

## 医疗植入物在磁共振成像中的升温效应研究

常继辉<sup>1</sup>, 李凯<sup>1</sup>, 张云<sup>1</sup>, 郭德洪<sup>1</sup>, 唐冬梅<sup>1</sup>, 代宁<sup>1</sup>, 张双<sup>1,2</sup>

1. 中江县人民医院骨科, 四川 德阳 618000; 2. 内江师范学院智慧医疗工程应用实验室, 四川 内江 641100

**【摘要】目的:** 研究在MRI检查过程中金属医疗植入物引起的机体吸收比(SAR)变化导致的局部升温效应。**方法:** 以数字人影像数据集为基础, 通过数据分割和后处理构建了身体上半身半精细化几何模型。最后将几何模型导入到COMSOL中, 并搭建3T磁共振线圈, 设定工作频率(128 MHz), 分析金属医疗植入物对人体组织和植入介质的SAR与温度变化。**结果:** 通过对比不同组织情况下金属医疗植入物植入前后的变化情况发现, 金属植入物植入固定后的SAR与温度都是未植入前的3倍, 且主要集中在金属医疗植入物区域。**结论:** 在MRI检查中, 金属植入物会造成机体中植入物附近SAR局部升高, 从而在植入物周围出现升温效应, 长时间扫描会对机体产生一定的损伤。

**【关键词】** 金属医疗植入物; 磁共振成像; 升温效应; 吸收比; 数字人

**【中图分类号】** R318

**【文献标志码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2023)10-1228-05

## Heating effect of medical implant in magnetic resonance imaging

CHANG Jihui<sup>1</sup>, LI Kai<sup>1</sup>, ZHANG Yun<sup>1</sup>, GUO Dehong<sup>1</sup>, TANG Dongmei<sup>1</sup>, DAI Ning<sup>1</sup>, ZHANG Shuang<sup>1,2</sup>

1. Department of Orthopaedics, the People's Hospital of Zhongjiang, Deyang 618000, China; 2. Smart Medical Engineering Applications Laboratory, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China

**Abstract: Objective** To analyze the local temperature rise caused by changes in the specific absorption ratio (SAR) of human body due to metal implant during magnetic resonance imaging. **Methods** On the basis of the digital human image dataset, a semi-refined geometric model of the upper part of human body was constructed through data segmentation and post-processing. The geometric model was imported into COMSOL, and a 3T magnetic resonance coil was built and the operating frequency was set at 128 MHz for analyzing the effect of metal implant on SAR and temperature changes. **Results** Through the comparison of the changes in SAR and temperature of different tissues before and after implantation, it was found that after implantation, SAR and temperature were 3 times higher than those before implantation, and that the changes mainly occurred around the metal implant. **Conclusion** In magnetic resonance imaging, metal implant can cause local rise of SAR near the implant in human body, which results in temperature rise around the implant, suggesting that long-term scanning will cause certain damages to human body.

**Keywords:** metal medical implant; magnetic resonance imaging; heating effect; specific absorption ratio; digital human

### 前言

金属医疗植入物植入术是现代医学中用于辅助治疗和替代受损组织最常用的方法,常在骨科、牙科、神经外科中使用<sup>[1-4]</sup>。植入物不但可以有效矫正

受损组织的生长,更重要的是还能替代部分受损组织,让其恢复基本功能(种牙,颅骨替代等)<sup>[5]</sup>。为了观测临床安置的准确性以及随访观察患者受损处治疗效果。磁共振成像(MRI)检查是一种最常见的检查手段<sup>[6-7]</sup>。

在检查时,患者需要置于MRI线圈中,人体需要接受磁场扫描。由于目前最常用的金属医疗植入物材料多为不锈钢和钛合金,这些材质与磁场射频会相互作用(局部温度变化、位置偏移等),会危害患者的健康<sup>[8-10]</sup>,接受过金属医疗植入物植入手术的患者在MRI检测时的安全问题成为人们关注的焦点。

本研究以骨科常用的金属骨钉为例,结合数字人影像数据集,使用COMSOL软件构建骨钉在

**【收稿日期】** 2023-07-10

**【基金项目】** 四川省医学会(恒瑞)科研基金专项课题(2021HR46);四川省医学会伤口疾病(泰阁)科研基金专项课题(2021TG23, 2021TG29);成都医学院四川应用心理学研究中心资助项目(CSXL-23305)

**【作者简介】** 常继辉,副主任医师,研究方向:骨伤, E-mail: 526008070@qq.com

MRI 检查中产生的局部热效应分析模型, 为金属医疗植入物在 MRI 检测热力学安全方面提供数据参考。

## 1 数据预处理

### 1.1 数据基础

本文以陆军军医大学所研发的中国数字人影像数据集为重建数据基础<sup>[11-14]</sup>, 构建高精度数字手臂模型。采集样本男性尸体体长 172 cm(头部到脚趾最大伸展处), 共获得 2 518 张横截面图像(切片厚度: 头部 0.10 mm 和 0.20 mm, 膝关节为 0.50 mm, 其他部位为 1.0 mm), 切片分辨率为 6 291 456×30 722 048 像素。提取其中的 1 756 张影像作为数字人全身数据, 采样间隔小于 1 mm。为了构建完整的、高精度的手臂模型, 笔者提取了从头顶到腰部共 962 张切片图像作为中国数字手臂三维重建的数据基础。

为了获得更加精准的组织参数, 数据集还包括 CT、MRI 和放射学图像; 其中 MRI 影像采用 3.0 mm 的间隔对样本身体进行矢状面和冠状面扫描, CT 数据集采用采样间隔为 1.0 mm 的矢状面扫描图像。在组织分割中, CT、MRI 和放射学图像挖掘出来的组织图像灰度值信息将为组织分割提供分割索引信息(图 1)。

### 1.2 组织分割

将经过量化的组织切片图像导入图像分割软件

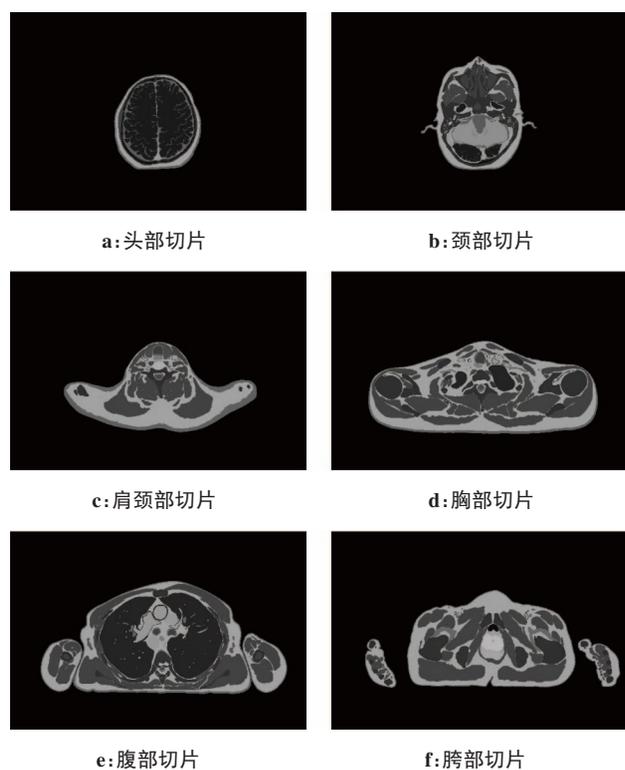


图1 部分数据样本  
Figure 1 Some data samples

(Mimics 15.0)中, 以组织的灰度值作为阈值, 实施分割。在分割过程中, 为了避免组织单一提取容易出现奇点以及尖锐面问题, 为后续建模以及网格化剖分带来困难, 对于主要组织主要使用剥离法来实施分割(先选取所有组织阈值, 构建整体组织分割, 去除背景部分; 再选取除背景和皮肤以外的所有部分, 构建其他组织部分。将构建的部分做布尔预算, 即可获得皮肤组织部分)。使用剥离法逐层剥离, 直至提取出最内层的骨髓部分。将剥离出来的组织建立组织云点数据集, 为进一步构建仿真需要的几何实体提供数据基础。

### 1.3 几何实体重建

为了保证为后续组织建模提供组织的几何实体准确性, 去除因为组织分割所引入的尖锐部分和奇点; 避免网格剖分中奇点难以分割或分割较细, 造成计算资源的浪费或引起计算结果不收敛, 需要对人体组织进行几何重建。在重建过程中, 先将获得的组织云点导入几何实体重建软件中(Geomagic Studio2020), 获得构建的组织部分空腔, 在去除尖锐部分和奇点后, 再由空腔模型建立实体模型, 获得组织的几何实体。在实体构建过程中, 为了防止较薄的组织引起网格剖分困难, 需要对部分较薄组织增加厚度, 在实体化过程中, 对皮肤层补偿了约 1 mm 的厚度。实体模型详细制作流程如图 2 所示。

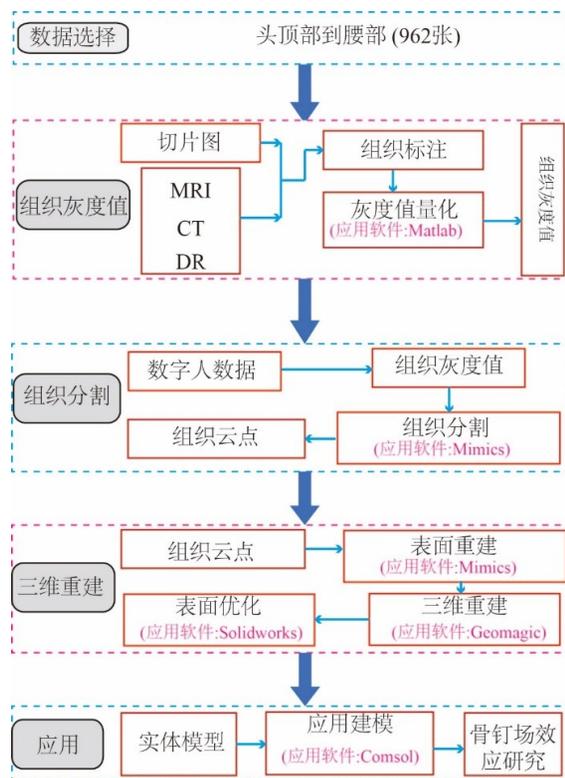


图2 制作流程图

Figure 2 Flowchart of model construction

## 2 有限元模型建立

### 2.1 几何模型构建

通过上述方法,在获得数字人上半身各种组织的几何实体结构模型后,使用多物理场仿真软件COMSOL 构建了有关金属植入物在MRI检查中局部升温的多物理场模拟有限元模型。从而获得模型计算所需要的人体组织结构几何实体模型(图3)。

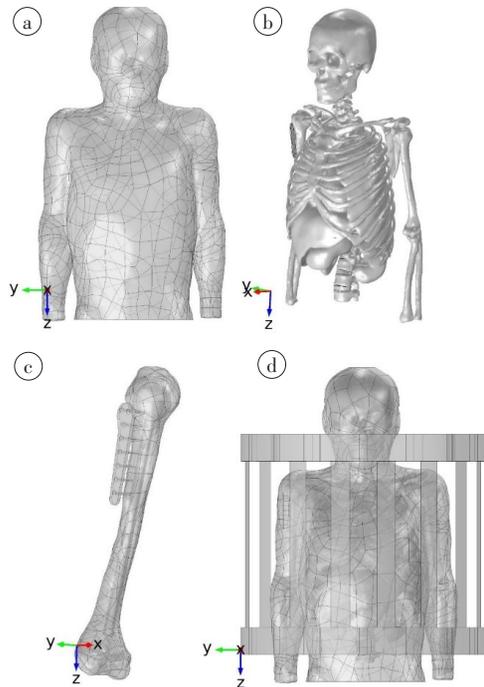


图3 COMSOL几何实体建模

Figure 3 COMSOL geometric entity modeling

a: 体腔模型; b: 骨骼及主要脏器; c: 外固定骨钉模型; d: MRI检测模型

### 2.2 吸收比模型

由于人体组织和骨钉具有磁性特性,因此在电磁场中,人体组织与骨钉会吸收一定比例的电磁辐射,

吸收的电磁辐射比例定义为吸收比率(SAR)。SAR有一个阈值,超过这个阈值就会对人体造成伤害。同时金属介质在吸收一定比例的电磁能量后,还会引起介质温度升高。为了研究电磁辐射对人体组织和植入介质的温度变化情况,本文引入了人体电磁辐射吸收比模型<sup>[15-16]</sup>:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} \frac{\mu\omega}{\sqrt{\sigma^2 + \epsilon^2\omega^2}} (1 + \gamma_{pw})^2 \frac{|E^{inc}|^2}{Z_0^2} \quad (1)$$

其中,SAR表示组织吸收比,单位是W/kg; $\sigma$ 与 $\epsilon$ 分别表示介质的电导率与相对介电常数, $E^{inc}$ 表示入射电场的均方根值; $Z_0$ 表示组织的初始阻抗; $\omega = 2\pi f$ ,表示信号的角频率。 $\gamma_{pw}$ 表示电磁波在介质中的反射系数,可以表示为:

$$\gamma_{pw} = \frac{2|\sqrt{\epsilon'}|}{|\sqrt{\epsilon'} + \sqrt{\epsilon_0}|} - 1 \quad (2)$$

其中, $\epsilon'$ 表示复电导率。

### 2.3 模型参数

目前常用的磁共振设备是3T磁共振,其电磁波频率为128 MHz。为了简化模型计算,笔者将皮肤、脂肪、肌肉腔体组织使用COMSOL自带的凝胶假体参数代替。而骨钉选用COMSOL自带的不锈钢材料参数。通过文献[17-19]得知,其他组织的相关电参数如表1所示。

## 3 结果及分析

将表1的参数通过材料参数赋值到图3所构建的几何模型中,设定扫描时长为900 s。通过计算得到了在无植入骨钉和有植入骨钉两种情况下人体不同组织结构的SAR与温度变化情况,结果如图4~图6所示。

通过分析发现,在未植入金属骨钉前,由于体腔

表1 组织电参数

Table 1 Tissues' electrical parameters

组织	比热/J·(kg·K) <sup>-1</sup>	电导率 $\sigma$ /c·s <sup>-1</sup>	相对介电常数 $\epsilon_r$	密度/kg·m <sup>-3</sup>	热传导/W·(m·K) <sup>-1</sup>
骨密质	2 065	0.07	14.7	1 908	0.32
骨松质	2 274	0.20	26.3	1 178	0.31
骨髓	23	0.02	6.23	980	0.20
心	3 686	0.77	84.3	1 081	0.56
肾脏	3 587	0.85	89.6	1 066	0.53
肝脏	3 540	0.51	64.3	1 079	0.52
肺	3 886	0.32	29.5	394	0.39
胃	3 690	0.91	74.9	1 088	0.53
脑	3 630	0.83	79.7	1 046	0.51
椎间盘	3 568	0.86	49.7	1 100	0.49
平均值	3 170	0.47	80.0	1 000	0.60

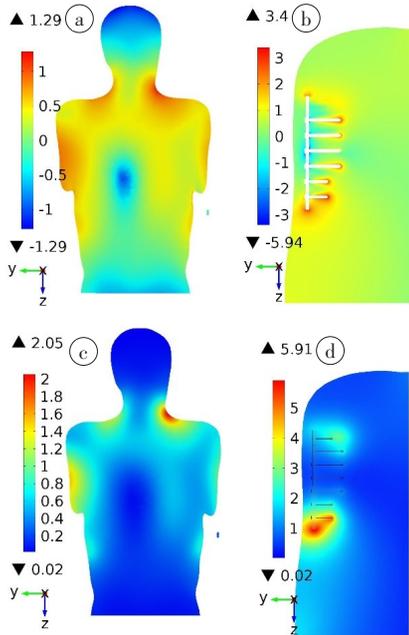


图4 体腔无骨钉和有骨钉状态下的SAR与温度分布情况

Figure 4 Distribution of SAR and temperature in body cavity with bone nails or not

a, b: 体腔无骨钉时(a)和有骨钉时(b)SAR分布情况; c, d: 体腔无骨钉时(c)和有骨钉时(d)温度分布情况

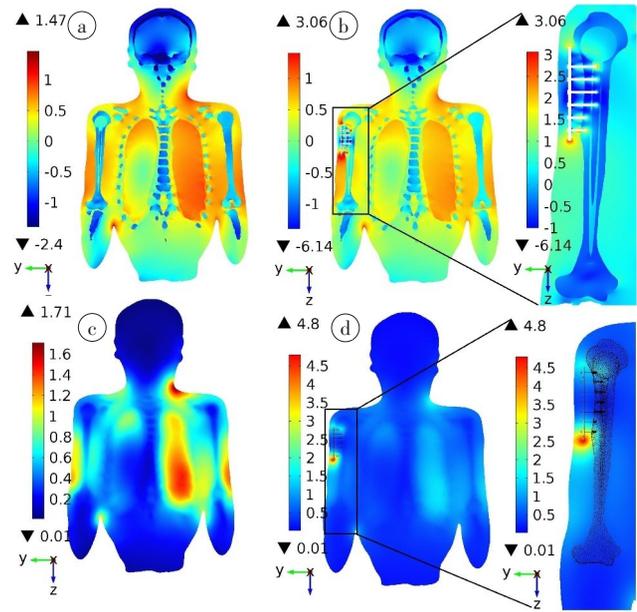


图6 全组织无骨钉和有骨钉状态下的SAR与温度分布情况

Figure 6 Distribution of SAR and temperature in the whole tissue with bone nails or not

a, b: 全组织无骨钉时(a)和有骨钉时(b)SAR分布情况; c, d: 全组织无骨钉时(c)和有骨钉时(d)温度分布情况

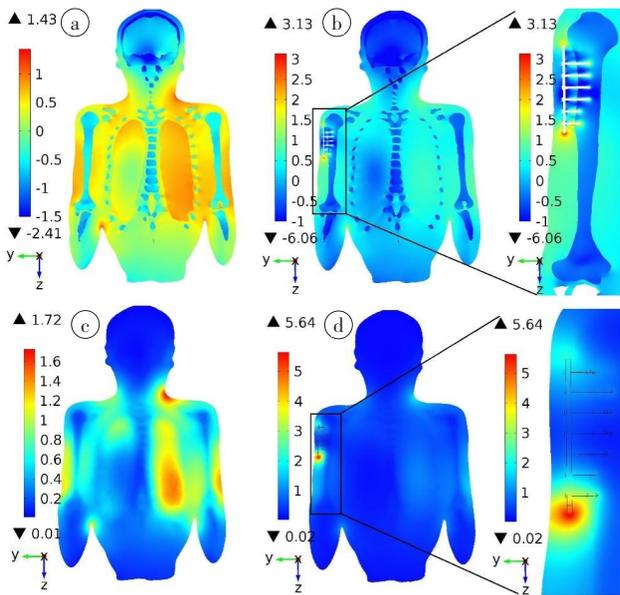


图5 体腔+骨骼组织无骨钉和有骨钉状态下的SAR与温度分布情况

Figure 5 SAR and temperature distribution of body cavity+bone tissue with bone nails or not

a, b: 体腔+骨骼组织无骨钉(a)和有骨钉时(b)SAR分布情况; c, d: 体腔+骨骼组织无骨钉(c)和有骨钉时(d)温度分布情况

使用的是凝胶假体构建,其组织均匀分布,其SAR在体腔分布比较均匀(图4a)。温度分布较高区域也仅仅是反射系数较低的凹陷区域(图4c)。植入骨钉后,由于金属介质破坏了体腔分布的均匀性,从而导

致骨钉 SAR 明显高于体腔组织,增加了3倍(图4b),同时骨钉附近的最高温度也增加了3倍(图4d)。

由于本文研究的是用于修复的金属骨钉的磁共振热效应问题,因此对于骨骼组织的研究是必须的。为此在体腔组织基础上,增加了骨骼组织模型。由于骨骼组织的引入会直接破坏体腔组织的均匀性,因此模型的SAR与温度分布也将失去均匀分布特性(图5a, c),但相比无骨骼的体腔(图4a, c),SAR与温度变化并不明显。当植入骨钉后,具有骨骼组织的模型SAR增加了3倍(图5b),骨钉处的最大温度增加了3倍(图5d)。

为了进一步分析人体组织对SAR和温度的影响。在体腔+骨骼模型上进一步赋值了内脏组织(心、肾脏、肝脏、肺、胃、脑、椎间盘)构建全组织近似人体组织模型。由于全组织的引入,组织分布也不均匀,在经过磁场效应后SAR(图6a)与温度变化(图6c)相比体腔+骨骼分布更加不均匀。植入骨钉后,骨钉处SAR(图6b)与最大温度(图6d)增加了3倍。

综上,骨钉不但会破坏介质分布的均匀性,金属植入物的SAR和温度都会明显增加。较长时间扫描可能会影响机体健康。

### 4 讨论

在外科手术中,除了最常用的不锈钢金属植入物外,钛合金也是骨科耗材中较普遍的用料。钛合

金的敏感性是否会影响 SAR 与温度分布,值得进一步讨论<sup>[10,20]</sup>。为了模型计算方便,笔者将一些组织进行了一系列简化(皮肤、脂肪、肌肉),这些也将影响 SAR 和温度变化<sup>[21]</sup>,未来将进一步讨论。在金属植入物分析中,除了骨钉外,还有种牙的牙床基座,钛合金颅骨替代物等,特别是钛合金颅骨局部升温会对脑组织产生损伤,在未来的建模研究中,将进一步讨论。

## 5 结论

为了研究患者在体内放置金属植入物后进行 MRI 扫描时,身体局部温度的变化情况,以前期研制的数字人影像数据集为基础,通过预处理、图像分割、组织重建和表面优化后,得到半精细化人体上半身几何结构模型。通过对不同组织赋值对应的电参数,得到近似人体模型,并模拟 128 MHz 的磁共振频率环境下,身体组织的 SAR 与局部温度变化情况。通过模型计算可以发现,在体内放置金属植入物后 SAR 变为未植入前的 3 倍,由此植入物处的局部温度也会上升 3~4 °C。说明对体内植入金属植入物的患者进行 MRI 扫描会诱发局部升温效应,会对机体产生一定的影响。

## 【参考文献】

[1] 张玉富,蒋协远. 肱骨近端骨折手术治疗的进展与思考[J]. 中国骨伤, 2023, 36(2): 99-102.  
Zhang YF, Jiang XY. Progress and thinking in surgical treatment of proximal humeral fracture [J]. China Journal of Orthopaedics and Traumatology, 2023, 36(2): 99-102.

[2] Crowe M, Byerly L, Mehlman T, et al. Transphyseal distal humeral fractures: A 13-Times-Greater risk of non-accidental trauma compared with supracondylar humeral fractures in children less than 3 years of age[J]. J Bone Joint Surg Am, 2022, 104(13): 1204-1211.

[3] Thomas C, Stéphane L, Guy F, et al. Risk factors and prognosis for humeral fractures in birds of prey: a retrospective study of 461 cases from 2000 to 2015[J]. J Avian Med Surg, 2022, 36(1): 2-13.

[4] Menzel JN, Zhang D, Krettek C, et al. Ultrasonographic measurement of torsional side difference in proximal humerus fractures and humeral shaft fractures: theoretical background with technical notes for clinical implementation[J]. Diagnostics, 2022, 12: 3110.

[5] Obada B, Zekra M, Iliescu DM, et al. Antegrade intramedullary locking nail in the management of proximal and middle thirds of humeral diaphyseal fractures[J]. Int Orthop, 2022, 46(8): 1855-1862.

[6] Fang Z, Li Z, Ma G, et al. Image fusion of X-ray and magnetic resonance imaging-based evaluation of the stability of pediatric lateral humeral condyle fracture[J]. Iranian Red Crescent Medical Journal, 2021, 23(8): e1234

[7] Guo L, Li XF, Wang Z, et al. Accuracy of MRI and X-ray measurement of displacement distance of humeral lateral condyle fractures[J]. Orthop Surg, 2021, 13(7): 2018-2026.

[8] Bagheriaaba MH. Metallic artifact in MRI after removal of orthopedic implants[J]. Eur J Radiol, 2012, 81(3): 584-590.

[9] Hilgenfeld T, Prager M, Schwindling FS, et al. Protocol for the evaluation of MRI artifacts caused by metal implants to assess the suitability of implants and the vulnerability of pulse sequences[J]. J Vis Exp, 2018(135): e57394.

[10] 何伟,王传兵,高虹,等. 金属植入物在磁共振检查中的致升温效应及安全性分析[J]. 中国医疗设备, 2019, 34(6): 49-52.  
He W, Wang CB, Gao H, et al. Warming effect and safety analysis of metal implants in MR examination[J]. China Medical Devices, 2019, 34(6): 49-52.

[11] Segars WP, Norris H, Sturgeon GM, et al. The development of a population of 4D pediatric XCAT phantoms for imaging research and optimization[J]. Med Phys, 2015, 42(8): 4179-4226.

[12] Li A, Liu Q, Zeng S, et al. Construction and visualization of high-resolution 3D anatomical structure datasets for Chinese digital human [J]. Chinese Science Bulletin, 2008, 53(12): 1848-1854.

[13] Yu D, Wang M, Liu Q. Development of Chinese reference man deformable surface phantom and its application to the influence of physique on electromagnetic dosimetry[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(17): 6833-6846.

[14] 张敏,张露,杨梅,等. 基于数字手臂的冲击力扩散机制建模与分析 [J]. 中国医学物理学杂志, 2023, 40(2): 226-231.  
Zhang M, Zhang L, Yang M, et al. Modeling and analysis of the diffusion mechanism of impact force on digital forearm[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2023, 40(2): 226-231.

[15] Niels K, Quirino B. Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz[J]. IEEE Trans Veh Technol, 1992, 41(1): 17-23.

[16] Ronold WP, Sheldon S. Electric fields and currents induced in organs of the human body when exposed to ELF and VLF electromagnetic fields[J]. Radio Science, 1996, 31(5): 1153-1167.

[17] Gosselin MC, Neufeld E, Moser H, et al. Development of a new generation of high resolution anatomical models for medical device evaluation: the virtual population 3.0[J]. Phys Med Biol, 2014, 59(18): 287-303.

[18] The Virtual Population. High-resolution Anatomical Models for computational life sciences[M]. Davos, Switzerland: EuCAP, 2016.

[19] Overview-database of tissue[EB/OL]. <http://www.itis.ethz.ch/itis-for-health/tissue-properties/database/>.

[20] Ono A, Arao S, Takata S, et al. Effect of weight input in magnetic resonance imaging system on radio-frequency-induced heating of metallic implants [C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018, 2018.

[21] Zhang S, Wang JJ, Yu YY, et al. Chinese Digital Arm (CDA): a high-precision digital arm for electrical stimulation simulation [J]. Bioengineering (Basel), 2023, 10(3): 374.

(编辑:薛泽玲)