretical framework to three-dimensional ultrasound reconstruction from irregularly sampled data [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2003, 29 (2) : 255-269.
- [26] Gobbi D G, Lee B K H, Peters T M. Correlation of preoperative MRI and intraoperative 3D ultrasound to measure brain tissue shift [C]// Proceedings of the Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. Bellingham, WA, USA: SPIE, 2001, 4319: 264-271.
- [27] Gobbi D G, Peters T M. Interactive intra-operative 3D ultrasound reconstruction and visualization [C]// Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). Heidelberg, Germany: Springer, 2002, 2489: 156-163.
- [28] Meairs S, Beyer J, Hennerici M. Reconstruction and visualization of irregularly sampled three- and four-dimensional ultrasound data for cerebrovascular applications [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2000, 26 (2) : 263-272.
- [29] Sanches J M, Marques J S. A rayleigh reconstruction/interpolation algorithm for 3D ultrasound [J]. Pattern Recognition Letters, 2000, 21 (10) : 917-926.
- [30] Sanches J M, Marques J S. A multiscale algorithm for three-dimensional free-hand ultrasound [J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2002, 28 (8) : 1029-1040.