

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

Рентгеноконтрастные шаблоны для определения минеральной плотности кости по данным конусно-лучевой и мультиспиральной компьютерной томографии

Ш.Д. Хоссаин¹, А.В. Петрайкин², А.А. Мураев¹, А.Б. Данаев³, Д.В. Буренчев²,
А.А. Долгалев³, Ю.А. Васильев², Д.Е. Шарова², С.Ю. Иванов^{1, 4}

¹ Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, Москва, Российская Федерация;

² Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий, Москва, Российская Федерация;

³ Ставропольский государственный медицинский университет, Ставрополь, Российская Федерация;

⁴ Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Конусно-лучевая компьютерная томография позволяет проводить диагностику на этапе планирования различных манипуляций в челюстно-лицевой области, в частности при дентальной имплантации. Преимущества данного метода: высокое пространственное разрешение, низкая лучевая нагрузка, доступность исследований, однако имеется существенный недостаток — отсутствие возможности определения плотности кости челюстей в единицах Хаунсфилда (HU).

Цели — разработать набор рентгеноконтрастных шаблонов с заданной рентгеновской плотностью на основе гидрофосфата калия и β-трикальцийфосфата; изучить результаты сканирования шаблона на конусно-лучевом и мультисрезовом компьютерных томографах; определить алгоритм кросс-калибровки для оценки минеральной плотности кости челюстей в HU и по классификации С. Misch.

Материалы и методы. В качестве рентгеноконтрастного шаблона использованы раствор гидрофосфата калия, суспензия β-трикальцийфосфата. В микропробирках шаблона объемом 0,25 мл заданы следующие концентрации гидрофосфата калия: 49,96; 99,98; 174,99; 349,99; 549,98 мг/мл; суспензия β-трикальцийфосфата с эквивалентной концентрацией гидрофосфата калия 1506 мг/мл. Шаблоны моделируют типы плотности костной ткани по С. Misch. Исследование шаблонов проводилось на 2 мультисрезовых и 4 конусно-лучевых компьютерных томографах.

Результаты. В ходе работы проанализированы зависимости Gray Value (GV) для конусно-лучевых и HU для мультисрезовых компьютерных томографов от заданных значений минеральной плотности кости. Отмечается существенный разброс измеренных величин. Различаются углы наклона зависимостей и формы кривых. После кросс-калибровки показана хорошая сопоставимость пересчитанных значений относительно режима исследуемого мультисрезового компьютерного томографа.

Заключение. Разработанный рентгеноконтрастный шаблон позволяет стандартизировать денситометрические показатели для конусно-лучевых и различных мультисрезовых компьютерных томографов: в среднем разброс после кросс-калибровки снижается в 10 раз, что обеспечивает возможность классификации костной ткани в HU по С. Misch.

Ключевые слова: конусно-лучевая компьютерная томография; мультиспиральная компьютерная томография; кросс-калибровка; минеральная плотность кости; рентгеновская плотность; денситометрия; имплантация зубов.

Как цитировать:

Хоссаин Ш.Д., Петрайкин А.В., Мураев А.А., Данаев А.Б., Буренчев Д.В., Долгалев А.А., Васильев Ю.А., Шарова Д.Е., Иванов С.Ю. Рентгеноконтрастные шаблоны для определения минеральной плотности кости по данным конусно-лучевой и мультиспиральной компьютерной томографии // *Digital Diagnostics*. 2023. Т. 4, № 3. С. 292–305. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

Bone mineral density radiopaque templates for cone beam computed tomography and multidetector computed tomography

Shazmim D. Hossain¹, Alexey V. Petraikin², Alexandr A. Muraev¹, Aslan B. Danaev³, Dmitry V. Burenchev², Alexander A. Dolgalev³, Yuriy A. Vasilev², Dariya E. Sharova², Sergey Yu. Ivanov^{1,4}

¹ Peoples Friendship University of Russia, Moscow, Russian Federation;

² Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation;

³ Stavropol State Medical University, Moscow, Russian Federation;

⁴ The First Sechenov Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

ABSTRACT

BACKGROUND: Cone beam computed tomography is widely applied for diagnostics and planning various manipulations in the maxillofacial region, for example, dental implantation. Its advantages include high spatial resolution, low radiation exposure, and cost-effectiveness. However, it has a significant drawback: the inability to determine the density of the jaw bone in Hounsfield Units (HU).

AIMS: This study aimed to develop radiopaque templates with sets of X-ray density based on potassium hydrophosphate and beta-tricalcium phosphate, to study templates on various cone beam computed tomography and multidetector computed tomography devices, and to determine a cross-calibration algorithm for assessing the bone mineral density of the jaw in HU.

MATERIALS AND METHODS: The bone mineral density template comprised microtubes (0.25 ml) with potassium hydrophosphate concentrations of 49.96, 99.98, 174.99, 349.99, and 549.98 mg/ml, and a suspension of beta-tricalcium phosphate with an equivalent concentration of potassium hydrophosphate 1,506 mg/ml, designed to simulate the types of bone density according to C. Mish. The study was carried out on two multidetector computed tomography and four cone beam computed tomography machines. Cross-calibration was referred on the "standard" multidetector computed tomography 1 mode 120 kV, 200 mA.

RESULTS: There was a significant scatter of the X-ray values (HU for multidetector computed tomography and GV for cone beam computed tomography) vs. bone mineral density, with varying slopes, bias, and curve shapes. After cross-calibration, good comparability corresponding to the multidetector computed tomography 1 mode was shown. The median of the differences before cross-calibration was 160 relative units (HU, GV), after decreased by 10 times and amounted to 16 rel. units ($p=0.000$). The mean difference for cone beam computed tomography was significantly higher (30 rel. units) than for multidetector computed tomography (8 rel. units) ($p=0.024$, Mann-Whitney U test).

CONCLUSION: The developed radiopaque template enables the standardization of densitometric indicators for cone beam computed tomography and various multidetector computed tomography modes. On average, the spread after cross-calibration is reduced by 10 times, which makes it possible to classify bone tissue in HU according to C. Mish.

Keywords: cone beam computed tomography; multidetector computed tomography; cross-calibration; bone mineral density; X-ray density; densitometry; dental implantation.

To cite this article:

Hossain ShD, Petraikin AV, Muraev AA, Danaev AB, Burenchev DV, Dolgalev AA, Vasilev YuA, Sharova DE, Ivanov SYu. Bone mineral density radiopaque templates for cone beam computed tomography and multidetector computed tomography. *Digital Diagnostics*. 2023;4(3):292–305. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

Received: 21.06.2023

Accepted: 22.08.2023

Published: 30.08.2023

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

利用锥形束和多层螺旋计算机断层扫描数据测定骨矿物质密度的不透射线对比模板

Shazmim D. Hossain¹, Alexey V. Petraikin², Alexandr A. Muraev¹, Aslan B. Danaev³, Dmitry V. Burenchev², Alexander A. Dolgalev³, Yuriy A. Vasilev², Dariya E. Sharova², Sergey Yu. Ivanov^{1,4}

¹ Peoples Friendship University of Russia, Moscow, Russian Federation;

² Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation;

³ Stavropol State Medical University, Moscow, Russian Federation;

⁴ The First Sechenov Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

简评

论证。锥形束计算机断层扫描 (cone beam computed tomography, CBCT) 允许在颌面部各种操作的规划阶段进行诊断，特别是在牙种植入方面。这种方法的优点是空间分辨率高、辐射量低、便于研究。然而，它也有一个明显的缺点：无法确定以亨氏 (Hounsfield Unit, HU) 单位的颌骨密度。CBCT中的X射线密度是以Gray Value (GV) 单位确定的。

该研究的目的是根据磷酸氢二钾 (DHP) 和 β -磷酸三钙 (β -TCP) 开发一套具有特定X射线密度的不透射线对比模板，研究在CBCT和多层螺旋计算机断层扫描 (MSCT) 上扫描模板的结果，确定用于估算HU下颌骨矿物质密度的交叉校验算法，并根据C. Mish进行分类。

材料和方法。使用DHP溶液、 β -TCP悬浮液作为不透射线对比模板。模板的0.25ml微量试管中DHP的浓度分别为：49.96、99.98、174.99、349.99、549.98mg/ml， β -TCP悬浮液中DHP的等效浓度为1506mg/ml。这些模板根据C. Mish分类模拟了骨密度类型。这些模板检验是在2个MSCT和4个CBCT上进行的。在“标准”MSCT1模式120kV、200mA上进行了交叉校验；对所获得的依赖关系进行了线性和二次近似。

结果。在工作过程中，我们分析了CBCT的GV和MSCT的HU与IPC给定值的关系。我们发现了测量值存在显著差异。相关斜率角度和曲线形状各不相同。交叉校验后，与MSCT1模式相比，重新计算的数值具有良好的可比性。交叉校验前测量值的中位数差异为160个相对单位 (HU、GV)，重新计算后显著减少了10倍，为16个相对单位 ($p=0,000$)，可靠显示了CBCT的平均差异 (30个相对单位) 大于MSCT的平均差异 (8个相对单位)， $p=0,024$ ；采用曼-惠特尼U检验进行了比较。

结论。我们开发的不透射线对比模板允许使CBCT和不同MSCT模式的密度测定指数标准化，交叉校验后的分散平均减少了10倍，这提供根据C. Mish对HU中的骨组织进行分类的可能性。

关键词：锥形束计算机断层扫描；多层螺旋计算机断层扫描；交叉校验；骨矿物质密度；X射线密度；密度测定；牙种植入。

引用本文：

Hossain ShD, Petraikin AV, Muraev AA, Danaev AB, Burenchev DV, Dolgalev AA, Vasilev YuA, Sharova DE, Ivanov SYu. 利用锥形束和多层螺旋计算机断层扫描数据测定骨矿物质密度的不透射线对比模板. *Digital Diagnostics*. 2023;4(3):292–305. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

收到: 21.06.2023

接受: 22.08.2023

发布日期: 30.08.2023

缩写词表

CBCT——锥形束计算机断层扫描仪	BMD——骨矿物质密度
CT——电子计算机断层扫描	MSCT——多层螺旋计算机断层扫描仪

论证

1972年，电子计算机断层扫描（CT）方法问世了，使利用三维图像诊断人体各个部位成为可能[1]。这种工具在医学的许多领域都得到了应用，而随着牙种植等领域的出现，CT在牙科领域的应用也变得最为频繁[2]。如今，确定骨组织放射密度指数的主要参考点之一是相对Hounsfield放射密度量表（HU）[3]。Carl E. Misch的牙科骨密度分类就是基于这一量表[4]。

多层螺旋计算机断层扫描（MSCT）的高电离辐射剂量和高经济成本促进了锥形束计算机断层扫描（CBCT）的发展。CBCT更安全，经济成本更低。然而，这种技术也有缺点，主要缺点是存在特定的伪影，X射线密度测定误差较大[5-7]。CBCT中，X射线密度是以平均灰度值（GV）的相对值来估算的。MSCT中，使用稳定的X射线密度单位（Hounsfield单位（HU））。这种差异使得CBCT无法完全识别患者骨结构的个体解剖和密度特征，从而无法进行牙种植规划。这些缺点取决于组织对X射线辐射的不同吸收、扫描参数以及CBCT设备的重建算法[8]。考虑到这一点，开发一种通用的校验方法来减少CBCT的误差并提高骨密度估算的准确度是有意义的。这也有助于降低发生术中和术后并发症的概率。

这一问题可以通过开发不透射线的模板来解决。磷酸氢二钾可用于上述目的。它吸收X射线的特性与羟基磷灰石相似，即原生骨的主要矿物复合物。以前科学家已经发现了，使用磷酸氢二钾制作骨矿物质密度（BMD）的模型应用是有道理的[9]。这种方法允许在很大范围内模拟骨组织样

本的BMD，尽可能地模拟对病人的扫描：采用相同的检查模式，并模拟病人组织对X射线的吸收。这种方法被用于定量CT[9]。

我们的实验研究旨在探讨所开发的不透射线BMD模板和交叉校验算法在提高六台计算机断层扫描仪（四台CBCT和两台MSCT；以下在缩写词旁标明每台计算机断层扫描仪的序列号：CBCT1、CBCT2；CBCT3、CBCT4；MSCT1和MSCT2）密度指数评估准确度方面的有效性。

该研究的目的是根据磷酸氢二钾和β-磷酸三钙开发一套具有特定X射线密度的不透射线模板，研究在不同CBCT和MSCT设备上扫描模板的结果，确定用于估算HU下颌骨矿物质密度的交叉校验准算法，并根据C. Misch进行分类。

材料和方法

已开发矿物质密度模板的一般特性

特定质量浓度的磷酸氢二钾被用作制作BMD模型样品的材料。由于该物质溶解度高，因此允许精确设定模拟骨松质和低密度皮质的浓度范围（50至550mg/ml）。高密度皮质是用不溶于水的β-磷酸三钙（相当于骨组织中的羟基磷灰石）悬浮液模拟的。根据Carl E. Misch量表[4]，选择的浓度要符合所有骨密度种类（从D1到D5）；表1。

校验模板由两组0.25ml的塑料试管组成。这些试管被固定在50ml试管周围（图1）。校验试管含有：（1）蒸馏水；（2-6）浓度为50至550mg/ml的磷酸氢二钾溶液；（7）浓度为846mg/ml的β-磷酸三钙，相当于1500mg/ml的磷酸氢二钾含量（见

表1。与Carl E. Misch量表[4]相比的人造骨矿物质密度模板的特征

模型中的试管 编号（容积位 0.25ml）	研究期间获得的数值			Misch量表	
	设定的BMD浓 度，mg/ml	获得的BMD浓度	MSCT1的测量HU 值（表2 第5行）	骨组织类型	HU
1	0	0	1.5	—	—
2	50	49.96	78	D5	<150
3	100	99.98	161	D4	150 - 350
4	175	174.99	281	D4	150 - 350
5	350	349.99	540	D3	350 - 850
6	550	549.98	816*	D2	850 - 1250
7	1500	1506	2165	D1	>1250

注：*样本低于相应的Misch密度范围。BMD——骨矿物质密度；MSCT1——研究中的第一多层螺旋计算机断层扫描仪。

表1)。固定模板的三个50ml中心试管中分别含有浓度为65.97和58.64mg/ml的磷酸氢二钾和水。这些试管不用于校验(见图1)。

在制备磷酸氢二钾溶液时,根据GOST 2493-75标准,我们使用了基本物质 $K_2HPO_4 \times 3H_2O$ 含量超过99%的该物质的结晶水合物(Pan Reac Applichem ITV Reagents)。此外,我们还使用了基本物质 $Ca_3 \times (PO_4)_2$ 含量超过98%的 β -磷酸三钙(Sigma-Aldrich)。称量时我们使用了OHAUS Pioneer (PA) 分析天平,精度等级符合GOST OIML R 76-1-2011 I标准(特殊)。磷酸氢二钾悬浮液是在量瓶(49.89ml;体积分配相对误差为0.06%)中的脱气蒸馏水中溶解的。

该研究的特性

我们采用颌面部标准临床成像模式对所开发的模板进行了扫描。表2综合了计算机断层扫描仪和研究模式。我们对三家制造公司的4台CBCT(见表2第1-4行)和两家制造公司的2台MSCT(见表2第5-7行)的结果进行了分析。此外,我们对其中一台MSCT的两种模

式[第5行: normal (120kV, 200mA) 和 low dose (80kV, 10mA)]进行了分析。我们在直径为25mm的试管(见图1, a、d)周围固定了两套含有相同稀释度磷酸氢二钾的BMD模板(其中一套还含有高密度的 β -磷酸三钙样本)。然后将这些试管放入一个直径为85mm毫米、装满蒸馏水的圆筒中(见图1, b、e)。圆筒被放置在断层扫描仪中(见图1, c)。为了模拟射线束硬化(beam hardening)效应,水环境是必需的[10]。这是模型研究条件接近临床条件的因素之一。

今后将对“水中”和“空气中”模板的CT检查结果进行比较,以评估液体介质(口腔本身)吸收特性的影响。图像是以DICOM格式获取的(见图1.e, 图2)。

统计分析

我们确定了模板中BMD样品的Mean(平均值)、Standard Deviation (SD, 标准偏差)。两个模板中相应BMD样品的X射线密度值取平均值。此外,我们用Excel和Statistica 10软件对所获得的数据进行处理,对HU (MSCT)、GV (CBCT)

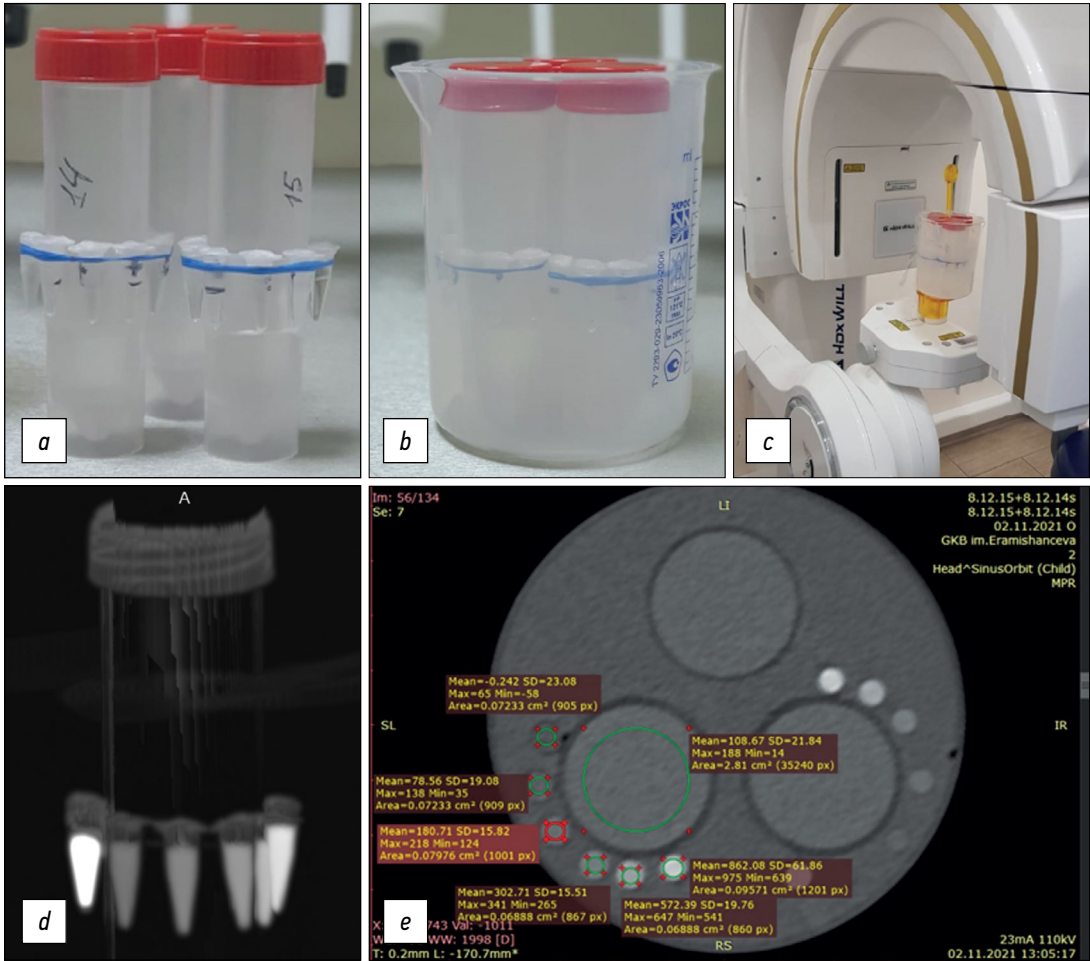


图1。研究阶段的总体演示: a——空气中带有不透射线造影剂的初始试管(不透射线矿物质密度模板); b——水中带有不透射线造影剂的初始试管; c——在锥形束计算机断层扫描仪上固定和检查模板的示例; d——多层螺旋计算机断层扫描检查中的BMD重建; e——在该研究中的第三多层螺旋计算机断层扫描扫描仪上以DICOM格式查看和处理初始试管切片(Radiant程序)和特征的示例(见表2第7行)。

表2。本研究中分析的计算机断层扫描仪和扫描模式

不适用	计算机断层扫描仪名称（公司、制造国）；使用的简称	管电压，kV	管电流，mA
1	Orthopantomograph OP 3D (KAVO, 美国)；CBCT1	95	4
2	HDX WILL (HDX WILL CORP., 韩国)；CBCT2	85	8
3	Orthopantomograph OP300 (KAVO, 美国)；CBCT3	90	3.2
4	Vatech PaX-Uni3D (Vatech Global, 韩国)；CBCT4	90	5
5	GE Discovery NM/CT 670 (GE Healthcare, 美国)；MSCT1*	120	200
6	GE Discovery LOW/CT 670 (GE Healthcare, 美国)；MSCT2	80	10
7	Siemens Somatom Perspective (Siemens, 美国)；MSCT3	110	23

注：*MSCT1（第5行）被作为标准，在今后的工作中对其进行交叉校验。MSCT1——该研究中的第一多层螺旋计算机断层扫描仪。

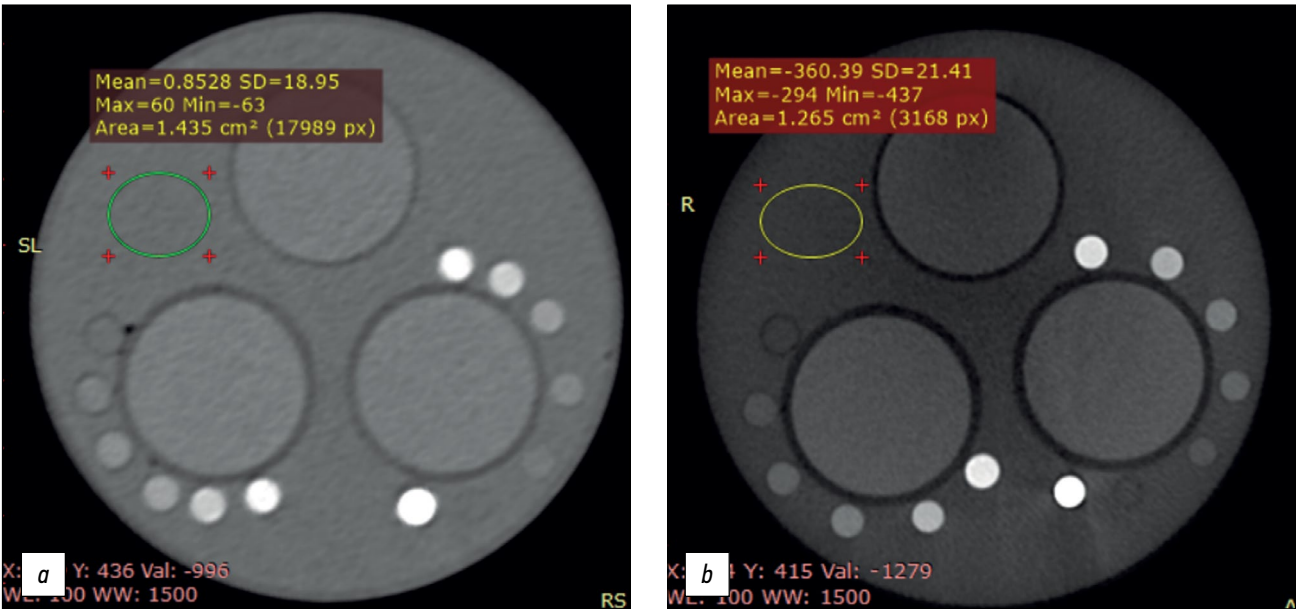


图2。在相同的窗成像参数（window level 100/window width 1500，用于骨组织）下，研究中第三多层螺旋计算机断层扫描仪（a）和第二锥形束计算机断层扫描仪（b）的带有骨矿物质密度模板的不透射线模型：视觉上可以看到不同的对比度，测得的水密度值：多层螺旋计算机断层扫描仪上的水密度值为0.85HU，锥形束计算机断层扫描仪上的水密度值为360GV。

和BMD指数进行了比较，使用了线性和二次近似线。交叉校验是对120kV、200mA的MSCT模式进行的。120kV、200mA的MSCT模式被作为内部标准（见表1第4列；表2第5行）。考虑到样本量较小和条件不一，组间比较是用非参数统计方法（曼-惠特尼）进行的。

结果

图1和图2给出以HU为单位测量（MSCT）和以GV为单位测量（CBCT）的BMD模板X射线密度结果。测量值的分散性很大。同时，不同扫描仪测得的水X射线密度也不同（CBCT2和CBCT4的GV值为负值）。图2给出MSCT在相同骨组织“窗”成像参数（window level 100/window width）下的模型对比：MSCT3（a）和CBCT2（b）的对

比度差异清晰可见。测得的水X射线密度值为-0.85HU（MSCT）和-360GV（CBCT）。

在给定的BMD值上，X射线密度相关曲线的斜角和形状差异很大（图3）。

为了使所进行的测量统一，我们提出了交叉校验——定义公式，以便根据通用内部标准重新计算不同设备的每个特定测量值。MSCT1模式（120kV，200mA）被作为内部标准（见表2，第5行）。为此，我们最初绘制了反坐标关系图（图4）。

图4给出BMD与HU或GV的关系，即图3的坐标反算。Excel工具被用于绘制近似线：CBCT1和3及MSCT1、2、3为线性；CBCT2和4为二次方的（相应公式见图4）。应用近似法的决定基于对依存关系过程的目视分析。对于CBCT1，依存关系分为两个范围。对于每个范围，都确定了不同的

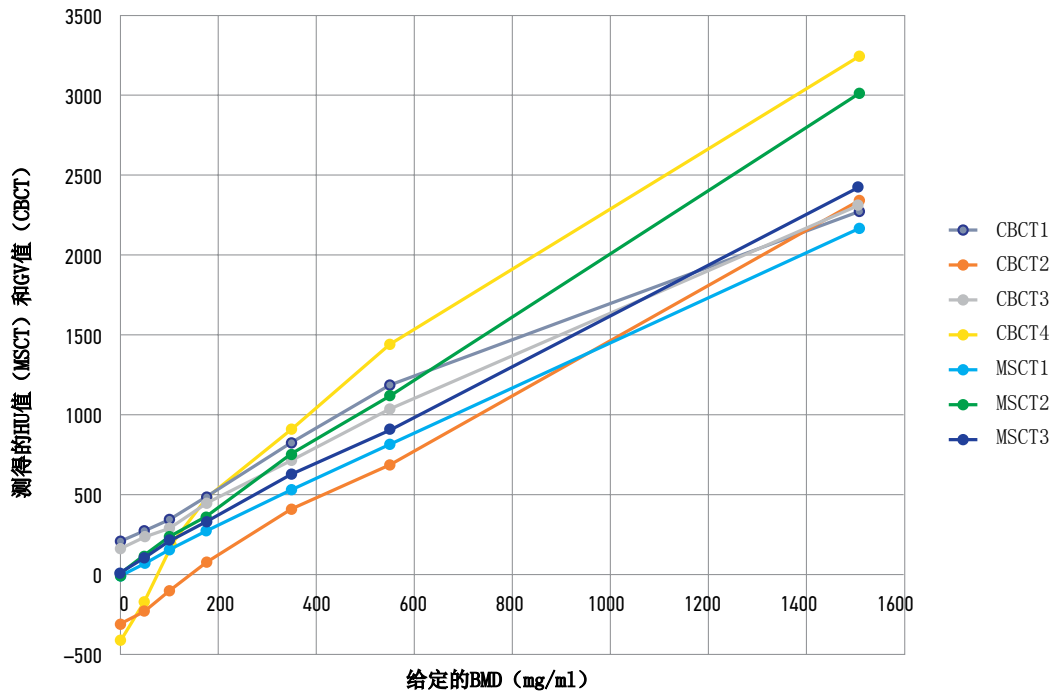


图3。交叉校验前X射线密度测量值（MSCT的HU值和CBCT的GV值）对骨矿密度给定值的依从性：在进行MSCT检查时，不同模式和断层扫描仪的HU值分散性很大；在进行CBCT检查时，不同设备的GV值分散性也很大。MSCT——多层螺旋计算机断层扫描仪；CBCT——锥形束计算机断层扫描仪。

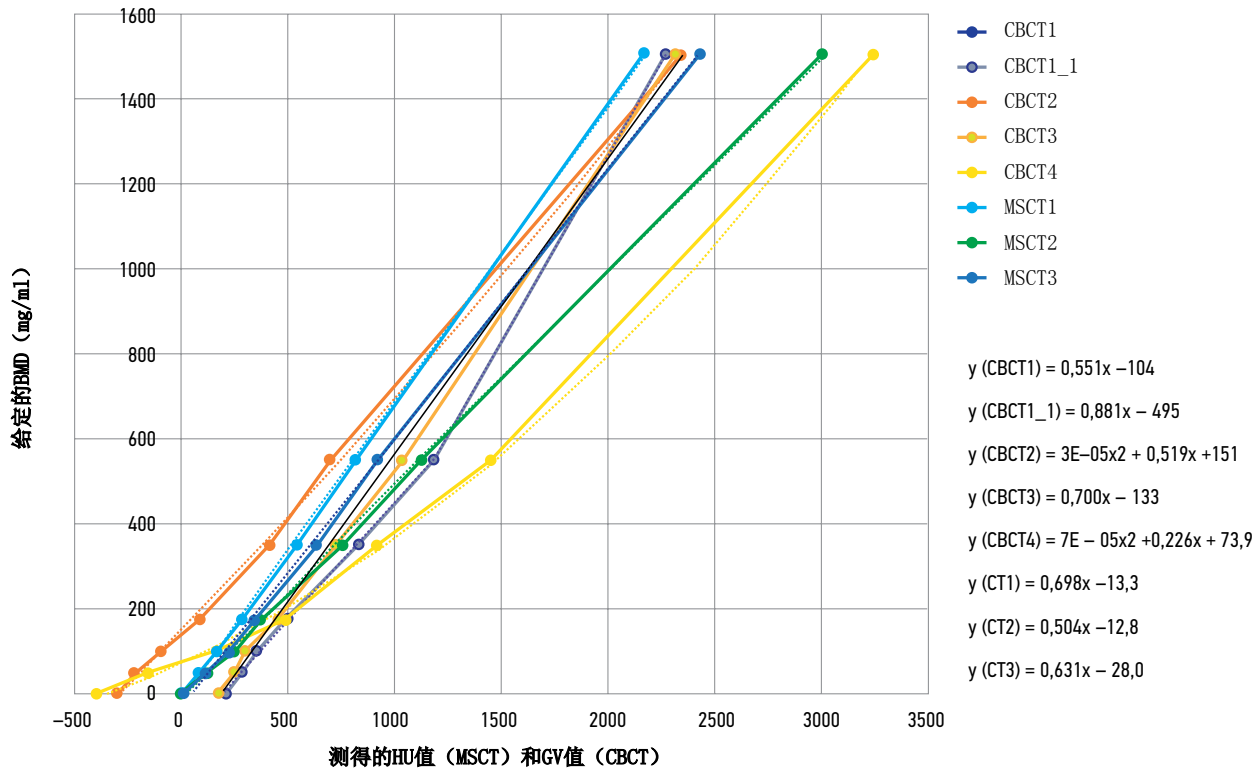


图4。与图2中图表相比的反比关系：矿物质密度对X射线密度的依从性，以GV和HU单位。获得的近似线被用于确定交叉校验公式。

依存特征。这是因为在图像分析过程中发现了伪影。

根据所获得的依存度公式（见图4），我们可以通过简单的转换计算出与120kV和200mA MSCT

“标准模式”相关的交叉校验公式（见表2第5行）。表3给出这些公式（第2列）。使用这些公式的算法是，将骨组织样本或模板的X射线密度测量值（在MSCT中以HU表示，在CBCT中以GV表示）作

表3。该研究中的每台断层扫描仪的交叉校验计算公式

断层扫描仪的简称（根据表1）	相对于MSCT1断层扫描仪的交叉校验公式
CBCT1（0-350 毫克/毫升）	$y=0.819 \times (x)-164$
CBCT1_1（350-1506 毫克/毫升）	$y=1.31 \times (x)-164$
CBCT2	$y=4.4 \times 10^{-5} \times (x)^2+0.771 \times (x)+234$
CBCT3	$y=1.04 \times (x)-188$
CBCT4	$y=1.04 \times (x)^2+0.335 \times (x)+120$
MSCT2	$y=0.748 \times (x)-9.14$
MSCT3	$y=0.937 \times (x)-51.5$

注：公式中（x）——在相应CT设备上测量的HU或GV值；（y）——相对于CT1的交叉校验计算值（即表1中CT1的骨密度，以HU表示）。CBCT1-4是研究中锥形束计算机断层扫描仪的序列号；MSCT2、3是研究中多层螺旋计算机断层扫描仪的序列号。

为因子（x）代入公式的右侧部分；同时，计算值（y）将对应于给定样本在MSCT1扫描时的X射线密度（以HU表示）。对这些密度可根据C. Misch量表进行估算，并确定相应的D1-5骨类型。

根据这种交叉校验算法，我们重新计算了相应扫描模式下所有X射线密度值的密度。图5给出这些数据。与图3相比，所获得的数据是匹配的。

讨论

在进行该研究的过程中，对于相同的BMD给定值，CT设备显示出不同的密度指数（见图3）。就水而言，MSCT设备的X射线密度指数最接近零值，单位为HU：MSCT1（1.5）；MSCT2（-9）；MSCT3（14）。CBCT设备的分散性更明显，以GV表示：CBCT1（210）；CBCT2（-305）；CBCT3（171）；CBCT4（-400）。扫描模式为120kV和200mA的MSCT1 显示出蒸馏水X射线密度的最可靠值，我们选择了MSCT1作为内部参考，并对其进行交叉校验。图3所示依存关系的进一步性质在倾斜角和曲线形状方面也不尽相同（CBCT2和3具有明显的非线性）。在具有近似线的反坐标对结果进行重绘（见图4），我们就可以确定MSCT1的120kV和200mA模式交叉校验算法（见表2行5）。表3给出这些公式。交叉校验后，关于MSCT1的重新计算数据显示出良好的可比性。交叉校验前，关于MSCT1模式的测量值平均差异中值为160个相对单位（HU、GV），重新校验后减少了10倍，为16个相对单位（ $p=0.000$ ），并且数据确实显示出，虽然我们进行了交叉校验，CBCT的平均差异（30个相对单位）仍显著高于MSCT（8个相对单位）， $p=0.024$ ；我们采用曼-惠特尼方法进行了比较。同时，两个CBCT模板密度单位的平均相对差异为17.69%，MSCT为4.7%。

空间位置不同的两个模板之间的相对差异很大（见图2），而且CBCT交叉校验后关于标准120kV和200mA模式的平均值相比差异更大，这就确定了必须使用同步模板，即位于研究中患者口腔内预定植入区附近的模板。异步方法已被成功地应用于定量CT，但由于CBCT中的一些伪影导致

信号不均匀，因此该方法可能并不有效[11]。有必要对特定的设备、模式和患者进行校验。

如今，HU相对单位被用于Carl E. Misch放射学分类（见表1第5列和第6列）。该分类是牙种植规划阶段和选择下一步手术方案的基础。在这项实验工作中，我们模拟了不透射线模板的密度与Carl E. Misch的主要骨类型（见表1），即D1-5，相符的情况。实验结果表明了，交叉校验后，可以很准确地估算出MSCT和CBCT两种不同模式的HU值。该方法经济实惠，易于使用。

多年来，磷酸氢二钾饱和不透射线模板一直作为等同于骨皮质的材料被用于剂量测定[12]。这种材料的不同稀释度以前和目前都被用于不透射线参考模型[11, 13]。基于不溶于水的羟基磷灰石或磷酸三钙的复合材料也可被视为不透射线材料。对于磷酸氢二钾和磷酸三钙的X射线密度来说，随着X射线能量的变化而发生协调变化，就像骨组织一样[14, 15]。本实验研究中，我们使用了几种电压值。我们根据设备类型选择了制造商推荐的80至120kV的扫描模式。根据相对密度单位（HU）量表，水的密度值对应于零，这是在MSCT设备校验时给定的[1]。研究中最接近该值的是MSCT设备。

研究家以前曾使用过基于磷酸氢二钾的模型（不透射线模板），以使测量结果统一，并进一步对血管壁和骨组织钙化进行分类[16, 17]。据报道，低电压和空间分辨率设备的误差更大[18]。确定BMD的误差取决于以下因素：CT设备电压、重建算法、特征散射伪影、探测器光子不足；辐射功率（mA）的影响较小[11]。值得注意的是，对所有不透射线模板的CT检查都是将其浸泡在有水容器中进行的，容器的尺寸与口腔和周围软组织的尺寸一致，这使得模型条件更接近于患者的原始扫描条件[19]。

与之前评估一种计算机断层扫描仪和一种不透射线模板的研究相比[20-23]，我们使用不透射线模板进行的定量研究提供了更广泛的结果。该研究中，我们使用了具有七个BMD给定值并对6种扫描仪进行比较评估的原创模板，这使研究具有原创性和更多证据。研究结果表明了，使用不透

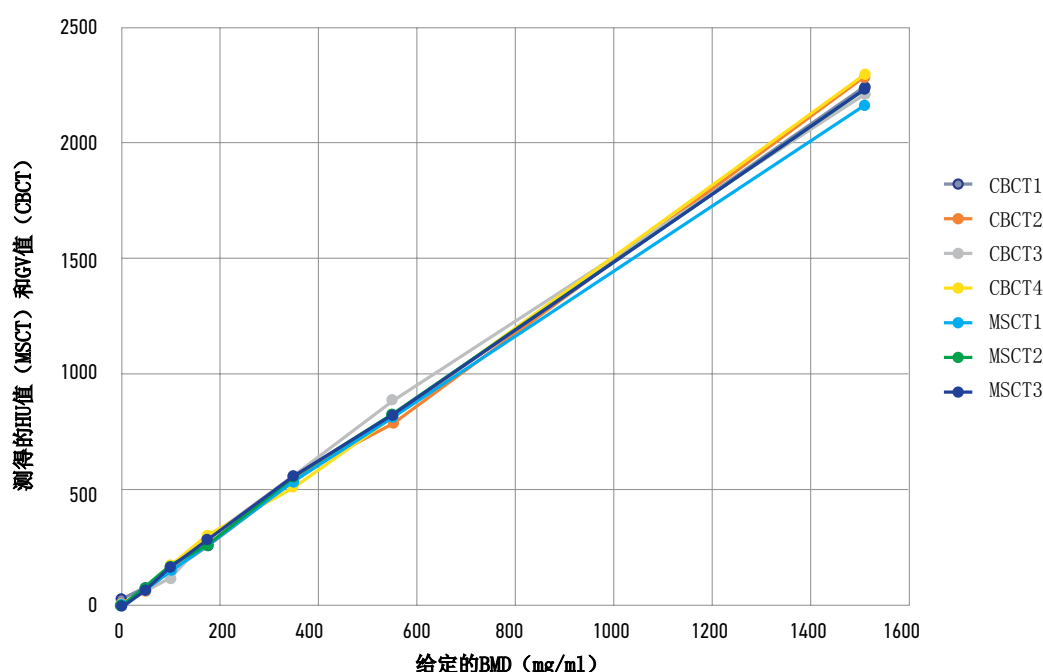


图5。交叉校验后重新计算的X射线密度值（MSCT为HU，CBCT为GV）对给定的骨矿密度值的依从性。校正数据具有良好的 consistency。交叉校验是关于MSCT1断层扫描仪和120kV、200mA模式进行的。MSCT1——该研究中的第一多层螺旋计算机断层扫描仪；CBCT——锥形束计算机断层扫描仪。

射线模板允许使CBCT上的组织密度分类缺点标准化和弥补，这对各种牙科操作的规划和性能有很大影响[24, 25]。

未来，同步不透射线模板可被用于颌面部的各类手术，尤其是牙种植。利用不透射线模板规划牙种植，允许选择最个性化的手术方案[26–30]。在比较CBCT和MSCT时，可以发现骨密度依存关系的性质相似，但单个测量值差异很大[26]。我们开发的交叉校验算法允许显著减少这些差异。

在CBCT中，除了测定BMD的误差外，几何失真的估计也起着重要作用[31–34]。在J. Medelnic等人的研究[35]中，作者评估了不同CBCT和MSCT的解剖标志重现性和准确度。H. Elshenawy等人的研究[36]指出，研究区域大小和体素大小的增加会对CBCT线性测量的准确度产生负面影响，尤其是在估计小距离时。作者也指出，除了估计几何失真之外，最准确地估计物体密度也很重要。

结论

根据相同骨矿物质密度样本的四个CBCT和两个MSCT数据，所开发的不透射线模板显示出X射线

密度的巨大差异。交叉校验使CBCT和不同MSCT模式的密度测定指数标准化。在这种情况下，分散性减少10倍，这为根据C. Misch量表进行骨组织分类的过程提供可能。最有前途的是使用直接位于进行牙科干预区域的单个同步模板。

ADDITIONAL INFORMATION

Funding source. This article was prepared by the authors as part of the research and development work (EGISU number: 123031400007-7) in accordance with the Program of the Moscow Department of Health for 2023–2025.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contribution. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work. Sh.D. Hossain, A.B. Danaev, A.A. Dolgalev — writing the text of the article, performing the experimental part of the research; A.A. Muraev, D.V. Burenchev, S.Yu. Ivanov — study concept and design; A.V. Petraikin, Yu.A. Vasilev, D.E. Sharova — data analysis.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography). Description of system // Br J Radiol. 1973. Vol. 46, N 552. P. 1016–1022. doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016
2. Bornstein M.M., Scarfe W.C., Vaughn V.M., Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: A systematic review

focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks // Int J Oral Maxillofac Implants. 2014. Vol. 2014, N 29, Suppl. P. 55–77. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g1.4

3. DenOtter T.D., Schubert J. Hounsfield Unit. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; March 9, 2022.

4. Kim Y., Oh T.J., Misch C.E., Wang H.L. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale // *Clin Oral Implants Res.* 2005. Vol. 16, N 1. P. 26–35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x
5. Woelber J.P., Fleiner J., Rau J., et al. Accuracy and usefulness of CBCT in periodontology: A systematic review of the literature // *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2018. Vol. 38, N 2. P. 289–297. doi: 10.11607/prd.2751
6. Song D., Shujaat S., de Faria Vasconcelos K., et al. Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects // *BMC Med Imaging.* 2021. Vol. 21, N 1. P. 23. doi: 10.1186/s12880-021-00557-9
7. Savoldi F., Yon M.J., Kwok V.M., et al. Accuracy of CBCT in the identification of mental, lingual, and retromolar foramina: A comparison with visual inspection of human dry mandibles // *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021. Vol. 4, N 6. P. e277–e286. doi: 10.11607/prd.4770
8. Levi C., Gray J.E., McCullough E.C., Hattery R.R. The unreliability of CT numbers as absolute values // *AJR Am J Roentgenol.* 1982. Vol. 139, N 3. P. 443–447. doi: 10.2214/ajr.139.3.443
9. Петряйкин А.В., Скрипникова И.А. Количественная компьютерная томография, современные данные. Обзор // *Медицинская визуализация.* 2021. Т. 25, № 4. С. 134–146. doi: 10.24835/1607-0763-1049
10. Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., и др. Влияние конволюционных ядер и эффекта «упрочнения луча» на оценку минеральной плотности губчатой костной ткани с использованием количественной компьютерной томографии // *Известия Саратовского университета.* 2020. Т. 20, № 2. С. 205–219. doi: 10.18500/1816-9791-2020-20-2-205-219
11. Петряйкин А.В., Сморгичева А.К., Кудрявцев Н.Д., и др. Сравнение двух методик асинхронной КТ-денситометрии // *Медицинская визуализация.* 2020. Т. 24, № 4. С. 108–118. doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-108-118
12. Witt R.M., Cameron J.R. Bone Standards. USAEC Progress Report COO-1422-42, US Atomic Energy Commission, Madison, Wisconsin, 1969.
13. Cann C.E., Genant H.K. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography // *J Comput Assist Tomogr.* 1980. Vol. 4, N 4. P. 493–500. doi: 10.1097/00004728-198008000-00018
14. Hubbell J.H. Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 1969. doi: 10.6028/NBS.NSRDS.29
15. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement // *ICRU Report.* 1989. N 44. P. 1–189.
16. Николаев А.Е., Коркунова О.А., Блохин И.А., и др. Плотность кальцификации при компьютерной томографии в зависимости от параметров сканирования: фантомное исследование // *Медицинская визуализация.* 2020. Т. 24, № 4. С. 119–132. doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-119-132
17. Gaur A., Dhillon M., Puri N., et al. Questionable accuracy of CBCT in determining bone density: A comparative CBCT-CT in vitro study // *Dent Med Probl.* 2022. Vol. 59, N 3. P. 413–419. doi: 10.17219/dmp/143504
18. Martinez C., de Molina C., Desco M., Abella M. Optimization of a calibration phantom for quantitative radiography // *Med Phys.* 2021. Vol. 48, N 3. P. 1039–1053. doi: 10.1002/mp.14638
19. Hu Z., Wang T., Pan X., et al. Comparison of diagnosis of cracked tooth using contrast-enhanced CBCT and micro-CT // *Dentomaxillofac Radiol.* 2021. Vol. 50, N 7. P. 20210003. doi: 10.1259/dmfr.20210003
20. Lehmann L., Alvarez R., Macovski A., et al. Generalized image combinations in dual KVP digital radiography // *Med Phys.* 1981. Vol. 8, N 5. P. 659–667. doi: 10.1118/1.595025
21. Chuang K.S., Huang H. Comparison of four dual energy image decomposition methods // *Physics Med Biol.* 1988. Vol. 33, N 4. P. 455. doi: 10.1088/0031-9155/33/4/005
22. Gingold E.L., Hasegawa B.H. Systematic bias in basis material decomposition applied to quantitative dual-energy X-ray imaging // *Med Phys.* 1992. Vol. 9, N 1. P. 25–33. doi: 10.1118/1.596889
23. Cardinal H.N., Fenster A. An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition // *Med Phys.* 1990. Vol. 17, N 3. P. 327–341. doi: 10.1118/1.596512
24. Jacobs R., Salmon B., Codari M., et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use // *BMC Oral Health.* 2018. Vol. 18, N 1. P. 88. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5
25. Долгалева А.А., Данаев А.Б., Юсупов Р.Д., и др. Объективная оценка погрешности показателей плотности при проведении конусно-лучевой компьютерной томографии в стоматологической практике // *Медицинский алфавит.* 2022. № 7. С. 65–68. doi: 10.33667/2078-5631-2022-7-65-68
26. Cassetta M., Stefanelli L.V., Di Carlo S., et al. The accuracy of CBCT in measuring jaws bone density // *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2012. Vol. 16, N 10. P. 1425–1429.
27. Harvey S., Patel S. Guidelines and template for reporting on CBCT scans // *Br Dent J.* 2020. Vol. 228, N 1. P. 15–18. doi: 10.1038/s41415-019-1115-8
28. Cassetta M., Stefanelli L.V., Pacifici A., et al. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study // *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014. Vol. 16, N 4. P. 471–478. doi: 10.1111/cid.12027
29. Parsa A., Ibrahim N., Hassan B., et al. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT // *Clin Oral Implants Res.* 2015. Vol. 26, N 1. P. e1–7. doi: 10.1111/clr.12315
30. Van Dessel J., Nicolielo L.F., Huang Y., et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT // *Eur J Oral Implantol.* 2017. Vol. 10, N 1. P. 95–105.
31. Dillenseger J.P., Matern J.F., Gros C.I., et al. MSCT versus CBCT: Evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging // *Eur Radiol.* 2015. Vol. 25, N 2. P. 505–515. doi: 10.1007/s00330-014-3439-8
32. Schegerer A.A., Lechel U., Ritter M., et al. Dose and image quality of cone-beam computed tomography as compared with conventional multislice computed tomography in abdominal imaging // *Invest Radiol.* 2014. Vol. 49, N 10. P. 675–684. doi: 10.1097/RLI.0000000000000069
33. Veldhoen S., Schöllchen M., Hanken H., et al. Performance of cone-beam computed tomography and multidetector computed tomography in diagnostic imaging of the midface: A comparative study on Phantom and cadaver head scans // *Eur Radiol.* 2017. Vol. 27, N 2. P. 790–800. doi: 10.1007/s00330-016-4387-2

34. Grunz J.P., Weng A.M., Gietzen C.H., et al. Evaluation of ultra-high-resolution cone-beam CT prototype of twin robotic radiography system for cadaveric wrist imaging // *Acad Radiol*. 2021. Vol. 28, N 10. P. e314–e322. doi: 10.1016/j.acra.2020.06.018
35. Medelnik J., Hertrich K., Steinhäuser-Andresen S., et al. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and

- MSCT-based 3D images: An in vitro study // *J Orofac Orthop*. 2011. Vol. 72, N 4. P. 261–278. doi: 10.1007/s00056-011-0032-5
36. Elshenawy H., Aly W., Salah N., et al. Influence of small, midi, medium and large fields of view on accuracy of linear measurements in CBCT imaging: Diagnostic accuracy study // *Open Access Maced J Med Sci*. 2019. Vol. 7, N 6. P. 1037–1041. doi: 10.3889/oamjms.2019.232

REFERENCES

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552): 1016–1022. doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016
2. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: A systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):55–77. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g1.4
3. DenOtter TD, Schubert J. Hounsfield Unit. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022.
4. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26–35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x
5. Woelber JP, Fleiner J, Rau J, et al. Accuracy and usefulness of CBCT in periodontology: A systematic review of the literature. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018;38(2):289–297. doi: 10.11607/prd.2751
6. Song D, Shujaat S, de Faria Vasconcelos K, et al. Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects. *BMC Med Imaging*. 2021;21(1):23. doi: 10.1186/s12880-021-00557-9
7. Savoldi F, Yon MJ, Kwok VM, et al. Accuracy of CBCT in the identification of mental, lingual, and retromolar foramina: A comparison with visual inspection of human dry mandibles. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2021;41(6):e277–e286. doi: 10.11607/prd.4770
8. Levi C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol*. 1982;139(3): 443–447. doi: 10.2214/ajr.139.3.443
9. Petraikin AV, Skripnikova IA. Quantitative computed tomography, modern data. Review. *Medical Imaging*. 2021;25(4):134–146. (In Russ). doi: 10.24835/1607-0763-1049
10. Ivanov DV, Kirillova IV, Kossovich LY, et al. Influence of convolution kernel and beam-hardening effect on the assessment of trabecular bonemineral density using quantitative computed tomography. *News Saratov University*. 2020;20(2):205–219. (In Russ). doi: 10.18500/1816-9791-2020-20-2-205-219
11. Petraikin AV, Smorchkova AK, Kudryavtsev ND, et al. Comparison of two asynchronous QCT methods. *Medical Imaging*. 2020;24(4): 108–118. (In Russ). doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-108-118
12. Witt RM, Cameron JR. Bone Standards. USAEC Progress Report No. C00-1422-42 US Atomic Energy Commission, Madison, Wisconsin; 1969.
13. Cann CE, Genant HK. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 1980;4(4):493–500. doi: 10.1097/00004728-198008000-00018
14. Hubbell JH. Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD; 1969. doi: 10.6028/NBS.NSRDS.29
15. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. *ICRU Report*. 1989;(44):1–189.
16. Nikolaev AE, Korkunova OA, Blokhin IA, et al. Calcification density on computed tomography depending on scanning parameters: Phantom study. (In Russ). *Med Imaging*. 2020;24(4):119–132. doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-119-132
17. Gaur A, Dhillon M, Puri N, et al. Questionable accuracy of CBCT in determining bone density: A comparative CBCT-CT in vitro study. *Dent Med Probl*. 2022;59(3):413–419. doi: 10.17219/dmp/143504
18. Martinez C, de Molina C, Desco M, Abella M. Optimization of a calibration phantom for quantitative radiography. *Med Phys*. 2021;48(3):1039–1053. doi: 10.1002/mp.14638
19. Hu Z, Wang T, Pan X, et al. Comparison of diagnosis of cracked tooth using contrast-enhanced CBCT and micro-CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2021;50(7):20210003. doi: 10.1259/dmfr.20210003
20. Lehmann L, Alvarez R, Macovski A, et al. Generalized image combinations in dual KVP digital radiography. *Med Phys*. 1981;8(5):659–667. doi: 10.1118/1.595025
21. Chuang KS, Huang H. Comparison of four dual energy image decomposition methods. *Physics Med Biol*. 1988;33(4):455. doi: 10.1088/0031-9155/33/4/005
22. Gingold EL, Hasegawa BH. Systematic bias in basis material decomposition applied to quantitative dual-energy X-ray imaging. *Med Phys*. 1992;19(1):25–33. doi: 10.1088/0031-9155/33/4/005
23. Cardinal HN, Fenster A. An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition. *Med Phys*. 1990;17(3):327–341. doi: 10.1118/1.596512
24. Jacobs R, Salmon B, Codari M, et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):88. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5
25. Dolgalev AA, Danaev AB, Yusupov RD, et al. Objective assessment of measurement error in significant cone-beam computed tomography in dental practice. *Med Alphabet*. 2022;(7):65–68. (In Russ). doi: 10.33667/2078-5631-2022-7-65-68

26. Cassetta M, Stefanelli LV, Di Carlo S, et al. The accuracy of CBCT in measuring jaws bone density. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2012;16(10):1425–1429.
27. Harvey S, Patel S. Guidelines and template for reporting on CBCT scans. *Br Dent J*. 2020;228(1):15–18. doi: 10.1038/s41415-019-1115-8
28. Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, et al. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):471–478. doi: 10.1111/cid.12027
29. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, et al. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(1):e1–7. doi: 10.1111/clr.12315
30. Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(1):95–105.
31. Dillenseger JP, Matern JF, Gros CI, et al. MSCT versus CBCT: Evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging. *Eur Radiol*. 2015;25(2):505–515. doi: 10.1007/s00330-014-3439-8
32. Schegerer AA, Lechel U, Ritter M, et al. Dose and image quality of cone-beam computed tomography as compared with conventional multislice computed tomography in abdominal imaging. *Invest Radiol*. 2014;49(10):675–684. doi: 10.1097/RLI.000000000000069
33. Veldhoen S, Schöllchen M, Hanken H, et al. Performance of cone-beam computed tomography and multidetector computed tomography in diagnostic imaging of the midface: A comparative study on Phantom and cadaver head scans. *Eur Radiol*. 2017;27(2):790–800. doi: 10.1007/s00330-016-4387-2
34. Grunz JP, Weng AM, Gietzen CH, et al. Evaluation of ultra-high-resolution cone-beam CT prototype of twin robotic radiography system for cadaveric wrist imaging. *Acad Radiol*. 2022;28(10):e314–e322. doi: 10.1016/j.acra.2020.06.018
35. Medelnik J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, et al. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: An in vitro study. *J Orofac Orthop*. 2011;72(4):261–278. doi: 10.1007/s00056-011-0032-5
36. Elshenawy H, Aly W, Salah N, et al. Influence of small, midi, medium and large fields of view on accuracy of linear measurements in CBCT imaging: Diagnostic accuracy study. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019;7(6):1037–1041. doi: 10.3889/oamjms.2019.232

AUTHORS' INFO

* **Alexey V. Petraikin**, MD, Dr. Sci. (Med.), Assistant Professor, Chief Researcher;
address: 24/1 Petrovka street, 127051 Moscow, Russia;
ORCID: 0000-0003-1694-4682;
eLibrary SPIN: 6193-1656;
e-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Shazmim D. Hossain, Assistant Lecturer;
ORCID: 0000-0002-5410-1849;
eLibrary SPIN: 3760-3732;
e-mail: shazmim@mail.ru

Alexandr A. Muraev, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor;
ORCID: 0000-0003-3982-5512;
eLibrary SPIN: 1431-5936;
e-mail: muraev_aa@pfur.ru

Aslan B. Danaev, Assistant Lecturer;
ORCID: 0000-0003-4754-3101;
eLibrary SPIN: 7266-7722;
e-mail: aslandanaev111@mail.ru

Dmitry V. Burenchev, MD, Dr. Sci. (Med.), Chief Researcher;
ORCID: 0000-0003-2894-6255;
eLibrary SPIN: 2411-3959;
e-mail: BurenchevDV@zdrav.mos.ru

Alexander A. Dolgalev, MD, Dr. Sci. (Med.), Assistant Professor;
ORCID: 0000-0002-6352-6750;
eLibrary SPIN: 5941-5771;
e-mail: dolgalev@dolgalev.pro

ОБ АВТОРАХ

* **Петряйкин Алексей Владимирович**, д-р мед. наук, доцент, гл. науч. сотр.;
адрес: Россия, 127051, Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1;
ORCID: 0000-0003-1694-4682;
eLibrary SPIN: 6193-1656;
e-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Хоссаин Шазмим Джахан, ассистент;
ORCID: 0000-0002-5410-1849;
eLibrary SPIN: 3760-3732;
e-mail: shazmim@mail.ru

Муратов Александр Александрович, д-р мед. наук, профессор;
ORCID: 0000-0003-3982-5512;
eLibrary SPIN: 1431-5936;
e-mail: muraev_aa@pfur.ru

Данаев Аслан Барадинович, ассистент;
ORCID: 0000-0003-4754-3101;
eLibrary SPIN: 7266-7722;
e-mail: aslandanaev111@mail.ru

Буренчев Дмитрий Владимирович, д-р мед. наук, гл. науч. сотр.;
ORCID: 0000-0003-2894-6255;
eLibrary SPIN: 2411-3959;
e-mail: BurenchevDV@zdrav.mos.ru

Долгалева Александра Александрович, д-р мед. наук, доцент;
ORCID: 0000-0002-6352-6750;
eLibrary SPIN: 5941-5771;
e-mail: dolgalev@dolgalev.pro

* Corresponding author / Автор, ответственный за переписку

Yuriy A. Vasilev, MD, Cand. Sci. (Med.);
ORCID: 0000-0002-0208-5218;
eLibrary SPIN: 4458-5608;
e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru

Dariya E. Sharova;
ORCID: 0000-0001-5792-3912;
eLibrary SPIN: 1811-7595;
e-mail: SharovaDE@zdrav.mos.ru

Sergey Yu. Ivanov, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor, Corresponding
Member of the Russian Academy of Sciences;
ORCID: 0000-0001-5458-0192;
eLibrary SPIN: 2607-2679;
e-mail: syivanov@yandex.ru

Васильев Юрий Александрович, канд. мед. наук;
ORCID: 0000-0002-0208-5218;
eLibrary SPIN: 4458-5608;
e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru

Шарова Дарья Евгеньевна;
ORCID: 0000-0001-5792-3912;
eLibrary SPIN: 1811-7595;
e-mail: SharovaDE@zdrav.mos.ru

Иванов Сергей Юрьевич, д-р мед. наук, профессор,
чл.-корр. РАН;
ORCID: 0000-0001-5458-0192;
eLibrary SPIN: 2607-2679;
e-mail: syivanov@yandex.ru