

11-25-2022

## A Real-time Ultrasound Simulation Platform Using Ray Tracing and Its Integration with Virtual Reality

Bo Peng

*1.School of Computer Science, Southwest Petroleum University, Chengdu 610500, China;2.Dept. of Echo-cardiology and Non-invasive Cardiology, Sichuan Academy of Medical Science, Sichuan Provincial People's Hospital, Chengdu 610072, China;3.Sichuan Academy of Medical Sciences·Sichuan Provincial People's Hospital, Sichuan Provincial Key Laboratory of Echocardiography and Biomechanics, Chengdu 610072, China,; bopeng@swpu.edu.cn*

Qiang Wang

*1.School of Computer Science, Southwest Petroleum University, Chengdu 610500, China;*

Ruibing Qing

*1.School of Computer Science, Southwest Petroleum University, Chengdu 610500, China;*

Lixue Yin

*2.Dept. of Echo-cardiology and Non-invasive Cardiology, Sichuan Academy of Medical Science, Sichuan Provincial People's Hospital, Chengdu 610072, China;3.Sichuan Academy of Medical Sciences·Sichuan Provincial People's Hospital, Sichuan Provincial Key Laboratory of Echocardiography and Biomechanics, Chengdu 610072, China;*

*See next page for additional authors*

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the [Artificial Intelligence and Robotics Commons](#), [Computer Engineering Commons](#), [Numerical Analysis and Scientific Computing Commons](#), [Operations Research](#), [Systems Engineering and Industrial Engineering Commons](#), and the [Systems Science Commons](#)

---

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

---

# A Real-time Ultrasound Simulation Platform Using Ray Tracing and Its Integration with Virtual Reality

## Abstract

**Abstract:** In order to further improve the efficacy of ultrasound training and reduce the cost. An ultrasound training system that is integrated with a VR environment is developed. The main contribution of this study is *to incorporate the Ray-tracing based ultrasound image simulation approach into a virtual reality environment, taking advantage of immersive VR experience for medical ultrasound training*. The simulated ultrasound images obtained by the proposed method are then compared to images that are simulated using a generative adversarial network (GAN) technique and Field II ultrasound simulator. The data show that the ultrasound simulator can produce high-quality simulated ultrasound images in real-time at 43 frames/s by tracing over 256 rays through numerical phantom models with more than 200 000 triangles, at the same time, it is verified that ray tracing combined with VR environment for ultrasonic simulation is feasible.

## Keywords

virtual reality, ultrasound simulation, medical image simulation, ray-tracing, sonography training

## Authors

Bo Peng, Qiang Wang, Ruibing Qing, Lixue Yin, and Jingfeng Jiang

## Recommended Citation

Bo Peng, Qiang Wang, Ruibing Qing, Lixue Yin, Jingfeng Jiang. A Real-time Ultrasound Simulation Platform Using Ray Tracing and Its Integration with Virtual Reality[J]. Journal of System Simulation, 2022, 34(11): 2425-2436.

# 基于光线追踪的实时超声模拟与虚拟现实的集成

彭博<sup>1,2,3\*</sup>, 汪强<sup>1</sup>, 青芮冰<sup>1</sup>, 尹立雪<sup>2,3</sup>, 姜劲枫<sup>4</sup>

(1. 西南石油大学, 计算机科学学院, 四川 成都 610500; 2. 四川省医学科学院·四川省人民医院 心血管超声及心功能科, 四川 成都 610072;  
3. 四川省医学科学院·四川省人民医院 超声心脏电生理学及生物力学四川省重点实验室, 四川 成都 610072;  
4. 美国密歇根理工大学, 生物医学工程系, 美国密歇根州 霍顿 49931)

**摘要:** 为进一步提高超声医师培训效率以及降低培训成本, 开发了一种与虚拟现实(VR)环境集成在一起的超声训练系统。将基于光线追踪的超声图像模拟方法整合到虚拟现实环境中, 利用沉浸式 VR 体验进行医学超声培训, 并将该方法获得的模拟超声图像与使用基于生成对抗网络(GAN)技术和 Field II 超声模拟器模拟的超声图像进行比较。实验数据表明, 本文的超声模拟器在光线数量为 256, 模型的三角片数量超过 200 000 的条件下, 能够以 43 帧/s 的速度实时生成高质量的模拟超声图像, 同时验证了光线追踪结合 VR 环境进行超声模拟是可行的。

**关键词:** 虚拟现实; 超声模拟; 医学图像模拟; 光线追踪; 超声训练检查

中图分类号: TP391.9 文献标志码: A 文章编号: 1004-731X (2022) 11-2425-12

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.21-0180

## A Real-time Ultrasound Simulation Platform Using Ray Tracing and Its Integration with Virtual Reality

Peng Bo<sup>1,2,3\*</sup>, Wang Qiang<sup>1</sup>, Qing Ruibing<sup>1</sup>, Yin Lixue<sup>2,3</sup>, Jiang Jingfeng<sup>4</sup>

(1. School of Computer Science, Southwest Petroleum University, Chengdu 610500, China; 2. Dept. of Echo-cardiology and Non-invasive Cardiology, Sichuan Academy of Medical Science, Sichuan Provincial People's Hospital, Chengdu 610072, China; 3. Sichuan Academy of Medical Sciences-Sichuan Provincial People's Hospital, Sichuan Provincial Key Laboratory of Echocardiography and Biomechanics, Chengdu 610072, China;  
4. Dept. of Biomedical Engineering, Michigan Tech University, Houghton, MI 49931, USA)

**Abstract:** In order to further improve the efficacy of ultrasound training and reduce the cost. An ultrasound training system that is integrated with a VR environment is developed. The main contribution of this study is to incorporate the Ray-tracing based ultrasound image simulation approach into a virtual reality environment, taking advantage of immersive VR experience for medical ultrasound training. The simulated ultrasound images obtained by the proposed method are then compared to images that are simulated using a generative adversarial network (GAN) technique and Field II ultrasound simulator. The data show that the ultrasound simulator can produce high-quality simulated ultrasound images in real-time at 43 frames/s by tracing over 256 rays through numerical phantom models with more than 200 000 triangles, at the same time, it is verified that ray tracing combined with VR environment for ultrasonic simulation is feasible.

**Keywords:** virtual reality; ultrasound simulation; medical image simulation; ray-tracing; sonography training

## 引言

超声成像是一种非侵入性, 低成本且实时的成

像方式, 已成为放射科、心血管内科、急诊科、妇科、产科以及其他临床科室不可或缺的组成部分。对比于核磁共振成像和计算机断层扫描成像, 超声

收稿日期: 2021-03-08 修回日期: 2021-04-28

基金项目: 四川省科技厅应用基础研究(2021YJ0248); 四川省成都市科技局国际合作项目(2019-GH02-00040-HZ)

第一作者: 彭博(1980-), 男, 博士, 教授, 研究方向为医学超声成像、医学图像与信号分析。E-mail: bopeng@swpu.edu.cn

是依赖于操作人员的一种成像方式,因此进行合格的超声检查需要超声医师经过严格的培训和具有大量的实践经验。事实上,关于最有效的培训课程和超声训练方法的争论仍在进行中<sup>[1-3]</sup>。传统方法主要是使用仿真的人体组织体模和在无病理条件的人体受试者上进行超声训练。对于前哨淋巴结,传统方法推荐的超声训练次数为 20 次<sup>[4]</sup>,对于心脏器官,其推荐的超声训练次数为 480 次<sup>[5]</sup>。不难想象,进行心脏的超声训练所需的资源可能是巨大的。同样,仿真的人体组织体模和有限数量的人类受试者无法覆盖所有的人类疾病<sup>[6]</sup>。

随着基于计算机的超声模拟器越来越多地用于医学超声培训,市场上也相继出现了一些商用的超声模拟器<sup>[6]</sup>。基于计算机的模拟器的一个优势是它具有提供多种不同病理情况的能力,对于计算机来说它可以相对容易地通过软件更新完成实现不同病理;另一个优势是某些模拟器(即基于生成方法的模拟器)可以提供创建真实虚拟患者模型的功能。因此,受训人员可以在没有超声专家和人类患者在场的情况下进行培训,从而减轻了培训人员和招募患者的负担。换句话说,基于计算机的超声训练允许受训者按照自己的步调进行训练。然而,与真实的超声设备相比,通常的超声模拟器产生的超声图像质量较差,从而削弱了培训的有效性。

为此,本文的主要目的是在保持模拟所需的实时性能的同时,提高超声模拟的真实性。更具体地说,本文的实现方法通过英伟达(Nvidia)光线追踪引擎 OptiX<sup>[7]</sup>以达到使用现成的图形处理单元(GPU)来实现实时光线追踪。此外,本文的另一个目标是将基于光线追踪的超声模拟成像整合到虚拟现实(VR)环境中,以加强超声教学和培训的效果和提供更好的用户体验。这种提高的用户体验反过来会使本文实现的超声模拟系统在医学教育和培训中获得更好认可。

## 1 相关工作

超声图像模拟主要有两种方法,即基于插值的

方法和基于生成的方法。下面简要介绍这两种方法及其区别。

基于插值的方法是使用超声探头从人类受试者或模仿的人体组织体模中预先获取三维的超声图像数据,然后使用快速插值从任意图像平面生成模拟的二维超声图像,为使生成的二维超声图像更逼真,可以增加组织变形和阴影作为后处理过程。这种方法可以提供外观逼真的模拟的超声图像,并且能够达到实时模拟的效果。供应商 SonoSim, Heartworks, CAE, MedSim 等已采用这种方法,并发布了商业可用的超声模拟器。值得注意的是,如其网站所述, SonoSim 的模拟系统主要用于妇产科超声检查培训; Heartworks 主要专注于具有时间分辨率的超声心动图的模拟,其系统配备了人体模型、位置传感器和成像软件; CAE 发布了带有 HoloHens 的超声模拟器,在 Microsoft HoloLens 混合现实智能眼镜的帮助下,其产品提供了身临其境的体验。但是,这些商业系统的局限性显而易见。首先,所有系统的探头扫描方向都受限制<sup>[8-11]</sup>。其次,这些系统都采用了有限人体数据。当这些数据被重新插值以后,这些系统很难检验训练是否符合预期以及将在训练过程中很难给用户有效的指导和反馈。这样的话,培训新手的效率值得怀疑。

基于生成的方法通常由 2 个主要部分组成:人体器官数值模型和声学模拟器。数值模型通常是从“高分辨率”图像数据,例如使用计算机断层扫描(CT)或磁共振成像(MRI)获取的数据中得出的,根据随后的声学模拟方法,数值模型可以由基于体素或非结构化网格来表示。由于已有的医学超声模拟器,例如, Field II<sup>[12]</sup>、K-Wave<sup>[13]</sup>和 FOCUS<sup>[14]</sup>的计算量太大,无法用于实时的超声模拟,因此,实时可用的超声模拟器大致可分为 3 类:①基于卷积的模拟;②基于光线追踪的波传播模型;③基于神经网络的仿真。

基于卷积的模拟方法只能近似为线性超声系统的点扩散函数(point spread function, PSF)<sup>[15]</sup>。尽管此技术从概念上讲是简单且快速的,但它只能近似聚

焦区域附近的超声信号。而且, 无法模拟许多已知的超声伪影, 例如阴影和镜面反射。相反, 基于光线追踪的方法首先将生物介质(例如组织界面)内属性之间的差异表示为不重叠的封闭空间。这些具有不同属性的数字体模是由其表面边界区分, 声波在组织中的传播过程遵循计算机图形学中的光线追踪理论, 从而可以通过递归光线追踪方案来模拟声波在组织中的传播过程<sup>[16]</sup>。文献<sup>[7]</sup>从确定性光线追踪扩展为随机光线追踪的超声模拟。确定性和随机光线追踪这两种方式都可以生成逼真的超声图像。为了获得接近实时的帧速率(例如, 约 10 帧/s), 文献<sup>[16]</sup>使用英伟达 OptiX 引擎加速了光线追踪。在过去的三年中, 深度学习技术极大推动了超声模拟的发展, 特别是生成对抗网络(GAN)模型已用于实时地创建逼真的超声图像<sup>[17-19]</sup>。文献<sup>[17]</sup>使用 GAN 模型生成用于治疗/机器人应用的超声 B 模式图像。文献<sup>[18]</sup>发布了一个多阶段的 GAN 模型, 模拟的血管内超声图像(IVUS)与真实的 IVUS 更相似。文献<sup>[19]</sup>提出了一种基于“图像到图像”GAN 模型的实时超声模拟器, 能够达到 12 帧/s 的模拟速度, 尽管基于 GAN 的模型获得了不错的结果, 但图像的分辨率和模拟的真实度仍在研究中。例如, 在 GAN 的框架下, 模拟超声伪影(如阴影)仍然很困难。

## 2 材料与方法

### 2.1 技术理论背景

#### 2.1.1 光线追踪的理论背景

根据斯奈尔定律, 当光线到达组织界面时, 光线传播路径会由于反射和折射而发生变化。根据这一定律, 空间中一条线(在医学超声文献中也称为 A 线)接收的能量  $I(t, O)$  可以写为

$$I_{t>T}(t, O) = \int_{\Omega} I(t, P_T, w) \cos(w) d\Omega \quad (1)$$

式中:  $O$  为光线的起点;  $t$  为时间, 可以很容易地计算出碰撞点的位置;  $w$  为在  $\Omega$  半球表面上的角度;  $I(t, P_T, w)$  为光线在方向  $w$  上的入射能量;

$\cos(w)$  为在  $w$  方向上的光线与碰撞点  $P_T$  处的法向量夹角的余弦值;  $T$  为发射点和碰撞点之间的传播时间。

式(1)表明, 总能量由能量  $I(t, P_T, w)$  进行加权叠加, 权重是各自的余弦值。如图 1 所示, 其中红线是从光源发出的光线; 绿线和黄线分别代表折射光线和反射光线。使用在 0~1 之间的随机变量  $x$ , 可以实现蒙特卡罗光线追踪: 如果  $x$  小于反射能量, 则选择反射光线, 舍弃折射光线(绿色虚线), 如图 1(a)所示; 如果  $x$  小于折射能量, 选择了折射光线而舍弃反射光线(黄色虚线), 如图 1(b)所示。当光线与组织表面发生碰撞时, 至少产生两条光线, 分别是反射光线和折射光线, 反射光线和折射光线将继续与其他表面碰撞。在光线穿过不平坦的表面之后, 光线的数量可能增加, 这将取决于组织表面的粗糙程度。因此, 在传统的光线追踪模型<sup>[20]</sup>中, 能量计算过程是通过式(1)递归完成的。光线的追踪一直会持续到光线没击中组织表面或声波的能量小于预定阈值为止。

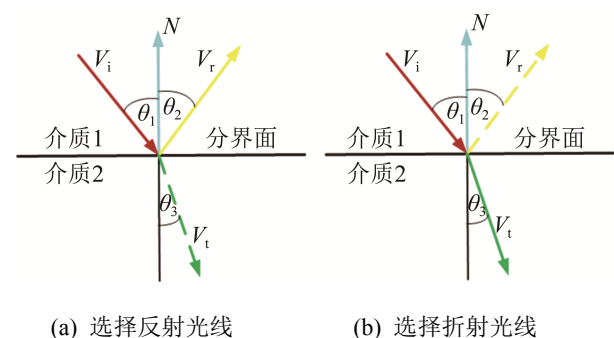


图 1 蒙特卡罗光线追踪示意图

Fig. 1 Illustrative diagram of Monte-Carlo ray-tracing

#### 2.1.2 英伟达 OptiX 引擎

OptiX 是英伟达公司发布的专用于光线追踪的商业图形引擎。OptiX 引擎只需开发人员提供场景中对象的基本信息(例如几何形状和材质), 无需繁重的编程任务。OptiX 引擎可以调用光线追踪(RT)硬件加速器。每个 RT 核由一个三角形相交单元和一个 Biovision Hierarchy(BVH)<sup>[21]</sup>遍历单元组成,

它们可以实时地计算光线与三角形的相交。但是，RT 核只能用于某些 GPU 卡。此外，为了使用 RT 核的三角形相交单元，必须使用 GeometryTriangles 接口来定义对象。相反，OptiX 6.0 为不支持 RT 核的 GPU 提供了软件解决方案，该软件解决方案称为 RTX 模式。RTX 模式启用了一个新的编译管道，该编译管道旨在优化不带 RT 核的 GPU 计算。更具体地说，在 RTX 模式下，如果满足某些先决条件，则默认启用 GPU 加速。

## 2.2 总体框架

如图 2 所示，本文提出的 VR 超声仿真平台包括 2 个关键组件：超声模拟器(左)和 1 个 VR 引擎(右)。1 个 Unity3D 引擎与 1 个商业 VR 系统 HTC Vive 结合使用来建立一个 VR 环境。然后，将由 GPU 加速的超声图像模拟器(即基于 OptiX 引擎的光线追踪和 GPU 加速的卷积)集成到 VR 系统中，以便可视化模拟的超声 B 模式图像。下面将简要介绍上述 2 个组件及其组件的坐标统一过程。

### 2.2.1 框架模块介绍

本文提出的框架包括一个 VR 模块，一个超声模拟器以及它们之间消息传递的交互模块。在 VR 模块中，低成本的 VR 头戴式显示器 HTC Vive 由 Unity3D 控制。超声模拟器是采用文献[16]的思想开发出来的模拟器，它结合了基于卷积的超声模拟和光线追踪。本文采用随机光线追踪代替了原始论文中的确定性光线追踪，并采用 OptiX 实现随机光线追踪过程。通过消息传递来管理 VR 模块(图 2 右侧虚线框)和超声模拟器之间的交互。更具体地，当用户操纵 VR 模块中的手持式控制器时，一组信号(例如，控制器位置或旋转三维模型角度)将被发送到 Unity3D 引擎。特别地，当用户在 VR 模块中确定要成像的图像平面时，通过信息传递模块，将相应地对该图像平面进行超声模拟。超声模拟完成后，模拟的二维超声 B 模式图像将发送回 VR 模块，然后显示在用户的 VR 头戴式显示器 HTC Vive 上。

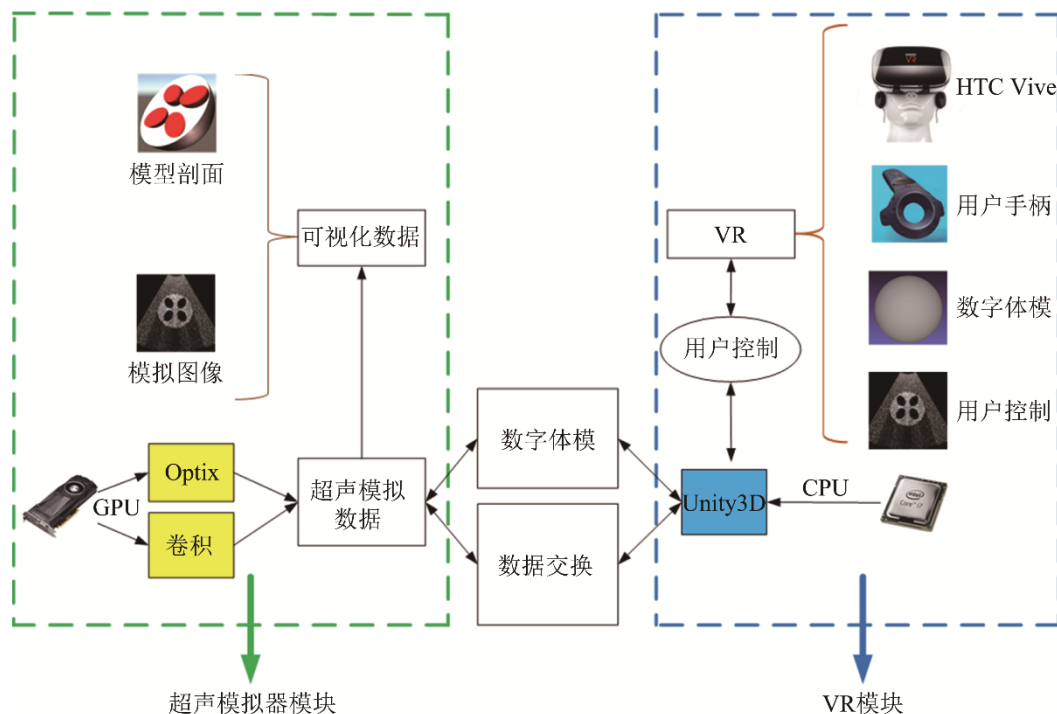


图 2 在 VR 环境中进行超声模拟的框架

Fig. 2 Proposed framework for ultrasound simulation in a 3D VR environment

### 2.2.2 统一坐标系

为了让信息在 VR 和超声模拟模块之间正确地传递, 本文统一了 Unity3D 引擎和 OptiX 引擎之间的空间坐标, 如图 3 所示。一旦图 2 所示系统启动, 虚拟超声探头将出现在 VR 环境中。由于 Unity3D 和 OptiX 都使用左手坐标系, 因此可以通过简单地重叠 Unity3D 和 OptiX 坐标系的 2 个原点来创建统一的坐标系。

用户可以使用手持控制器来更改虚拟探头的位置和方向, 转换虚拟探头从位置  $(x, y, z)$  到位置  $(x', y', z')$  可以通过一个转移矩阵  $T$ 。数学上, 如果  $P = \{x, y, z, 1\}$  和  $S = \{x', y', z', 1\}$  分别是虚拟探头原来的位置向量和变换过后的位置向量, 那么变换过后的位置坐标  $S$  能够通过式(2)获得

$$S = T \cdot P \tag{2}$$

式中:  $T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ ,  $t_x, t_y, t_z$  为统一坐标系中的任意取值。

当旋转虚拟超声探头时, 旋转被运动控制器捕获, 并给 Unity3D 引擎使用。四元数表示法  $Q = w + xi + yj + zk$  用于 Unity3D 中对象的旋转, 而 OptiX 引擎中使用的是欧拉角  $(\phi, \varphi, \theta)$ 。因此, 需要从四元数转换到欧拉角才能将旋转信息从 Unity3D 引擎传递到 OptiX 引擎。转换公式为

$$\phi = a \sin(2wx - 2yz) \tag{3}$$

$$\varphi = a \tan 2(2wy + 2xz, 1 - 2x^2 - 2y^2) \tag{4}$$

$$\theta = a \tan 2(2wx + 2yz, 1 - 2x^2 - 2z^2) \tag{5}$$

本文使用了查询表将四元数转换为欧拉角。一旦将 3 个欧拉角  $(\phi, \varphi, \theta)$  传递到 OptiX 的坐标系中, 任意旋转的位置矢量  $P = \{x, y, z, 1\}$  可以通过一系列矩阵乘法获得。旋转后的位置矢量  $S$  可以写作

$$S = R_x(\phi) \cdot R_y(\varphi) \cdot R_z(\theta) \cdot P \tag{6}$$

式中:  $R_{x,y,z}(\alpha)$  为一个围绕  $x$ 、 $y$  或  $z$  轴旋转  $\alpha$  的变换矩阵:

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{7}$$

### 2.3 超声模拟器

本文方法实现的超声模拟器获得的超声信号计算式为

$$E(x, y, z) = I(x, y, z) \circ \{\tilde{Z}(x, y, z) \otimes P(x, y, z)\} \tag{8}$$

式中:  $I(x, y, z)$  为通过光线追踪获得的能量衰减图;  $\tilde{Z}(x, y, z)$  为声阻抗场;  $P(x, y, z)$  为点扩散函数;  $\otimes$  为卷积算子;  $\circ$  为哈达玛乘积。  $\tilde{Z}(x, y, z) \otimes P(x, y, z)$  代表基线超声信号。  $I(x, y, z)$  与基线超声信号做哈达玛乘积可得到超声 B 模式超声信号  $E(x, y, z)$ 。图 4 给出了获取  $E(x, y, z)$  的整个过程, 其蓝色框中的组件与数字体模的准备有关, 而以黄色显示的组件表示模拟计算相关操作。在本文的实现中, 以蓝色和黄色显示的组件分别在 CPU 和 GPU 中执行。

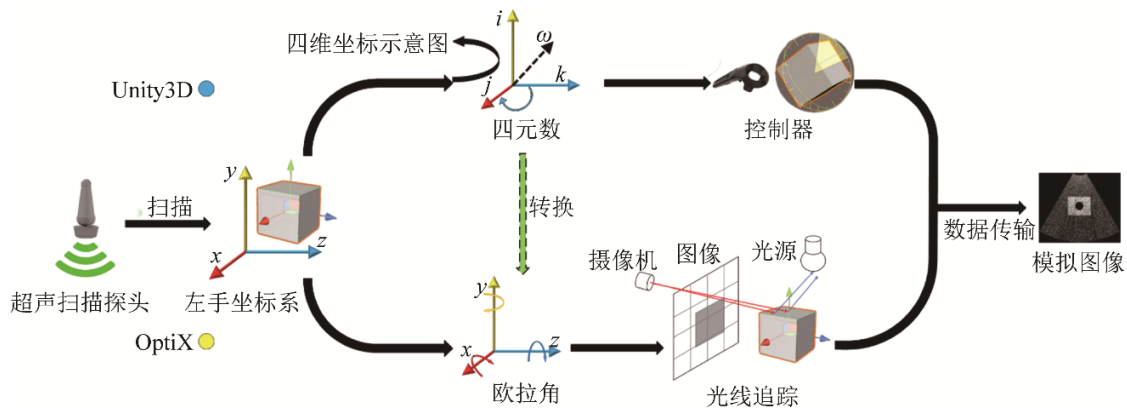


图 3 坐标协调统一过程  
Fig. 3 Coordination unification process

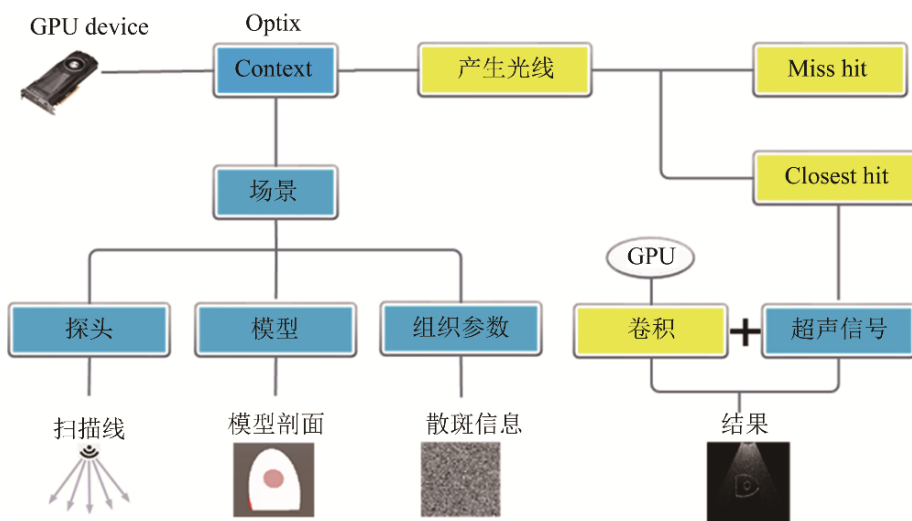


图 4 超声模拟方法

Fig. 4 Proposed ultrasound simulation method

### 2.3.1 创建数字体模

本文中所有的简单数字体模是使用开源软件 Gmsh 生成的。Gmsh(4.6 版)允许通过布尔运算使用构造性实体几何图形创建三维对象。由点和三角形面组成的三角表面作为最终输出,可用于后续的光线追踪和超声模拟。

实验中所用的复杂心脏模型是来自人的三维计算机断层扫描(CT)数据,该数据是在四川省人民医院获得的。心脏 CT 数据由 254 个切片组成,这些切片是由临床 CT 扫描仪(SOMATOM Definition Edge, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany)获取的。每个 CT 切片中的一个像素的大小为 0.3 mm×0.3 mm,切片厚度为 1.0 mm。实验使用商业图像处理软件(Mimics Innovation Suite, Materialise, Leuven, Belgium)对 CT 数据进行处理,按照该软件推荐的流程,首先对 CT 数据进行平滑处理,然后进行手动分割,以获取心脏的解剖结构,并去除由于噪声产生的“岛状”分离等假象。通过 Mimics Innovation Suite 软件输出具有完整的心脏解剖结构(包括心肌和血液)的数字模型,可以直接导入 Unity3D 用于 VR 系统开发。

声阻抗  $\tilde{Z}(x, y, z)$  由式(9)通过 2 个概率密度函数( $\mu_0, \sigma_0$  和  $\mu_1$ )获得<sup>[16]</sup>:

$$\tilde{Z}(x, y, z) = \begin{cases} S(x, y, z), T_1(x, y, z) \leq \mu_1(x, y, z) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

$$S(x, y, z) = T_0(x, y, z) \cdot \sigma_0(x, y, z) + \mu_0(x, y, z) \quad (10)$$

式中:  $T_0(x, y, z)$  和  $T_1(x, y, z)$  为 2 个归一化的高斯值;  $\mu_0, \sigma_0$  和  $\mu_1$  为每种组织提前确定好的参数。在心脏模型中,相关模型参数<sup>[16]</sup>见表 1。

表 1 定义心脏模型不同组织区域的参数

Table 1 Defining parameters of different tissue regions for the heart model

组织	$Z/(g/(cm^2 \cdot s))$	$\alpha/(dB/MHz)$	$\sigma_0$	$\mu_0$	$\mu_1$
背景	$1.99 \times 10^5$	0	0	0	0
肌肉	$1.63 \times 10^5$	2	0.0	0.53	0.51
血液	$1.61 \times 10^5$	0.18	0.01	0.01	0

### 2.3.2 超声模拟

(1) 光线追踪。在上述每个数字体模中,都使用三角形组成的表面预先确定了组织的分界面(例如,心脏壁和血液之间的界面)。在光线追踪过程中,斯奈尔定律公式利用声阻抗值  $Z(x, y, z)$  来计算光线在组织分界面处的反射角度和折射角度。

然后,计算出空间中每个位置  $(x, y, z)$  处由所有反射声波和折射声波的吸收能量(见表 2 中的  $\alpha$ )。同样,遵循医学超声中的脉冲回波概念,声波在每种组织中传播的速度  $c$  用于计算在光线追



踪期间每种声波到达组织界面的时间。下面的伪代码(算法 1)显示了实际的实现过程。

表 2 光线追踪与散斑参数  
Table 2 Ray tracing and scatter parameters

参数名称	参数含义
$nr$	光线数量
$nt$	三角片数量
$h$	组织厚度
$Z$	组织声阻抗
$a$	组织衰减系数
$c$	声速
$\sigma_0$	散斑 sigma 值
$\mu_0$	散斑均值
$\mu_1$	散斑密度

算法 1: Optix 加速伪代码

- 1) 初始化 Optix context(GPU-context)
  - 2) 绑定光线行为函数(Miss hit, Closest hit)
  - 3) 载入模型数据(Obj file)
  - 4) 创建包围盒结构(Boundingbox)
  - 5) 根据探头信息创建 Optix 缓存(Optix Buffer)
  - 6) 创建接收超声信号的缓存(closestHits Buffer)
  - 7) for each thread do
    - 8) 根据包围盒找到光线与三角片的碰撞信息
    - 9) if 光线击中 then
      - 10) if 光线能量小于阈值并且碰撞次数小于阈值 then
        - 11) 存储碰撞信息
        - 12) 计算下一条光线并继续
      - 13) else
        - 14) 存储预先制定好的信息
      - 15) end if
    - 16) else if 没有击中 then
      - 17) 存储预先制定好的信息
      - 18) 结束这条光线
    - 19) end if
  - 20)end for
- 21)后处理操作获取超声图像

在算法 1 中, 着重描述 OptiX 引擎的使用。利用 GPU 的并行计算, 并行计算多条光线; 每条线都包含一条穿过整个场景的光线。如果光线与组织界面碰撞, 则碰撞信息会记录在最近的存储缓冲区中。然后, 将产生蒙特卡罗反射/折射光线(见图 1)以继续此过程, 直到满足以下三个条件之一为止: ①不再检测到碰撞; ②剩余能量小于预定阈值; ③记录的碰撞次数超过了预定的阈值。

执行完光线追踪过程将会产生超声能量衰减信息  $I(x, y, z)$  (式(8))。

(2) 基于卷积的超声模拟。在本文中, PSF 采用高斯调制余弦函数:

$$P(x, y, z) = \exp\left(\frac{-1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x} + \frac{y^2}{\sigma_y} + \frac{z^2}{\sigma_z}\right)\right) \cos(2\pi f) \quad (11)$$

式中:  $x$ ,  $y$  和  $z$  分别为轴向(平行于声束方向)、横向和侧向;  $f$  为中心频率;  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $\sigma_z$  分别为轴向、横向和侧向方向的标准差参数。根据医学超声的线性系统理论<sup>[15]</sup>, 声阻抗场  $\tilde{Z}(x, y, z)$  与  $P(x, y, z)$  做卷积可生成基线超声信号。本研究使用的 PSF 与在 4.5 MHz 脉冲下具有 60%的带宽的典型相控阵换能器匹配。

(3) 获得结合的超声信号。首先将使用算法 1 获得的声能进行归一化以创建  $I(x, y, z)$ ; 然后用于校正基线超声信号以获得结合的超声信号  $E(x, y, z)$  (式(8))。最后将执行时间增益补偿和扫描转换, 并且将通过 VR 环境显示模拟出的 B 模式超声图像(图 4)。

## 2.4 实验评估

本文所实现的软件系统是用 C++开发的。VR 环境和蒙特卡罗光线追踪分别采用 Unity3D(版本: 2019.3.3f1)和英伟达 OptiX6.5 完成。本文提出的方法所获得的超声 B 模式图像质量与基于 GAN 的方法<sup>[19]</sup>和 Field II 模拟器<sup>[12]</sup>进行了定性比较。

通过更改体模模型的三角片面数量和光线的数量来评估所提出系统的帧速率。所有组织表面都是在创建数字体模中由三角表面定义的。此外, 还

比较了两种不同的英伟达 GPU 卡(具有 RT 核的 RTX 2060, 不具有 RT 核的 GTX 970)进行模拟成像时的帧速率。除 GPU 外, 其它评估所用硬件的配置包括 Intel Core i5-7500 CPU, 8GB 内存和 HTC Vive 虚拟现实系统。

### 3 结果

#### 3.1 定性评估模拟超声数据

基于定性和定量的分析, 本文发现蒙特卡罗光线追踪技术可以产生可靠的超声图像。图 5 对比了 3 种不同方法模拟超声 B 模式图像的结果。图 5(a)

中, 圆柱体和球体的阻抗分别低于和高于背景的阻抗值。此外, 图 5(c)中的区域 1 和 2 将用来做瑞利统计分析。表 3 显示了用于生成图 5 所示数字体模的参数。很明显, 与 GAN 模型<sup>[22]</sup>和 Filed II <sup>[12]</sup>模拟的超声图像相比, 通过蒙特卡罗光线追踪模拟的超声图像具有更好的细节。

更具体地, 在通过蒙特卡罗光线追踪法获得的超声 B 模式图像中, 2 个小的圆柱形物体能被更好地可视化(图 5(a))。从基于 GAN(图 5(e))和 Field II 模拟器(图 5(f))获得的 2 个图像中, 2 个小的圆柱对象是模糊的。

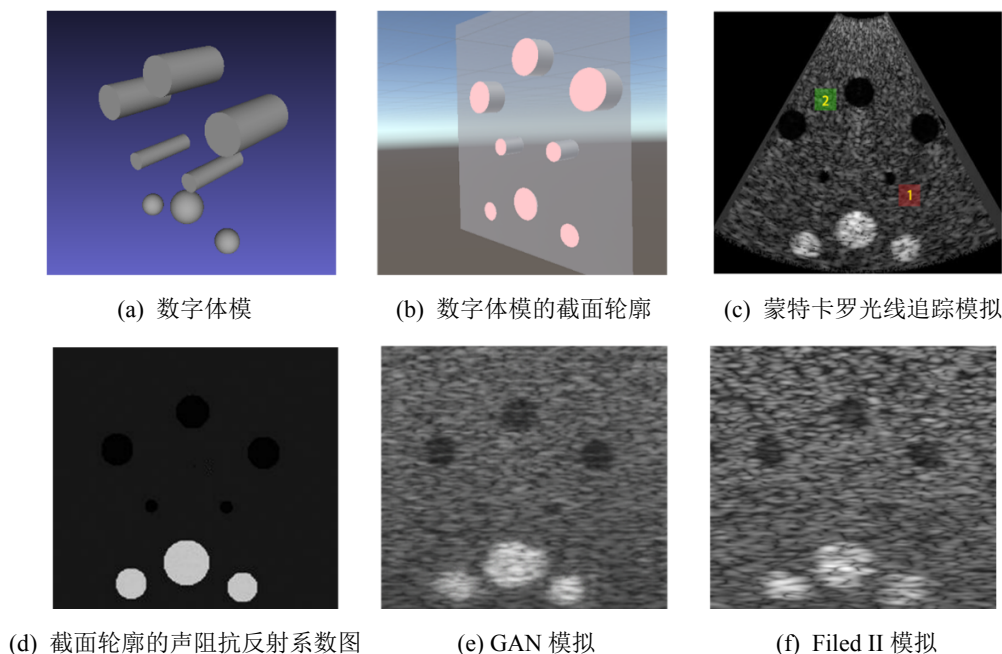


图 5 三种不同方法的模拟出的 B 模式图像  
Fig. 5 Simulated B-mode images for three different methods

表 3 用于生成 B 模式图像的参数

模型 区域	$Z/$ ( $\text{g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$ )	$\alpha/$ ( $\text{dB}/\text{MHz}$ )	$\sigma_0$	$\mu_0$	$\mu_1$
背景	$1.99 \times 10^5$	0	0	0	0
高回声 目标	$1.63 \times 10^5$	2.00	0.0	0.53	0.51
低回声 目标	$1.58 \times 10^5$	1.09	0.20	0.20	0.10

散射介质(如软组织)已在文献[23]中进行了

充分研究, 它们与医学超声的相互作用遵循瑞利散射。因此, 优选具有能够模拟超声信号的统计特性的模拟器。本文验证了所提出的基于蒙特卡罗的光线追踪模拟器遵循瑞利散射, 因为归一化过后的回波的幅值与瑞利分布非常吻合, 如图 6 所示, 图中的红色曲线为拟合的概率密度曲线。

图 7 为蒙特卡罗光线追踪模拟球被圆柱体包围的场景。模拟结果表明: 模拟的超声 B 模式图像(图 7(c))与模型截面(图 7(b))相对应。

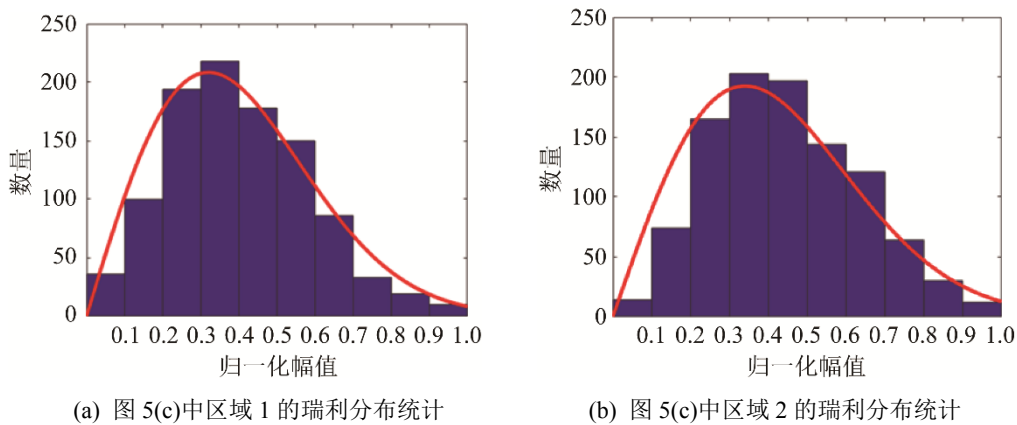


图 6 概率密度统计分析结果

Fig. 6 Probability density statistical analysis results

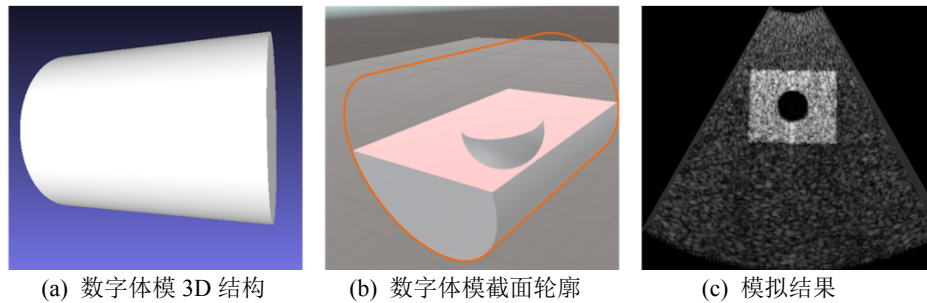


图 7 蒙特卡罗光线追踪模拟球被圆柱体包围的场景

Fig. 7 Monte-Carlo ray tracing simulate the scene where the ball is surrounded by a cylinder

### 3.2 计算效率

本文所提方法的计算性能可能受到 3 个因素的影响: ①探头参数; ②场景中的三维模型参数(例如三角形数量, 光线数量); ③硬件。

如表 4 所示, 场景 1 和场景 2 分别对应于图 7 和图 5 中的 2 个数字体模。实验的初步分析表明, 帧速率与光线数量成反比。随着光线数量增加, 模拟的速度降低。使用少量光线生成的图像看起来仍然很真实, 但是丢失细小血管之类小结构的可能性却增加了。实验发现设置 512 条光线能够维持真实性和计算效率之间的平衡(图 7(c)和 5(c))。当光线数量固定时, 2 个几何模型中的三角片数量对模拟的速率影响很小。

GTX 970(Maxwell) 和 RTX 2060(Turing) 在 Optix 引擎下都支持 RTX 模式。从图 8 可以看出, 开启 RTX 模式与不开启 RTX 模式提供的加速比约为 15。

表 4 光线追踪参数对模拟效率(帧率)的影响

Table 4 Impact of ray tracing parameters on computational efficiency (frame rate).

场 景	三角片	光线数量				
		128	256	512	1 024	2 048
1	742	55.5	40.5	23.4	12.3	6.1
	164 726	66.5	40.0	22.7	13.6	7.0
	236 252	63	43.0	23.0	12.3	6.8
2	15 882	82	47.7	27.7	15.5	8.0
	60 750	76	52.3	28.5	14.5	7.4
	94 820	78	50.0	27.4	13.5	7.7

如图 8 所示, 三角片面的数量对帧速率影响很小的原因与英伟达对 RTX 模式的特殊优化有关。RTX 模式是英伟达开发的图形渲染平台, 可用于光线追踪, 人工智能加速和光栅化应用。关于光线追踪应用程序, 为了最大化其性能, 需要将场景中所有对象的着色器加载到 GPU 内存中, 以便在计算光线相交时快速访问。这就是为什么

在打开 RTX 模式的情况下可以实现高帧速率的原因。此外, 由于组成模型的所有三角片面都已加载到 GPU 内存中, 并且 GPU 中有大量处理器可用, 因此当场景中的三角片数量不同时, 也可以实现相似的帧速率。实验的另 1 个观察结果是, 具有 RT 核的 RTX 2060 GPU 卡在帧速率方面略优于 GTX 970 GPU 卡, 因为 RTX 2060 GPU 卡具有更新的 Turing 架构和相当大的硬件改进。与 Maxwell 架构(GTX 970)相比, 英伟达对 Turing 架构(RTX2060)进行了重大的改进。

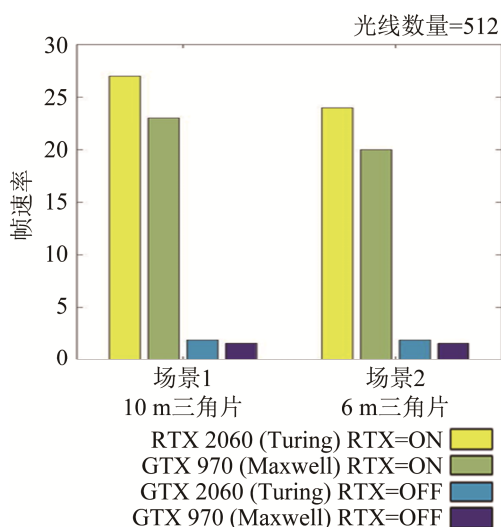
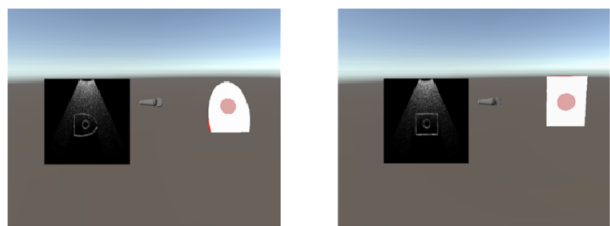


图 8 蒙特卡罗光线追踪性能探究

Fig. 8 Explore on Monte-Carlo ray tracing performance

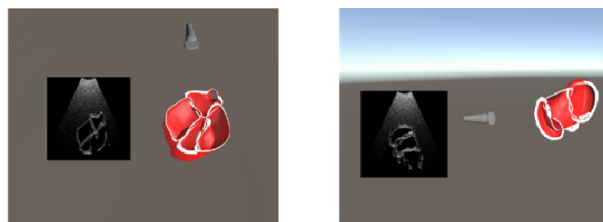
### 3.3 虚拟现实 B 模式图像的可视化

实验在 VR 环境中测试了 2 种不同复杂度的数字模型。如图 9 所示, 其中图 9(a)和图 9(b)为简单模型, 图 9(c)和图 9(d)是人类心脏模型。更详细的可视化结果可查看视频, 视频帧率达到 30 帧/s, 能够满足 VR 环境中的实时要求。



(a) 简单模型 1 及模拟结果

(b) 简单模型 2 及模拟结果



(c) 心脏模型及模拟结果

(d) 心脏模型及模拟结果

图 9 虚拟现实 B 模式图像的可视化结果

Fig. 9 Visualization results of B-mode images in virtual reality

## 4 结论

本文的主要贡献是证明了 GPU 加速的基于光线追踪方法的超声模拟可以集成到 VR 环境中。特别是, 本文方法采用了 2 个广泛可用的软件包来实施开发过程, 包括 Unity3D 和 OptiX 引擎。借助 Unity3D 引擎, 创建三维的 VR 应用程序简单并且成本低。而使用 OptiX 引擎的优势在于其简单的应用程序编程框架与主流的英伟达 GPU 的兼容性。在英伟达 GPU 的支持下, 超声模拟的计算效率是有保障的。实验结果表明基于 OptiX 引擎的超声模拟可以实现实时生成的性能(约 25 帧/s)。此外, 实验的数据还表明, 模拟的超声 B 模式图像质量与基于 GAN 的模拟器和基于 Field II 模拟器获得的图像质量相当。这些发现使我们相信, 提出的三维 VR 超声模拟器适用于医学教育。将来, 为了改善医学培训, 将提出的超声模拟系统与沉浸式虚拟现实(VR)平台(如 HoloLens)结合使用会更加具有吸引力。

本文采用了相对简单的体模, 下一步的工作计划包括继续改善生物组织模型的复杂性, 以便使模拟图像更接近医师在临床工作流程中看到的图像。

医学超声领域已经发展了许多新的成像技术, 例如, 超声弹性成像<sup>[24]</sup>和血流成像<sup>[5]</sup>是快速发展的两种新的超声检查方式。利用可用的开源资源<sup>[25-27]</sup>, 有望将提出的超声模拟器迅速扩展到这些新兴领域。将来的工作将包括创建更复杂的数字体模模型以产生更为逼真的模拟超声图像。

**参考文献:**

- [1] Hayward M, Chan T, Healey A. Dedicated Time for Deliberate Practice: One Emergency Medicine Program's Approach to point-of-care Ultrasound (PoCUS) Training[J]. *CJEM: Canadian Journal of Emergency Medicine (S1481-8035)*, 2015, 17(5): 558-561.
- [2] I M Heer, K Middendorf, S Müller-Egloff, et al. Ultrasound Training: The Virtual Patient[J]. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology (S0960-7692)*, 2004, 24(4): 440-444.
- [3] Nicastro I, Barletta V, Conte L, et al. Professional Education, Training and Role of the Cardiac Sonographer in Different Countries[J]. *Journal of Cardiovascular Echography (S2211-4122)*, 2013, 23(1): 18-23.
- [4] Tafra L. The Learning Curve and Sentinel Node Biopsy[J]. *American Journal of Surgery (S0002-9610)*, 2001, 182(4): 347-350.
- [5] Gardner C J, Brown S, Hagen-Ansert S, et al. Guidelines for Cardiac Sonographer Education: Report of the American Society of Echocardiography Sonographer Education and Training Committee[J]. *Journal of the American Society of Echocardiography (S0894-7317)*, 1992, 14(6): 77-84.
- [6] Blum T, Rieger A, Navab N, et al. A Review of Computer-Based Simulators for Ultrasound Training[J]. *Simulation in Healthcare (S1559-2332)*, 2013, 8(2): 98-108.
- [7] Mattausch O, Goksel O. Monte-Carlo Ray-Tracing for Realistic Interactive Ultrasound Simulation[C]// *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*. Bergen, Norway: Eurographics Association, 2016: 173-181.
- [8] Dror Aiger, Daniel Cohen-Or. Real-Time Ultrasound Imaging Simulation[J]. *Real-Time Imaging (S1077-2014)*, 1998, 4(4): 263-274.
- [9] Troccaz J, Henry D, Laieb N, et al. Simulators for Medical Training: Application to Vascular Ultrasound Imaging[J]. *Journal of Visualization and Computer Animation (S1049-8907)*, 2000, 11(1): 51-65.
- [10] D' Aulignac D, Laugier C, Troccaz J, et al. Towards a Realistic Echographic Simulator[J]. *Medical Image Analysis (S1361-8415)*, 2006, 10(1): 71-81.
- [11] Goksel O, Salcudean S E. B-Mode Ultrasound Image Simulation in Deformable 3-D Medium[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging (S0278-0062)*, 2009, 28(11): 1657-1669.
- [12] Jensen J A, Svendsen N B. Calculation of Pressure Fields from Arbitrarily Shaped, Apodized, and Excited Ultrasound Transducers[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control (S0885-3010)*, 1992, 39(2): 262-267.
- [13] Treeby B E, Cox B T. k-Wave: MATLAB Toolbox for the Simulation and Reconstruction of Photoacoustic Wave Fields[J]. *Journal of Biomedical Optics (S1560-2281)*, 2010, 15(2): 021314.
- [14] Alles E J, Zhu Y, Dongen K W A van, et al. Rapid Transient Pressure Field Computations in the Nearfield of Circular Transducers Using Frequency-Domain Time-Space Decomposition[J]. *Ultrasonic imaging (S0161-7346)*, 2012, 34(4): 237-260.
- [15] Zemp R J, Abbey C K, Insana M F. Linear System Models for Ultrasonic Imaging: Application to Signal Statistics[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control (S0885-3010)*, 2003, 50(6): 642-654.
- [16] Burger B, Bettinghausen S, Radle M, et al. Real-Time GPU-Based Ultrasound Simulation Using Deformable Mesh Models[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging (S0278-0062)*, 2013, 32(3): 609-618.
- [17] Hu Y, Gibson E, Lee L L, et al. Freehand Ultrasound Image Simulation with Spatially-Conditioned Generative Adversarial Networks[C]// *Molecular Imaging, Reconstruction and Analysis of Moving Body Organs, and Stroke Imaging and Treatment*. Québec City, QC, Canada: Springer, Cham, 2017: 105-115.
- [18] Tom Francis, Sheet Debdoot. Simulating Patho- Realistic Ultrasound Images Using Deep Generative Networks with Adversarial Learning[C]// *2018 IEEE 15th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2018)*. Washington DC: IEEE, 2018: 1174-1177.
- [19] Peng B, Huang X, Wang S, et al. A Real-Time Medical Ultrasound Simulator Based on a Generative Adversarial Network Model[C]// *2019 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*. Taipei, China: IEEE, 2019: 4629-4633.
- [20] Hall R A, Greenberg D P. A Testbed for Realistic Image Synthesis[J]. *Computer Graphics & Applications IEEE (S0272-1716)*, 1983, 3(8): 10-20.
- [21] Jan Novák, Dachsbacher C. Rasterized Bounding Volume Hierarchies[J]. *Computer Graphics Forum (S0167-7055)*, 2012, 31(2): 403-412.
- [22] Benny Buerger, Ciamak Abkai, Juergen Hesser.

- Simulation of Dynamic Ultrasound Based on CT Models for Medical Education[J]. *Studies in Health Technology and Informatics* (S0926-9630), 2008(132): 56-61.
- [23] Parker K J. Shapes and Distributions of Soft Tissue Scatterers(Article)[J]. *Physics in Medicine and Biology* (S0031-9155), 2019, 64: 17.
- [24] Richard G Barr, Kazutaka Nakashima, Dominique Amy, et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 2; Breast[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology* (S1879-291X), 2015, 41(5): 1148-1160.
- [25] Coolbaugh C L, Bush E C, Caskey C F, et al. FloWaveUS: Validated, Open-Source, and Flexible Software for Ultrasound Blood Flow Analysis[J]. *Journal of Applied Physiology* (S8750-7587), 2016, 121(4): 849-857.
- [26] Wang Y, Helminen E, Jiang J. Building a Virtual Simulation Platform for Quasistatic Breast Ultrasound Elastography Using Open Source Software: A Preliminary Investigation[J]. *Medical Physics* (S0094-2405), 2015, 42(9): 5453-5466.
- [27] Wang Y, Peng B, Jiang J. Building an Open-Source Simulation Platform of Acoustic Radiation Force-Based Breast Elastography[J]. *Physics in Medicine & Biology* (S0031-9155), 2017, 62(5): 1949-1968.