

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD63680>

Оценка геометрических отклонений, возникающих при воспроизведении трёхмерных моделей средствами аддитивного производства, по данным компьютерной томографии

А.В. Ширшин^{1,2}, И.С. Железняк¹, В.Н. Малаховский¹, С.В. Кушнарев¹, Н.С. Горина¹

¹ Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова, Санкт-Петербург, Российская Федерация

² Национальный исследовательский университет ИТМО, Санкт-Петербург, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Технологии трёхмерного моделирования и трёхмерной печати к настоящему времени нашли применение в различных областях клинической и фундаментальной медицины, преимущественно хирургической направленности. Говоря о предоперационной подготовке хирургов, соответствие напечатанных изделий анатомии пациента может играть важную роль в оценке патологических изменений и способах их коррекции. Определение отклонений размеров получаемых моделей сопряжено с этическими и техническими трудностями, связанными с необходимостью определения эталона и проведения большого количества измерений соответственно. В настоящей работе предлагаются использование в качестве эталона геометрической фигуры с заранее известными размерами и оценка линейных отклонений при помощи итеративного алгоритма ближайших точек для каждой из вершин полученной средствами прототипирования полигональной сетки.

Цель — оценить геометрические отклонения, возникающие при воспроизведении объектов, имитирующих костную ткань, средствами трёхмерного моделирования (на основе данных компьютерной томографии) и аддитивного производства.

Материалы и методы. Для создания исходного объекта использовали программу FreeCAD, редактирование полигональных сеток проводили в программах Blender и Meshmixer. 3D-печать моделей выполняли на принтере Ender-3 из содержащего частицы меди PLA-пластика BFСopper. Сканирование производили 128-срезовым компьютерным томографом Philips Ingenuity CT. Серии томографических изображений загружали в программу 3D Slicer, где на их основе создавали виртуальные модели методами автоматической (с пороговыми значениями 500 HU, 0 HU, -500 HU, -750 HU) и ручной сегментации. Сравнение исходных и воспроизведённых моделей производили на основе итеративного алгоритма ближайших точек в программе CloudCompare.

Результаты. В зависимости от метода сегментации объём воспроизведённых моделей превышал объём соответствующих исходных моделей на 1–27%. Средние значения линейных отклонений полигональных сеток воспроизведённых моделей от исходных составили 0,03–0,41 мм. Сравнение значений интегральных сумм линейных отклонений и изменений объёма моделей с использованием коэффициента ранговой корреляции Спирмена показало между ними значимую корреляционную связь ($\rho=0,83$; $t_{эмп}=5,27$, $p=0,05$).

Заключение. Геометрические параметры воспроизводимого объекта неизбежно изменяются, при этом искажение больше зависит от выбранного способа сегментации, чем от общих масштабов модели или её частей. Использование ручного способа сегментации может привести к большему искажению линейных размеров (по сравнению с автоматическим), но позволяет сохранить все необходимые анатомические структуры.

Ключевые слова: компьютерная томография; 3D-моделирование; 3D-печать; предоперационный период; точность воспроизведения; итеративный алгоритм ближайших точек.

Как цитировать

Ширшин А.В., Железняк И.С., Малаховский В.Н., Кушнарев С.В., Горина Н.С. Оценка геометрических отклонений, возникающих при воспроизведении трёхмерных моделей средствами аддитивного производства, по данным компьютерной томографии // Digital Diagnostics. 2021. Т. 2, № 3. С. 277–288. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD63680>

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD63680>

Evaluation of geometric deviations in rapid prototyped three-dimensional models created from computed tomography data

Aleksandr V. Shirshin^{1,2}, Igor S. Zheleznyak¹, Vladimir N. Malakhovsky¹, Sergey V. Kushnarev¹, Nataliya S. Gorina¹

¹ Kirov Military Medical Academy, Saint-Petersburg, Russian Federation

² ITMO University, Saint-Petersburg, Russian Federation

ABSTRACT

BACKGROUND: Computer-aided design and three-dimensional printing have been used in various clinical and fundamental medicine fields, especially in surgery. For example, in the preoperative period, the correspondence of printed products to the anatomy can play an important role in evaluating pathological changes and correction methods. However, determining dimensional deviations of printed models involves ethical and technical difficulties associated with defining a reference and taking many measurements, respectively. Therefore, we propose to use a geometric object with known dimensions as a reference and estimate linear deviations using the Iterative Closest Point algorithm for each of the vertices of the prototyped polygonal mesh.

AIMS: To evaluate the geometric deviations associated with creation of bone-like physical objects from computed tomography data using computer-aided design and additive manufacturing.

MATERIALS AND METHODS: The source object was created using the FreeCAD application; Blender and Meshmixer software was used for polygon meshes correction and transformation. The 3D printing was carried out on an Ender-3 printer with copper-impregnated polylactide plastic BFCopper. Scanning was performed using a 128-slice tomograph Philips Ingenuity CT. A series of tomographic images were processed in 3DSlicer software to create virtual models by semiautomatic segmentation with threshold values of 500 HU, 0 HU, -500 HU, -750 HU, and manual segmentation. Reproduced and reference polygon meshes were compared using the Iterative Closest Point algorithm in CloudCompare software.

RESULTS: The volume of reproduced models exceeded the volume of respective reference models by 1%–27%. The average point cloud linear deviation values of reproduced models from the reference ones were 0.03–0.41 mm. A significant correlation between integral sums of linear deviations and changes in the volume of reproduced models was shown using Spearman's rank correlation coefficient ($\rho = 0.83$; $t_{\text{emp}} = 5.27$, $p=0.05$).

CONCLUSION: The geometry of the reproduced object changes inevitably, while the linear deviations depend more on the chosen segmentation method than on the overall size of the model or its structures. The manual segmentation method can lead to greater linear deviations, though it saves all the necessary anatomical structures.

Keywords: computed tomography; computer aided design; 3D printing; preoperative period; dimensional measurement accuracy; Iterative Closest Point algorithm.

To cite this article

Shirshin AV, Zheleznyak IS, Malakhovsky VN, Kushnarev SV, Gorina NS. Evaluation of geometric deviations in rapid prototyped three-dimensional models created from computed tomography data. *Digital Diagnostics*. 2021;2(3):277–288. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD63680>

Received: 19.03.2021

Accepted: 04.08.2021

Published: 16.08.2021

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD63680>

根据计算机断层扫描数据评估通过增材制造复制三维模型引起的几何偏差

Aleksandr V. Shirshin^{1, 2}, Igor S. Zheleznyak¹, Vladimir N. Malakhovsky¹, Sergey V. Kushnarev¹, Nataliya S. Gorina¹

¹ Kirov Military Medical Academy, Saint-Petersburg, Russian Federation

² ITMO University, Saint-Petersburg, Russian Federation

简评

论证。三维建模和三维打印技术现已在临床和基础医学的各个领域得到应用，主要是在外科领域。谈到外科医生的术前准备，印刷品与患者解剖结构的一致性可以在评估病变和纠正病变的方法方面发挥重要作用。确定所得模型大小的偏差与伦理和技术困难有关，这些困难分别与确定标准和进行大量测量的需要相关。本文中我们建议使用具有预定尺寸的几何图形作为参考，并使用通过原型制作获得的多边形网格的每个顶点的最近点的迭代算法来估计线性偏差。

目标是通过三维建模（基于计算机断层扫描数据）和增材制造来评估模拟骨组织的物体复制时出现的几何偏差。

材料与方法为了创建初始对象，使用了 FreeCAD 程序，在 Blender 和 Meshmixer 程序中编辑多边形网格。这些模型是在含有铜颗粒的 BFCopper PLA 的 Ender-3 打印机上进行 3D 打印的。使用飞利浦 Ingenuity CT 128 层 CT 扫描仪进行扫描。将一系列断层图像加载到 3D Slicer 程序中，使用自动（阈值为 500 HU、0 HU、-500 HU、-750 HU）和手动分割的方法创建虚拟模型。原始模型和复制模型的比较是基于 CloudCompare 程序中最近点的迭代算法进行的。

结果。根据分割方法的不同，复制模型的体积超过相应原始模型的体积 1–27%。复制模型的多边形网格与原始模型的线性偏差平均值为 0.03–0.41 毫米。使用斯皮尔曼等级相关系数比较线性偏差和模型体积变化的积分和的值显示它们之间存在显着相关性 ($\rho = 0.83$; $t_{\text{emp}} = 5.27$, $p=0.05$)。

结论。再现对象的几何参数不可避免地会发生变化，失真更多地取决于所选的分割方法，而不是模型或其零件的总体比例。使用手动分割方法会导致线性尺寸的更大失真（与自动分割方法相比），但它允许您保留所有必要的解剖结构。

关键词：计算机断层扫描； 3D建模； 3D打印； 术前期； 保真度； 迭代最近点算法。

引用本文

Shirshin AV, Zheleznyak IS, Malakhovsky VN, Kushnarev SV, Gorina NS. 根据计算机断层扫描数据评估通过增材制造复制三维模型引起的几何偏差. *Digital Diagnostics*. 2021;2(3):277–288. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD63680>

收到: 19.03.2021

接受: 04.08.2021

发布日期: 16.08.2021

论证

近几十年来，医疗原型技术，结合三维建模技术（computer-aided design, CAD）和三维印刷，越来越多地用于临床和基本医学领域[1-4]。特别是这有助于广泛传播添加剂装置，自2000年代以来，在推出自我复制3D打印机（RepRap）项目之后和通过层的方法对新闻方法的预期到期 - 层捕获（fused deposition modeling, FDM）。

医学原型在临床上的成功应用取决于所获得的患者解剖产品的最大匹配[5]：在某些情况下（打印个性化植人物，创建引导切除模板）印出的医疗器械与骨表面的一致程度可直接影响手术治疗结果[6]；在其他情况下（术前训练，制作训练幻影）准确再现正常组织和病理改变组织之间的几何关系，可以预测手术中可能出现的并发症[7]。

估计所获得的模型准确性的障碍*in vivo*是获得所研究的解剖结构尺寸的参考值的复杂性。直接测量感兴趣的对象并不总是可行的，即使在手术过程中（由于器官畸形），用于无创采集器官形态特征的医学成像方法本身就是三维模型及其不准确的基础。可以使用基于 *ex vivo*骨骼结构扫描获得的模型的比较。但是，使用这种方法时，使用的控制点数量相对较少，而且各种专家对控制点进行解释的复杂性可能导致错误[8]。随后将其引入临床实践的良好结果对大型哺乳动物（例如猪）的3D模型进行了测试[9]。

早期致力于通过加法生产评估模型复制准确性的工作中，选择了物理模型作为研究对象。它

们的测量在几个控制点中进行，直接手段 - 尺子，卡钳，坐标测量机[10-12]。本研究提出使用基本上不同的方法来估计几何偏差，这包括比较多边形网格的所有点，基于添加到代表原始三维模型的基准。为此，使用通过参数建模设计的复杂形状和预知尺寸的模型作为参考。反向对象又是基于标准而形成的虚拟模型，该方法是医疗原型的主要阶段（三维打印，扫描和建模）。这种方法可以允许您同时评估沿产品的整个表面的偏差，而无需诉诸许多线性测量并降低人类因素对测量过程的影响。

研究的目的是评估再现雾化骨组织的物体，三维建模工具（基于计算机断层扫描数据）和添加剂产生时发生的几何偏差。

材料与方法

研究的设计如图1所示。

参数型号FreeCad¹ (FreeCad Community, 德国) 的计划由基于长方体的固态模型设计，其尺寸为 $20 \times 20 \times 12$ 毫米（长×宽×高），其中包含五个横切平行通道，其直径为1 : 2; 3; 在上面4和10毫米的上表面上的两个凹槽和半球形式的两个凸起（圆锥形的圆锥形和尖端的挖掘和突起），高度4毫米（下文中称为标准1）。选择通道的直径，以模拟人体头骨的各种孔的一个产品，通过现代计算机断层扫描（CT）的可视化。用于较小直径的通道的1毫米的间距和给定形状的给定形状的不规则性用于在模型印刷阶段进行手动质量评估。使用Blender软件包² (Blender

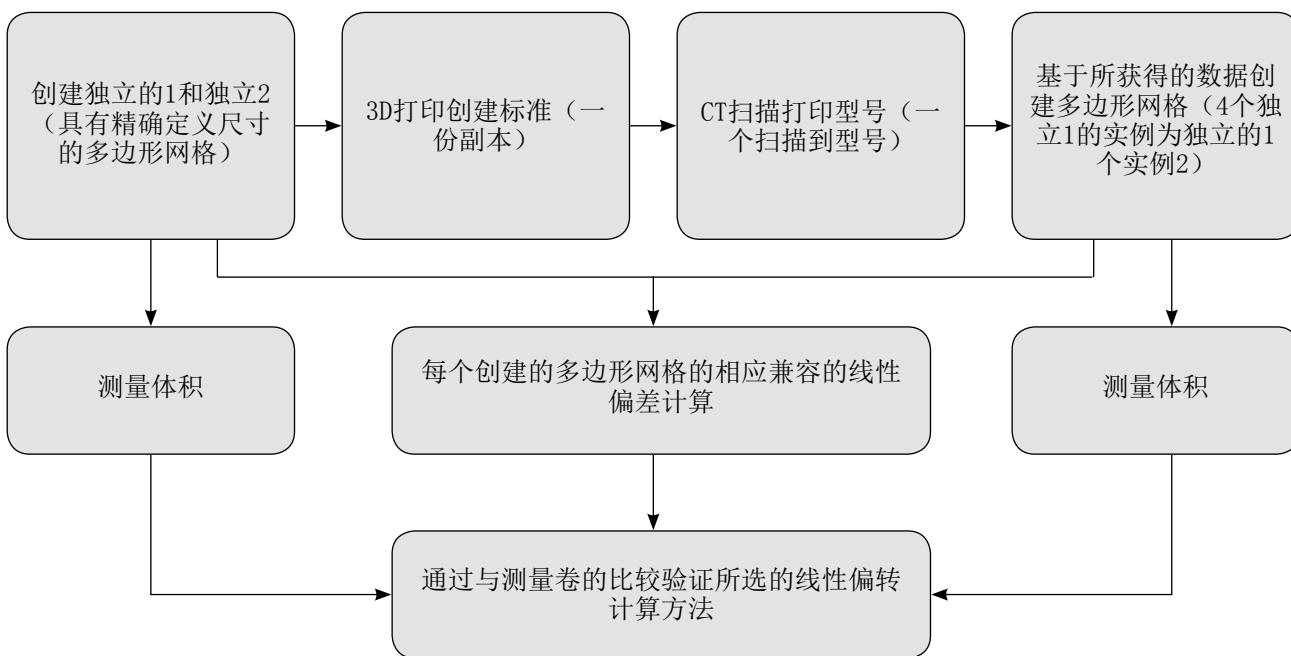


图 1 研究设计。
CT—计算机断层摄影

¹ FreeCAD Your own 3D parametric modeler. 访问模式: <https://www.freecadweb.org/>. 访问日期: 15.05.2021

² Blender 2.93.2 LTS. 访问模式: <https://www.blender.org/>. 访问日期: 15.05.2021

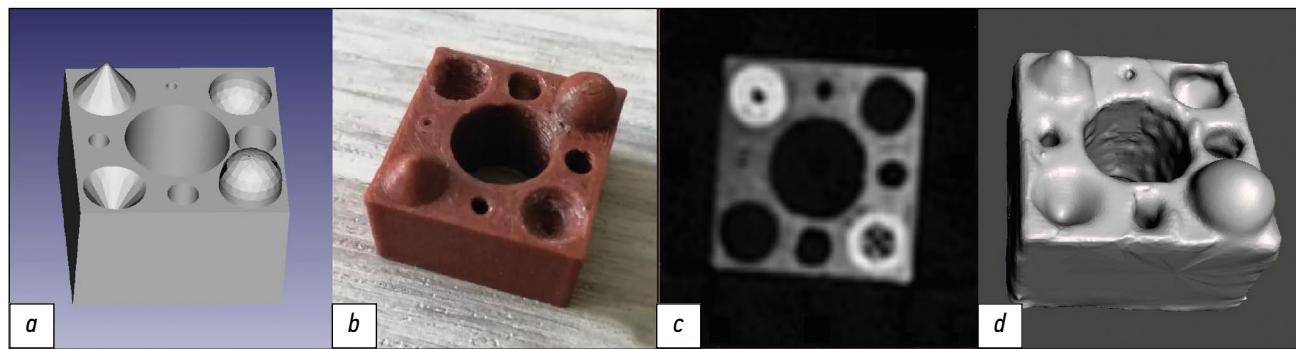


图 2标准型号的外部1在步骤下限: **a** - 参数造型, **b** - 3D打印, **c** - CT扫描(轴向切片, 窗口电平+805 HU, 窗宽3718 HU, 由于近距离铺设的灯丝较近的灯具水平平面) 和**d** - 基于CT数据创建多边形网格。CT—计算机断层摄影

Foundation, 尼德兰), 计算体积, 并创建了该标准的副本, 长度, 宽度和高度(下文中称为2标准), 以验证增加线性偏差尺寸的效果。

存储在STL格式(Standard Triangle Language)中的参数模型, 下载到Repetier主机程序³(Hot-World GmbH & Co. KG, 德国)哪里与Curaengine Sylcer⁴(Ultimaker, 荷兰)进行了一个带有以下打印参数的3D打印机的G代码文件生成: 层高0.2毫米, 壁厚0.8毫米, 填充33%(经验选择), 速度50毫米/分, 喷嘴温度210°C, 50°C平台温度, 强制吹型型号, 缩回5毫米, 100%进料系数。3D打印机Ender-3(Creality3D, 中国)上进行打印, 具有10.4毫米PLA板塑料直径(Best Filament, 俄罗斯)包括铜颗粒模拟骨组织的X射线密度(塑料在100%填充时的X射线密度的平均值为+1762HU, σ= 172HU)。

使用的产品在空气中使用128 S切割的计算机断层扫描仪Ingenuency CT(Philips, 荷兰)来扫描所获得的产品, 其具有垂直于绅士飞机的通道的方向。辐射管电压为120千伏, 电流为117mA, 切割厚度为0.625毫米, 重建部分的像素的尺寸为0.43×0.43毫米。

DICOM格式中的断层图像系列被下载到3D Slicer程序⁵(3D Slicer Community, USA)。他们上, 他们创建了独立的STL模型1: 四 - 使用阈值的自动选择体素+500HU, 0HU, -500HU, -750HU分别(Threshold Paint工具), 一个-手工制作体素(Paint工具)的方法。还创建了一个标准模型2, 通过自动高亮显示具有超过-500 Hu值的体素。基于模型外层的X射线密度的值(约厚度0.9毫米), 以验证独立1的阈值拾取, 组件-1000 ... + 500HU (-1000HU

用-750HU代替来自周围的空气模型)。故意低参数(-500 HU, -750 HU)的选择是由于存在使用分割阈值的正值的明显缺陷。Stalone 2的密度阈值是从用于独立测试的参数中随机选择的。

获得的模型下载到Meshmixer程序⁶(Autodesk, 美国), 在该程序中, 它们分析并纠正多边形化的错误, 移除与模型外壳不接触的结构, 以及使用固定长度的多边形边(Remesh-Target Edge Length)重新排列模型的模型等于0.25毫米。图2显示了所列每个步骤上的模型外观。

最后阶段, 根据CT数据获得的模型与相关标准一起成对加载到CloudCompare计划⁷(Cloud-Compare Project项目, 法国), 在其中基于最近点的迭代算法(iterative closest point, ICP), 最终CAD模型的线性偏差。从所获得的多边形网格的每个顶点进行计算, 在正常到最近的参考表面上。使用GNU PSPP计划⁸(Free Software Foundation, 美国)进行统计计算。

结果

进行模型的体积的确定以预先评估其形式的变形方向。特别地, 如果重建多边形网格的体积较少(更多)参考CAD模型的体积, 则预期分析模型的线性尺寸的减少(增加)。卷的平等的情况下, 有必要期望尺寸的巧合或其补偿扭曲。表1给出了通过各种分段方法获得的标准和模型的数量。

使用Remesh工具处理的多边形网格在每个单位表面具有大致相同的多边形顶点密度。当将模型(组合长方体的顶点)与标准进行比较时,

³ Repetier. 访问模式: <https://www.repetier.com/>. 访问日期: 15.05.2021

⁴ Ultimaker Cura. 访问模式: <https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura/>. 访问日期: 15.05.2021

⁵ 3D Slicer image computing platform. 访问模式: <https://www.slicer.org/>. 访问日期: 15.05.2021

⁶ Autodesk Meshmixer free software for making awesome stuff. 访问模式: <https://www.meshmixer.com/>. 访问日期: 15.05.2021

⁷ CloudCompare: 3D point cloud and mesh processing software. Open Source Project. 访问模式: [Http://www.cloudcompare.org/](http://www.cloudcompare.org/). 访问日期: 15.05.2021

⁸ GNU PSPP. 访问模式: <https://www.gnu.org/software/pspp/> 访问日期: 15.05.2021

得到的数据集是从 CAD 模型表面移除一定距离（毫米）的外部（正值）或内部（负值）的多边形网格节点数）方向。图3显示了匹配模型和曲面点偏差的结果直方图的示例。正值区域中的附加峰值是由于体素沿 Z 轴的各向异性，以及长方体侧面上的材料略微过度沉积。

程序执行的测量次数对应于多边形网格顶点的数量（约10万个），线性尺寸偏差的分布接近正常。根据得到的值，程序构造了一个 Gaussian（高斯函数），其最大化参数被用作该模型的线性维度的平均偏差。为了构建直方图，程序计算出的所有线性偏差根据它们的值被划分为等宽的区间 - 类。对于每个模型，计算模型线性偏差的积分和（Sum）的值：

$$\text{Sum} = \sum_{i=1}^n (d_i \times q_i), \quad (1)$$

其中 d_i 是第 i 类的最小线性偏差， q_i 是第 i 类的代表数， n 是总类数。

对每个量（积分和和体积变化）应用根据公式(2)的线性归一化，以使它们成为无量纲形式。

$$\tilde{x}_i = \frac{x_i - x_{i, \min}}{x_{i, \max} - x_{i, \min}}. \quad (2)$$

将积分和的线性归一化值与相应模型的体积变化指数进行比较，以检查形状畸变的方向（图 4）。

使用斯皮尔曼等级相关系数比较线性偏差的积分和与模型体积的相对变化的值显示它们之间具有很高的相关性 ($\rho = 0.83$; $r_{\text{temp}} = 5.27$, $p = 0.05$)。因此，复制模型的体积变化对应于所用软件测量的线性偏差。

讨论

创建医疗原型的过程包括 3 个主要阶段：数据收集（扫描）、数据处理（创建虚拟模型）和 3D 打印 [13]。

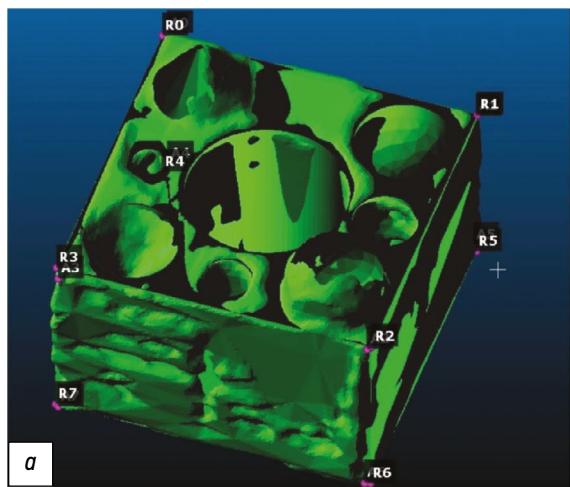


表 1虚拟模型的体积

型号名称：长方体尺寸， 毫米 (类型和分割阈值)	体积， 立方毫米	与标准的差 异， 立方毫米
标准 1	3576	-
20×20×12 (自动 +500)	3607	31 (0,9%)
20×20×12 (自动 0)	3901	325 (9,1%)
20×20×12 (自动 -500)	4255	679 (19%)
20×20×12 (自动 -750)	4480	904 (25,3%)
20×20×12 (手)	4538	962 (26,9%)
标准 2	28 608	-
40×40×24 (自动 -500)	31 140	2532 (8,9%)

在第一阶段，进行辐射检查，可以获得具有高空间分辨率的兴趣区域的三维结构数据（计算或磁共振成像，三维超声扫描），其结果以 DICOM digital imaging and communication in medicine 格式的离散化图像的形式保存。此阶段几何形状的变化可能是由于所选可视化方法获取和处理诊断信息的细节。

第二阶段涉及分割（选择与创建的模型相关的医学图像的体素）、将体素网格转换为多边形网格并编辑生成的三维模型。有三种类型的分割 - 手动（完全由操作员执行）、半自动（由计算机执行并由操作员校正）和自动（完全由计算机执行）[14]。由于劳动力成本较低，自动化方法看起来更有吸引力，但由于在这种情况下使用的计算机算法的特殊性，最终产品的几何形状可能会严重失真，其准确性需要单独研究 [15]。这就是为什么在这个阶段，为了正确选择和编辑感兴趣的对象，需要具有解剖学（特别是放射）知识的专家的参与。由于这种方法，在这个阶段几何失真的主要原因是人为因素。

在第三阶段，生成的虚拟模型是 3D 打印的。

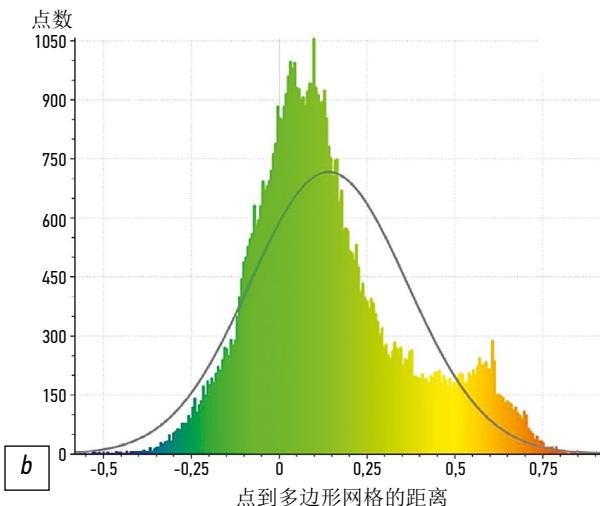


图 3 模型的多边形网格对齐 (a) 和线性尺寸计算偏差的直方图 (b)。

表 2 模型尺寸线性偏差指标

型号名称	最小值, 毫米	最大值, 毫米	平均值, 毫米	标准偏差, 毫米	积分和, 毫米
20×20×12 (自动 +500)	-0,58	1,146	0,026	0,214	1904
20×20×12 (自动 0)	-0,533	1,019	0,141	0,223	9532
20×20×12 (自动 -500)	-0,421	1,129	0,296	0,211	20 756
20×20×12 (自动 -750)	-0,675	1,107	0,373	0,197	27 179
20×20×12 (手)	-0,809	1,068	0,411	0,253	18 190
40×40×24 (自动 -500)	-0,862	1,353	0,37	0,275	50 213

为使其成功实施，对模型进行初步准备（切片），打印后，如有必要，对模型进行后处理（去除支撑、表面处理）。该阶段对最终产品几何形状变形的影响主要取决于所用添加剂设备的类型。

因此，为了评估原型制作过程中的几何变形，有必要在具有已知线性尺寸和指定特征结构元素的某个物理模型上执行其所有三个主要阶段。众所周知，扫描条件和打印设置会影响最终产品的准确性 [10, 16]，因此所有制造模型的相应参数都保持在同一水平。

有许多不同的软件包可用于医学图像分割。在从 DICOM 数据创建虚拟模型的阶段使用 3D Slicer 程序是由于可用性（作为“开放”软件分发）和大量附加模块和扩展的存在，使其成为理想的工具术前计划[17]。

获得的结果证实了先前描述的“哑铃”效应，根据该效应，自动分割阈值的降低导致结果模型的轮廓扩展[8]。因此，随着阈值从+500 HU降低到-750 HU，表面点与标准的位移平均值分别从 0.026 逐渐增加到 0.373 毫米。同时可以注意

到，这些失真更多地依赖于分割方法而不是扫描对象的大小，因为当模型在所有维度上按比例放大2倍时，与相同指标相同阈值的原始尺寸模型相比，平均线性偏差高24%，比原始尺寸的手动分割模型低10%。

操作员沿边缘对齐长方体的侧面可能会导致手动分割模型中相对较高的几何偏差值（对于基部为 20 × 20 毫米的样本为 0.41 毫米），结果证明有点向外偏移（在 3D 打印期间）。这也在以半自动方式分割期间观察到。应该注意的是，由于保留了所有控制元素并且没有壁缺陷，这些模型更好地传达了原始形状（图5）。

使用 0 HU 和 +500 HU 阈值自动分割的模型的视觉评估显示厚度为 1.2 毫米的壁缺陷，而具有阈值 -750 HU、-500 HU 和 0 HU 的模型缺少直径为 1 毫米的投影通孔。缺陷的存在，其宽度超过了最小几何偏差的模量，这是由在两个表面上进行厚度测量的事实来解释的，每个表面都有偏差（图6）。因此，顶点相对于外表面（段 d_1 ）的线性位移与附近顶点相对于内部（段 d_2 ）的

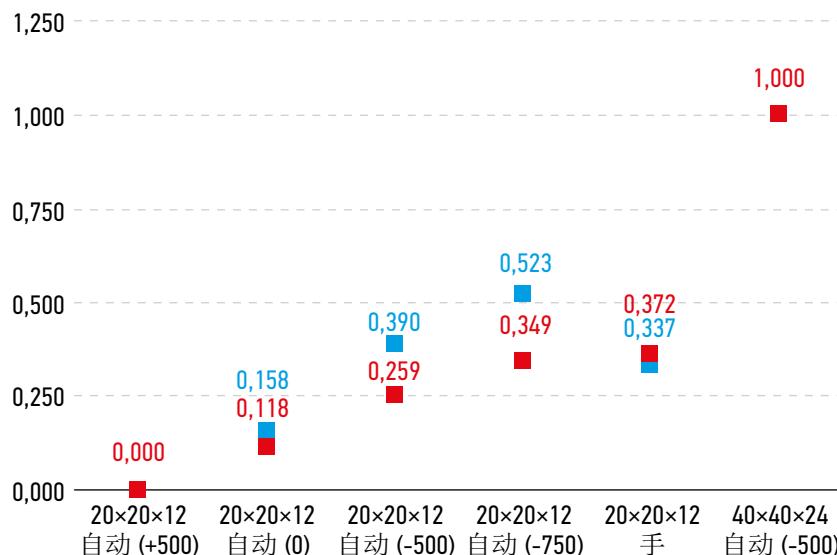


图 4。线性归一化值：红色 – 标准模型体积的差异，蓝色 – 线性偏差积分和的差异。

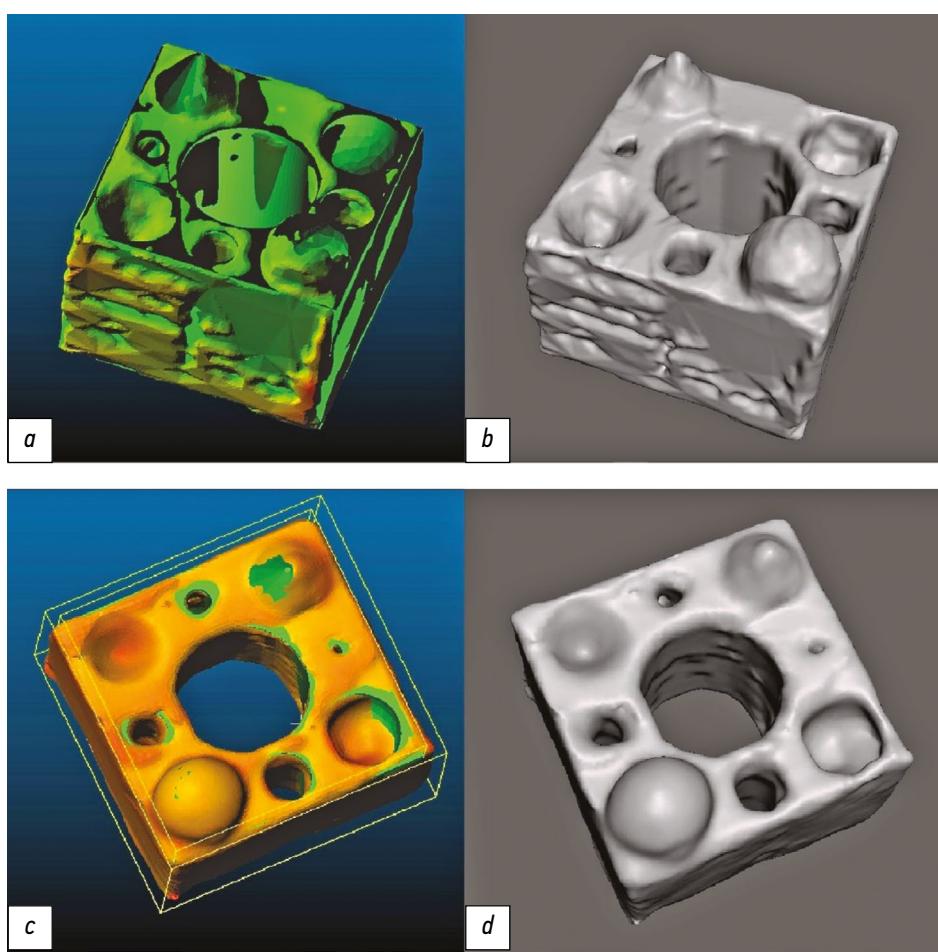


图 5 半自动分割的模型外观，截断阈值为 0 HU (**a** - 带有与标准的偏差图, **b** - 一般视图) 和手动 (**c** - 带有与标准的偏差图, **d** - 一般视图) 方法。

位移的总和可以对应于厚度 l 超过最大线性的壁缺陷偏差。同样，正偏差的总和导致超过根据 ICP 算法结果计算的最大尺寸偏差的孔“堵塞”。这就是为什么在使用获得的数据时，应该牢记复制模型的线性尺寸包括线性位移的两个值。

直径为 1 毫米的通道，在目视评估期间未在上述样本上检测到，也未通过算法进行评估，因为模型上没有与这些通道对应的多边形顶点。

研究的局限性

这项研究的局限性可能是样本量相对较小，以及使用的材料与骨组织的真实成分不符。

结论

在通过医学原型制作（CT 扫描、3D 建模、3D 打印）的方式打造产品的过程中，原形不可避免地被扭曲。使用最近点的迭代算法确定的模型体积的变化以及其表面点与标准的平均线性偏差具有正值。失真更多地取决于所选的分割方法，而不是模型或其部分的整体规模。与半自动分割方法相比，使用手动分割方法会导致模型根据不可靠地标对齐导致的线性尺寸失真稍大，但它可以重现原始的所有元素样本。因此，如果有

必要保留可视化的解剖结构，则有必要由专家提供对所得虚拟模型的校正。在这种情况下，可以限制在具有密集和稀疏结构的区域中使用不同的阈值。如果可以忽略一些小结构，主要任务是将产品的整体尺寸与模拟器官相匹配，那么最

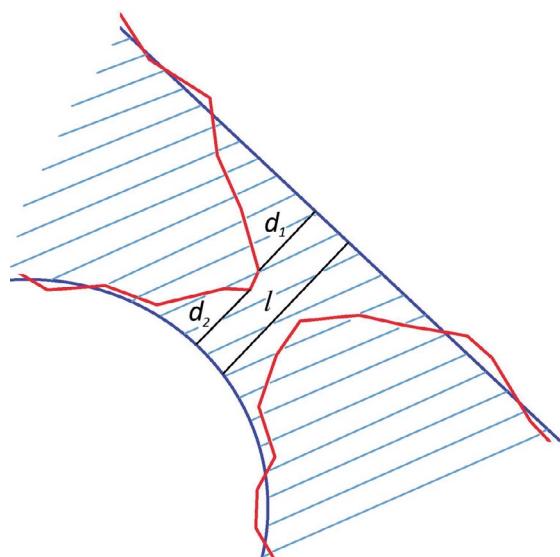


图 6。测量比较模型（红线）的缺陷区域与标准（蓝线）的线性偏差。

好使用半自动分割，其阈值应根据实验选择组织成分和扫描参数。

附加信息

资金来源。作者声称，在撰写和出版这篇文章时，没有外部资金。

利益冲突。作者声明没有明显的和潜在的利益冲突相关的发表这篇文章。

作者的贡献:A. V. Shirshin – 搜索有关该主

题的出版物、文献分析、研究设计的发展、结果处理、撰写文本； I. S. Zheleznyak – 确定审查的主要重点，对文献审查的专家评估，研究设计的发展； V. N. Malakhovsky – 对文献综述、系统化和最终编辑的专家评估； S. V. Kushnarev – 搜索有关该主题的出版物，研究材料的定义； N. S. Gorin – 文献分析，研究方法的定义。所有作者都确认其作者符合国际ICMJE标准（所有作者为文章的概念，研究和准备工作做出了重大贡献，并在发表前阅读并批准了最终版本）。

REFERENCES

1. Trauner KB. The emerging role of 3D printing in arthroplasty and orthopedics. *J Arthroplasty*. 2018;33(8):2352–2354. doi: 10.1016/j.arth.2018.02.033
2. Randazzo M, Pisapia JM, Singh N, Thawani JP. 3D printing in neurosurgery: a systematic review. *Surg Neurol Int*. 2016;7(Suppl 33):S801–S809. doi: 10.4103/2152-7806.194059
3. Meier LM, Meineri M, Qua Hiansen J, Horlick EM. Structural and congenital heart disease interventions: the role of three-dimensional printing. *Neth Heart J*. 2017;25(2):65–75. doi: 10.1007/s12471-016-0942-3
4. Ochoa S, Segal J, Garcia N, Fischer EA. Three-dimensional printed cardiac models for focused cardiac ultrasound instruction. *J Ultrasound Med*. 2019;38(6):1405–1409. doi: 10.1002/jum.14818
5. Takao H, Amemiya S, Shibata E, Ohtomo K. 3D printing of preoperative simulation models of a splenic artery aneurysm: precision and accuracy. *Acad Radiol*. 2017;24(5):650–653. doi: 10.1016/j.acra.2016.12.015
6. Owen BD, Christensen GE, Reinhardt JM, Ryken TC. Rapid prototype patient-specific drill template for cervical pedicle screw placement. *Comput Aided Surg*. 2007;12(5):303–308. doi: 10.3109/10929080701662826
7. Sánchez-Sánchez Á, Girón-Vallejo Ó, Ruiz-Pruneda R, et al. Three-dimensional printed model and virtual reconstruction: an extra tool for pediatric solid tumors surgery. *European J Pediatr Surg Rep*. 2018;6(1):e70–e76. doi: 10.1055/s-0038-1672165
8. Choi JY, Choi JH, Kim NK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(1):23–32. doi: 10.1054/ijom.2000.0135
9. Kwun JD, Kim HJ, Park J, et al. Open wedge high tibial osteotomy using three-dimensional printed models: Experimental analysis using porcine bone. *Knee*. 2017;24(1):16–22. doi: 10.1016/j.knee.2016.09.026
10. Chung M, Radacsi N, Robert C, et al. On the optimization of low-cost FDM 3D printers for accurate replication of patient-specific abdominal aortic aneurysm geometry. Version 2. *3D Print Med*. 2018;4(1):2. doi: 10.1186/s41205-017-0023-2
11. El-Katatny I, Masood SH, Morsi YS. Error analysis of FDM fabricated medical replicas. *Rapid Prototyp J*. 2010;16(1):36–43. doi: 10.1108/13552541011011695
12. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, et al. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *J Craniomaxillofac Surg*. 2013;41(7):603–609. doi: 10.1016/j.jcms.2012.11.041
13. Mitsouras D, Liacouras P, Imanzadeh A, et al. Medical 3D printing for the radiologist. *Radiographics*. 2015;35(7):1965–1988. doi: 10.1148/rg.2015140320
14. Dionísio FC, Oliveira LS, Hernandes MA, et al. Manual and semiautomatic segmentation of bone sarcomas on MRI have high similarity. *Braz J Med Biol Res*. 2020;53(2):e8962. doi: 10.1590/1414-431x20198962
15. Parmar C, Rios Velazquez E, Leijenaar R, et al. Robust radiomics feature quantification using semiautomatic volumetric segmentation. *PLoS One*. 2014;9(7):e102107. doi: 10.1371/journal.pone.0102107
16. De Lima Moreno JJ, Liedke GS, Soler R, et al. Imaging factors impacting on accuracy and radiation dose in 3D printing. *J Maxillofac Oral Surg*. 2018;17(4):582–587. doi: 10.1007/s12663-018-1098-z
17. Narizzano M, Arnulfo G, Ricci S, et al. SEEG assistant: a 3DSlicer extension to support epilepsy surgery. *BMC Bioinformatics*. 2017;18(1):124. doi: 10.1186/s12859-017-1545-8

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Trauner K.B. The emerging role of 3D printing in arthroplasty and orthopedics // Journal of Arthroplasty. 2018. Vol. 33, N 8. P. 2352–2354. doi: 10.1016/j.arth.2018.02.033
2. Randazzo M., Pisapia J.M., Singh N., Thawani J.P. 3D printing in neurosurgery: a systematic review // Surgical Neurology International. 2016. Vol. 7, Suppl. 33. P. S801–S809. doi: 10.4103/2152-7806.194059
3. Meier L.M., Meineri M., Qua Hiansen J., Horlick E.M. Structural and congenital heart disease interventions: the role of three-dimensional printing // Netherlands Heart Journal. 2017. Vol. 25, N 2. P. 65–75. doi: 10.1007/s12471-016-0942-3
4. Ochoa S., Segal J., Garcia N., Fischer E.A. Three-dimensional printed cardiac models for focused cardiac ultrasound instruction // Journal of Ultrasound in Medicine. 2019. Vol. 38, N 6. P. 1405–1409. doi: 10.1002/jum.14818
5. Takao H., Amemiya S., Shibata E., Ohtomo K. 3D printing of pre-operative simulation models of a splenic artery aneurysm: precision and accuracy // Academic Radiology. 2017. Vol. 24, N 5. P. 650–653. doi: 10.1016/j.acra.2016.12.015
6. Owen B.D., Christensen G.E., Reinhardt J.M., Ryken T.C. Rapid prototype patient-specific drill template for cervical pedicle

- screw placement // Computer Aided Surgery. 2007. Vol. 12, N 5. P. 303–308. doi: 10.3109/10929080701662826
- 7.** Sánchez-Sánchez Á., Girón-Vallejo Ó., Ruiz-Pruneda R., et al. Three-dimensional printed model and virtual reconstruction: an extra tool for pediatric solid tumors surgery // European Journal of Pediatric Surgery Reports. 2018. Vol. 6, N 1. P. e70–e76. doi: 10.1055/s-0038-1672165
- 8.** Choi J.Y., Choi J.H., Kim N.K., et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models // International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2002. Vol. 31, N 1. P. 23–32. doi: 10.1054/ijom.2000.0135
- 9.** Kwun J.D., Kim H.J., Park J., et al. Open wedge high tibial osteotomy using three-dimensional printed models: experimental analysis using porcine bone // Knee. 2017. Vol. 24, N 1. P. 16–22. doi: 10.1016/j.knee.2016.09.026
- 10.** Chung M., Radacsı N., Robert C., et al. On the optimization of low-cost FDM 3D printers for accurate replication of patient-specific abdominal aortic aneurysm geometry. Version 2 // 3D Printing in Medicine. 2018. Vol. 4, N 1. P. 2. doi: 10.1186/s41205-017-0023-2
- 11.** El-Katatny I., Masood S.H., Morsi Y.S. Error analysis of FDM fabricated medical replicas // Rapid Prototyping Journal. 2010. Vol. 16, N 1. P. 36–43. doi: 10.1108/13552541011011695
- 12.** Salmi M., Paloheimo K.S., Tuomi J., et al. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing) // Journal of Craniomaxillofacial Surgery. 2013. Vol. 41, N 7. P. 603–609. doi: 10.1016/j.jcms.2012.11.041
- 13.** Mitsouras D., Liacouras P., Imanzadeh A., et al. Medical 3D printing for the radiologist // Radiographics. 2015. Vol. 35, N 7. P. 1965–1988. doi: 10.1148/rq.2015140320
- 14.** Dionísio F.C., Oliveira L.S., Hernandes M.A., et al. Manual and semiautomatic segmentation of bone sarcomas on MRI have high similarity // Brazilian Journal of Medical and Biological Research. 2020. Vol. 53, N 2. P. e8962. doi: 10.1590/1414-431x20198962
- 15.** Parmar C., Rios Velazquez E., Leijenaar R., et al. Robust radiomics feature quantification using semiautomatic volumetric segmentation // PLoS One. 2014. Vol. 9, N 7. P. e102107. doi: 10.1371/journal.pone.0102107
- 16.** De Lima Moreno J.J., Liedke G.S., Soler R., et al. Imaging factors impacting on accuracy and radiation dose in 3D printing // Journal of Maxillofacial and Oral Surgery. 2018. Vol. 17, N 4. P. 582–587. doi: 10.1007/s12663-018-1098-z
- 17.** Narizzano M., Arnulfo G., Ricci S., et al. SEEG assistant: a 3DSlicer extension to support epilepsy surgery // BMC Bioinformatics. 2017. Vol. 18, N 1. P. 124. doi: 10.1186/s12859-017-1545-8

AUTHORS' INFO

* Aleksandr V. Shirshin;

address: 6G, Akademika Lebedeva street, Saint-Petersburg, 194044, Russia; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1494-9626>; eLibrary SPIN: 4412-0498; e-mail: asmdot@gmail.com

Igor S. Zheleznyak, MD, Dr. Sci. (Med.), Assistant Professor; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7383-512X>; eLibrary SPIN: 1450-5053; e-mail: igzh@bk.ru

Vladimir N. Malakhovsky, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor, Assistant Lecturer; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0663-9345>; eLibrary SPIN: 2014-6335; e-mail: malakhovskyova@gmail.com

Sergey V. Kushnarev, MD, Cand. Sci. (Med.); ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2841-2990>; eLibrary SPIN: 5859-0480; e-mail: s.v.kushnarev@yandex.ru

Nataliya S. Gorina; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6220-8195>; eLibrary SPIN: 8175-6746; e-mail: natali_bgmu@mail.ru

ОБ АВТОРАХ

* Ширшин Александр Вадимович;

адрес: Россия, 194044, Санкт-Петербург, ул. Академика Лебедева, д. 6Ж; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1494-9626>; eLibrary SPIN: 4412-0498; e-mail: asmdot@gmail.com

Железняк Игорь Сергеевич, д.м.н., доцент; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7383-512X>; eLibrary SPIN: 1450-5053; e-mail: igzh@bk.ru

Малаховский Владимир Николаевич, д.м.н., профессор, ассистент кафедры; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0663-9345>; eLibrary SPIN: 2014-6335; e-mail: malakhovskyova@gmail.com

Кушнарев Сергей Владимирович, к.м.н.; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2841-2990>; eLibrary SPIN: 5859-0480; e-mail: s.v.kushnarev@yandex.ru

Горина Наталья Сергеевна; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6220-8195>; eLibrary SPIN: 8175-6746; e-mail: natali_bgmu@mail.ru

* Corresponding author / Автор, ответственный за переписку