(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2018 年 7 月 19 日 (19.07.2018)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2018/129889 A1

(51) 国际专利分类号:
A61N 5/10 (2006.01) *G06T 17/00* (2006.01)
G06F 19/00 (2011.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2017/092745

(22) 国际申请日: 2017 年 7 月 13 日 (13.07.2017)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201710017476.X 2017年1月11日 (11.01.2017) CN

(71) 申请人: 南京中硼联康医疗科技有限公司 (NEUBORON MEDTECH LTD.) [CN/CN]; 中国江苏省南京市江宁区龙眠大道568号12栋3楼/刘伟伟, Jiangsu 211112 (CN)。

(72) 发明人: 刘渊豪 (LIU, Yuan-Hao); 中国江苏省南京江宁区龙眠大道568号12栋3楼, Jiangsu 211112 (CN)。 萧明城 (HSIAO, Ming-Chen); 中国江苏省南京江宁区龙眠大道568号12栋3楼, Jiangsu 211112 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,

WO 2018/129889 A1

(54) **Title:** MEDICAL IMAGE-BASED METHOD FOR DECONSTRUCTING TISSUE ELEMENT MASS RATIO AND METHOD FOR ESTABLISHING GEOMETRIC MODEL

(54) **发明名称:** 基于医学影像的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法

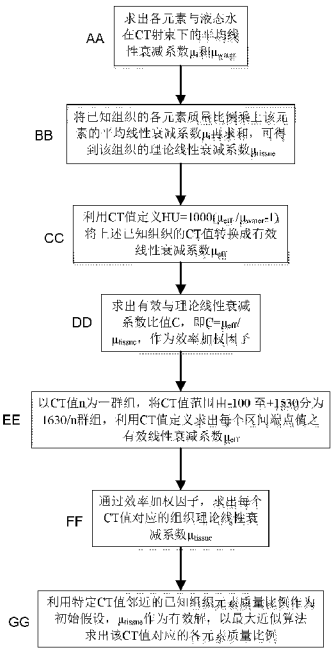


图 3

AA Calculate average linear attenuation coefficients, i.e., μ_i and μ_{water}, of each element and aqueous water under CT beams

BB Multiply an element mass ratio of a known tissue by an average linear attenuation coefficient μ_i of the element and sum up to obtain a theoretical linear attenuation coefficient μ_{tissue} of the tissue

CC Convert a CT value of the known tissue into an effective linear attenuation coefficient μ_{eff} by using CT value definition HU = 1000 (μ_{eff}/μ_{water}-1)

DD Calculate the ratio C of the effective linear attenuation coefficient to the theoretical linear attenuation coefficient, i.e., $C = \mu_{eff}/\mu_{tissue}$, as an effective weighting factor.

EE Regarding CT value n as a group, divide the range of the CT value from -100 to +1530 into 1630/n groups, and calculate the effective linear attenuation coefficient μ_{eff} of each interval endpoint by using the CT value definition

FF Calculate the theoretical linear attenuation coefficient μ_{tissue} of a tissue corresponding to each CT value by means of the effective weighing factor

GG Use a known tissue element mass ratio adjacent to a particular CT value as an initial hypothesis, and by using the μ_{tissue} as an effective solution, calculate each element mass ratio corresponding to the CT value by means of best approximation algorithm

(57) **Abstract:** A medical image-based method for deconstructing a tissue element mass ratio and a method for establishing a geometric model. The method for deconstructing the tissue element mass ratio comprises: a step of approximating an element mass ratio of a tissue corresponding to unknown medical image data by means of medical image data corresponding to a tissue with a known element mass ratio. The method for establishing the geometric model comprises steps of: reading the medical image; defining the type of a

[见续页]

SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护)：ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布：

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

tissue according to the method for deconstructing the tissue element mass ratio; deciding tissue grouping number; defining a tissue density by means of the conversion relation between the medical image and density; establishing a 3D encoding matrix carrying tissue and density information; and generating the geometric model. Deconstructing an organism tissue element mass ratio by means of the medical image data of a known tissue to be better approximated by the real situation when making voxel prosthesis can increase dose calculation accuracy and improve treatment quality.

(57) 摘要：一种基于医学影像的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法,组织元素质量比例解构方法包括通过已知元素质量比例的组织对应的医学影像数据近似未知医学影像数据对应的组织的元素质量比例的步骤；几何模型建立方法包括：读取医学影像的步骤；根据组织元素质量比例解构方法定义组织种类的步骤；决定组织分群数的步骤；通过医学影像与密度之间的转换关系定义组织密度的步骤；建立带有组织和密度信息的3D编码矩阵的步骤；产生几何模型的步骤。透过已知组织的医学影像数据来解构生物体组织元素质量比例,在制作体素假体时更近似于真实情况,可提升剂量计算准确度精进治疗质量。

基于医学影像的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法

技术领域

本发明一方面涉及一种组织元素质量比例解构方法，尤其涉及一种基于医学影像的组织元素质量比例解构方法；本发明另一方面涉及一种几何模型建立方法，尤其涉及一种基于医学影像的几何模型建立方法。

背景技术

随着原子科学的发展，例如钴六十、直线加速器、电子射束等放射线治疗已成为癌症治疗的主要手段之一。然而传统光子或电子治疗受到放射线本身物理条件的限制，在杀死肿瘤细胞的同时，也会对射束途径上大量的正常组织造成伤害；另外由于肿瘤细胞对放射线敏感程度的不同，传统放射治疗对于较具抗辐射性的恶性肿瘤（如：多行性胶质母细胞瘤（glioblastoma multiforme）、黑色素细胞瘤（melanoma））的治疗成效往往不佳。

为了减少肿瘤周边正常组织的辐射伤害，化学治疗（chemotherapy）中的标靶治疗概念便被应用于放射线治疗中；而针对高抗辐射性的肿瘤细胞，目前也积极发展具有高相对生物效应（relative biological effectiveness, RBE）的辐射源，如质子治疗、重粒子治疗、中子捕获治疗等。其中，中子捕获治疗便是结合上述两种概念，如硼中子捕获治疗，借由含硼药物在肿瘤细胞的特异性集聚，配合精准的中子射束调控，提供比传统放射线更好的癌症治疗选择。

硼中子捕获治疗（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT）是利用含硼（B-10）药物对热中子具有高捕获截面的特性，借由$^{10}B(n,\alpha)\,^{7}Li$中子捕获及核分裂反应产生^{4}He和^{7}Li两个重荷电粒子，两粒子的总射程约相当于一个细胞大小，因此对于生物体造成的辐射伤害能局限在细胞层级，当含硼药物选择性地聚集在肿瘤细胞中，搭配适当的中子射源，便能在不对正常组织造成太大伤害的前提下，达到局部杀死肿瘤细胞的目的。

三维模型广泛应用于科学实验分析、科学实验模拟领域。比如在核辐射与防护领域，为了模拟生物体在一定辐射条件下的吸收剂量，常常需要利用计算机技术对医学影像进行各种处理建立精确的蒙特卡罗软件需要的晶格模型，并结合软件进行模拟计算。

蒙特卡罗方法是目前能够对辐照目标内部三维空间核粒子碰撞轨迹和能量分布进行精确模拟的工具，蒙特卡罗方法与复杂的三维人体解剖模型相结合代表了模拟在计算机技术中的跃进。在诊断放射检查中，精确的人体器官剂量评估对于放射治疗是非常有益的。目前，国际上已经成功建立多种人体模型并结合蒙特卡罗模拟程序，对人体在辐射环境下的吸收剂量

进行精确性的计算评估。人体三维解剖模型成功转换为蒙特卡罗程序所需要的几何描述是进行蒙特卡罗模拟计算的前提条件，也是目前国际上蒙特卡罗模拟研究的热点和难点。

核磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging, MRI）或电子计算机断层扫描（Computed Tomography, CT）等医学影像能够针对人体体内特征提供较为详细的组织几何结构信息，为人体内部结构的实体建模提供了数据基础。其中，以计算机断层扫描为例，将CT影像数据转换成与人体解剖构造相近的体素假体模型，从而模拟辐射的迁移历程，及与人体组织的作用情形来计算辐射吸收剂量。因此，在给定体素假体的各项元素组成时，尽可能地与病人真实情况吻合，以在模拟计算时获得最接近真实情况的结果。然而目前对体素假体的材料定义，普遍由固定区间范围的CT值对应固定元素组成比例的组织，如Vanderstraeten等人于2007年发表的文献（将在下文详述）所述，CT值=-100~20对应为脂肪，CT值=20~100对应为肌肉。但是人体各组织应由特定的元素质量比例组成，而非由单一区间内的固定元素质量比例代表，由此可知目前常见的体素假体成份定义方法仍有相当大的改善空间。

因此，有必要提出一种提高治疗计划精确性的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法及包含该解构方法的几何模型建立方法。

发明内容

本发明的一方面提供一种基于医学影像的组织元素质量比例解构方法，包括通过已知元素质量比例的组织对应的医学影像数据近似未知医学影像数据对应的组织的元素质量比例的步骤。该方法透过已知的组织元素质量比例，以医学影像数据求出其他组织的元素质量比例，提供更多组织种类用于建立基于医学影像转换的体素假体，该假体可用于蒙地卡罗治疗计划系统，透过更大量的组织元素质量比例，在蒙特卡罗计算时进而指定正确的物理作用数据如光子的线性衰减系数、中子的作用截面、与荷电粒子(质子、电子或其它荷电粒子)的质量阻挡本领，提供接近于真实的粒子迁移环境。

作为一种优选地，所述医学影像数据与光子线性衰减系数相关，通过所述医学影像数据可以获得已知元素质量比例的组织的有效线性衰减系数。

更进一步，所述通过已知元素质量比例的组织对应的医学影像数据近似未知医学影像数据对应的组织的元素质量比例的步骤包括：

将 NIST 提供的基本元素的光子线性衰减系数以所述医学影像射束能谱加权，求出所述医学影像射束下的平均线性衰减系数 μ_i；

以所述医学影像的侦检器效率与增建因子乘积作为效率加权因子 C，来修正各组织的线性衰减系数使其成为各组织的有效线性衰减系数即$\mu_{eff.} = C \cdot \mu_{tissue} = C \cdot \sum_{i=1}^{n} m_i \mu_i$；

以相近医学影像数据的组织元素质量比例作为初始假设，以推演算法求出各医学影像数据所对应的生物体内化学元素质量比例分布即 m_i。

作为一种优选地，所述医学影像数据为 CT 值，所述 CT 值 HU 与有效线性衰减系数 μ_{eff} 的关系为 $HU=1000(\mu_{eff}/\mu_{water}-1)$，所述 CT 值以 n 为一群组，将 CT 值范围由-100 至+1530 分为 1630/n 群组。所述推演算法为最大近似算法。

本发明的另一方面提供一种基于医学影像的几何模型建立方法，包括：

读取医学影像的步骤；

根据医学影像数据与组织种类之间的转换关系或上述组织元素质量比例解构方法定义组织种类的步骤；

决定组织分群数的步骤；

通过医学影像与密度之间的转换关系定义组织密度的步骤；

建立带有组织和密度信息的 3D 编码矩阵的步骤；

产生几何模型的步骤。

该几何模型建立方法根据医学影像的数据与组织种类之间的转换关系，可以根据实际需要确定组织分群数，从而更加精确地提供组织种类、元素组成及密度，建立的几何模型更加匹配于医学影像反应出的真实情况。

作为一种优选地，该几何模型建立方法应用于中子捕获治疗，其进一步包括给定 B-10 浓度的步骤和建立带有 B-10 浓度信息的 3D 编码矩阵的步骤。标记有 B-10 浓度信息的几何模型，便可清楚地知道，各个组织内的含硼药物浓度，然后进行中子捕获治疗照射模拟时，则更加真实地反应出实际情况。

组织分群数为用户手动定义的组织分群数加上数据库中已有的 4 种组织分群数或 14 种组织分群数或 70 种组织分群数或所述组织元素质量比例解构方法确定的 163 种组织分群数。如果在已有数据库中并未建立有相对应的组织分群数，那么可以由用户自定义一个新的组织分群数。这样即避免了如果已有数据库中不能完全匹配相对应的组织分群数，只能近似选择的情况，从而有效地提高的建模的精确度。

更加优选地，该几何模型建立方法进一步包括建立 3D 组织编码矩阵的步骤和建立 3D 密度编码矩阵的步骤。根据医学影像的切片通过相对应的转换关系，每一张切片建立相应的组织编码和密度编码，从而建立起 3D 组织编码矩阵和 3D 密度编码矩阵。

几何模型包括蒙特卡罗软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡。通过医学

影像最终获得蒙特卡罗软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡，从而为模拟计算提供理论依据并获得精确的模拟计算结果。

医学影像数据可以为核磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging, MRI）、电子计算机断层扫描（Computed Tomography, CT）、正电子发射型计算机断层扫描（Positron Emission Tomography,PET）、PET-CT或X射线成像（X-Ray imaging），下文实施例中将基于电子计算机断层扫描（CT）的数据来阐述，CT的文件格式通常为DICOM。但本领域技术人员熟知地，还可以使用其他的医学影像数据，只要该医学影像数据能够被转换成体素假体组织模型，就能够应用于本发明揭示的基于医学影像数据的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法中。

本发明实施例的基于医学影像数据的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法透过已知组织的医学影像数据来解构生物体组织元素质量比例，其可依CT值直接对应生物体组织中的各项元素组成，使在制作体素假体时更近似于真实情况，可提升剂量计算准确度精进治疗质量。

附图说明

图 1 是硼中子捕获反应示意图。

图 2 是 $^{10}B(n,\alpha)^{7}Li$ 中子捕获核反应方程式。

图 3 是本发明实施例中的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法的逻辑框图。

图 4 是本发明实施例中的基于医学影像的几何模型建立方法的逻辑框图。

图 5 是 CT 值(HU)与组织密度回归曲线公式及相关系数图。

具体实施方式

下面结合附图对本发明的实施例做进一步的详细说明，以令本领域技术人员参照说明书文字能够据以实施。

作为一种优选地，以用于中子捕获治疗的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法为本发明的实施例。下面将简单介绍一下中子捕获治疗，尤其是硼中子捕获治疗。

中子捕获治疗作为一种有效的治疗癌症的手段近年来的应用逐渐增加，其中以硼中子捕获治疗最为常见，供应硼中子捕获治疗的中子可以由核反应堆或加速器供应。本发明的实施例以加速器硼中子捕获治疗为例，加速器硼中子捕获治疗的基本组件通常包括用于对带电粒子（如质子、氘核等）进行加速的加速器、靶材与热移除系统和射束整形体，其中加速带电粒子与金属靶材作用产生中子，依据所需的中子产率与能量、可提供的加速带电粒子能量与

电流大小、金属靶材的物化性等特性来挑选合适的核反应，常被讨论的核反应有 $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ 及 $^{9}Be(p,n)^{9}B$，这两种反应皆为吸热反应。两种核反应的能量阀值分别为 1.881MeV 和 2.055MeV，由于硼中子捕获治疗的理想中子源为 keV 能量等级的超热中子，理论上若使用能量仅稍高于阀值的质子轰击金属锂靶材，可产生相对低能的中子，不须太多的缓速处理便可用于临床，然而锂金属（Li）和铍金属（Be）两种靶材与阀值能量的质子作用截面不高，为产生足够大的中子通量，通常选用较高能量的质子来引发核反应。

硼中子捕获治疗（Boron Neutron Capture Therapy, BNCT）是利用含硼（^{10}B）药物对热中子具有高捕获截面的特性，借由 $^{10}B(n,\alpha)\ ^{7}Li$ 中子捕获及核分裂反应产生 ^{4}He 和 ^{7}Li 两个重荷电粒子。参照图 1 和图 2，其分别示出了硼中子捕获反应的示意图和 $^{10}B(n,\alpha)\ ^{7}Li$ 中子捕获核反应方程式，两荷电粒子的平均能量约为 2.33MeV，具有高线性转移(Linear Energy Transfer, LET)、短射程特征，α 粒子的线性能量转移与射程分别为 150 keV/μm、8μm，而 ^{7}Li 重荷粒子则为 175 keV/μm、5μm，两粒子的总射程约相当于一个细胞大小，因此对于生物体造成的辐射伤害能局限在细胞层级，当含硼药物选择性地聚集在肿瘤细胞中，搭配适当的中子射源，便能在不对正常组织造成太大伤害的前提下，达到局部杀死肿瘤细胞的目的。

在中子捕获治疗中，为了模拟生物体在一定辐射条件下的吸收剂量以帮助医生制定治疗计划，常常需要利用计算机技术对医学影像进行各种处理建立精确的蒙特卡罗软件需要的晶格模型，并结合蒙特卡罗软件进行模拟计算。本发明实施例的目的在于建立更接近生物体组织构造的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法及包含该解构方法的几何模型建立方法，以进行硼中子捕获治疗的组织剂量模拟计算。医学影像数据可以为核磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging, MRI）、电子计算机断层扫描（Computed Tomography, CT）、正电子发射型计算机断层扫描（Positron Emission Tomography,PET）、PET-CT或X射线成像（X-Ray imaging），本实施例中将基于电子计算机断层扫描的数据来阐述，CT的文件格式通常为DICOM。但本领域技术人员熟知地，还可以使用其他的医学影像数据，只要该医学影像数据能够被转换成体素假体模型，就能够应用于本发明揭示的基于医学影像数据的组织元素质量比例解构方法及几何模型建立方法中。

本发明实施例的组织元素质量比例解构方法是基于生物体内化学元素质量比例分布与 CT 值之间的关系，CT 值，又称为 Hounsfield Unit (HU 或 H)，是各组织与水的线性衰减系数比值，为反应光衰减系数之单位，其定义如公式一：

$$HU = 1000\left(\frac{\mu eff}{\mu_{water}} - 1\right) \quad \text{公式一}$$

而各组织的线性衰减系数即为各元素质量比例(m_i;$0 \le m_i \le 1$)与各元素线性衰减系数(μ_i)之乘积和($\mu_{tissue} = \sum_{i=1}^{n} m_i \mu_i$)。通过美国国家标准与技术研究院（National Institute of Standards and Technology, NIST）提供的基本元素的光子线性衰减系数，将各元素在经过 CT 产生的 X 射线的能量范围内的线性衰减系数进行加权求和得到平均线性衰减系数，作为本实施例中进行计算的各元素线性衰减系数(μ_i)。并将 CT 扫描机内的侦检器效率与增建因子乘积作为效率加权因子 C，来修正各组织的线性衰减系数使其成为各组织的有效线性衰减系数即 $\mu_{eff.} = C \cdot \mu_{tissue} = C \cdot \sum_{i=1}^{n} m_i \mu_i$。再以 W. Schneider 等人于 2000 年发表的文献（W. Schneider, T. Bortfeld, and W. Schlegel,"Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions", Phys. Med. Biol. 45, 459–478 (2000).）为标准，其列出了 70 种 CT 值（有效线性衰减系数）对应的软组织或骨组织的各项元素比例分布，如下表一。虽然该文献已列出了具体 CT 值对应的组织元素质量比例，但可定义的 CT 值数量仍然偏少，有些数值间隔区间较大，使得该区间内的值难以精确定义。因此，本发明实施例以相近 CT 值的组织元素质量比例作为初始假设，以推演算法能够求出各 CT 值所对应的生物体内化学元素质量比例分布即 m_i，如此则可依 CT 影像数据获得各体素单元对应的元素组成比例，进而建立三维体素假体模型进行基于蒙特卡罗算法的治疗计划模拟，本实施例中优选采用 MCNP 软件进行模拟。

表一. CT 值对应 70 种不同元素组成的组织（元素重量百分比）

Soft tissue	H	ρ (g cm^{-3})	w_i (pp)						
			H	C	N	O	P	Ca	Others
Lung, blood-filled	−741	0.26	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2		1.0
Adipose tissue 3	−98	0.93	11.6	68.1	0.2	19.8			0.3
Adipose tissue 2	−77	0.95	11.4	59.8	0.7	27.8			0.3
Adipose tissue 1	−55	0.97	11.2	51.7	1.3	35.5			0.3
Mammary gland 1	−37	0.99	10.9	50.6	2.3	35.8	0.1		0.3
Mammary gland 2	−1	1.02	10.6	33.2	3.0	52.8	0.1		0.3
Brain, cerebrospinal fluid	13	1.01	11.1			88.0			0.9
Adrenal gland	14	1.03	10.6	28.4	2.6	57.8	0.1		0.5
Small intestine (wall)	23	1.03	10.6	11.5	2.2	75.1	0.1		0.5
Urine	26	1.02	11.0	0.5	1.0	86.2	0.1		1.2
Gallbladder bile	27	1.03	10.8	6.1	0.1	82.2			0.8
Lymph	29	1.03	10.8	4.1	1.1	83.2			0.8
Pancreas	32	1.04	10.6	16.9	2.2	69.4	0.2		0.7
Prostate	34	1.04	10.5	8.9	2.5	77.4	0.1		0.6
Brain, white matter	34	1.04	10.6	19.4	2.5	66.1	0.4		1.0
Testis	36	1.04	10.6	9.9	2.0	76.6	0.1		0.8
Brain, grey matter	40	1.04	10.7	9.5	1.8	76.7	0.3		1.0
Muscle, skeletal 1	40	1.05	10.1	17.1	3.6	68.1	0.2		0.9
Stomach	41	1.05	10.4	13.9	2.9	72.1	0.1		0.6
Heart 1	41	1.05	10.3	17.5	3.1	68.1	0.2		0.8
Kidney 1	41	1.05	10.2	16.0	3.4	69.3	0.2	0.1	0.8
Thyroid	42	1.05	10.4	11.9	2.4	74.5	0.1		0.7
Aorta	43	1.05	9.9	14.7	4.2	69.8	0.4	0.4	0.6
Heart 2	43	1.05	10.4	13.9	2.9	71.8	0.2		0.8
Kidney 2	43	1.05	10.3	13.2	3.0	72.4	0.2	0.1	0.8
Liver 1	43	1.05	10.3	15.6	2.7	70.1	0.3		1.0
Muscle, skeletal 2	43	1.05	10.2	14.3	3.4	71.0	0.2		0.9
Muscle, skeletal 3	44	1.05	10.2	11.2	3.0	74.5	0.2		0.9
Heart 3	45	1.05	10.4	10.3	2.7	75.6	0.2		0.8
Mammary gland 3	45	1.06	10.2	15.8	3.7	69.8	0.1		0.4
Kidney 3	46	1.05	10.4	10.6	2.7	75.2	0.2	0.1	0.8
Ovary	46	1.05	10.5	9.3	2.4	76.8	0.2		0.8

Soft tissue	H	ρ (g cm^{-3})	w_i (pp)						
			H	C	N	O	P	Ca	Others
Eye, lens	49	1.07	9.6	19.5	5.7	64.6	0.1		0.5
Liver 2	53	1.06	10.2	13.9	3.0	71.6	0.3		1.0
Trachea	54	1.06	10.1	13.9	3.3	71.3	0.4		1.0
Spleen	54	1.06	10.3	11.3	3.2	74.1	0.3		0.8
Heart, blood filled	56	1.06	10.3	12.1	3.2	73.4	0.1		0.9
Blood, whole	56	1.06	10.2	11.0	3.3	74.5	0.1		0.9
Liver 3	63	1.07	10.1	12.6	3.3	72.7	0.3		1.0
Skin 1	72	1.09	10.0	25.0	4.6	59.4	0.1		0.9
Skin 2	74	1.09	10.0	20.4	4.2	64.5	0.1		0.8
Skin 3	77	1.09	10.1	15.8	3.7	69.5	0.1		0.8
Connective tissue	100	1.12	9.4	20.7	6.2	62.2			1.5

Skeletal tissue	H	ρ (g cm^{-3})	w_i(ppg)						
			H	C	N	O	P	Ca	Others
Yellow marrow	−49	0.98	11.5	64.4	0.7	23.1			0.3
Yellow/red marrow (1:1)	−22	1.00	11.0	52.9	2.1	33.5	0.1		0.4
Red marrow	11	1.03	10.5	41.4	3.4	43.9	0.1		0.7
Cartilage	102	1.1	9.6	9.9	2.2	74.4	2.2		1.7
Sternum	385	1.25	7.8	31.6	3.7	43.8	4.0	8.5	0.6
Sacrum (male)	454	1.29	7.4	30.2	3.7	43.8	4.5	9.8	0.6
D6, L3 incl. cartilage (male)	466	1.3	7.3	26.5	3.6	47.3	4.8	9.8	0.7
Whole vertebral column (male)	514	1.33	7.1	25.8	3.6	47.2	5.1	10.5	0.7
D6, L3 excl. cartilage (male)	526	1.33	7.0	28.7	3.8	43.7	5.1	11.1	0.6
Humerus, spherical head	538	1.33	7.1	37.9	2.6	34.2	5.6	12.2	0.4
Femur, spherical head	538	1.33	7.1	37.9	2.6	34.2	5.6	12.2	0.4
Femur, conical trochanter	586	1.36	6.9	36.6	2.7	34.7	5.9	12.8	0.4
C4 incl. cartilage (male)	599	1.38	6.6	24.3	3.7	47.1	5.7	11.9	0.7
Sacrum (female)	621	1.39	6.6	27.1	3.8	43.5	5.8	12.5	0.7
Humerus, whole specimen	636	1.39	6.7	35.2	2.8	35.2	6.2	13.5	0.4
Ribs 2nd, 6th (male)	657	1.41	6.4	26.3	3.9	43.6	6.0	13.1	0.7
Innominate (male)	658	1.41	6.3	26.2	3.9	43.6	6.1	13.2	0.7
C4 excl. cartilage (male)	672	1.42	6.3	26.1	3.9	43.6	6.1	13.3	0.7
Femur (total bone)	688	1.42	6.3	33.3	2.9	36.2	6.6	14.3	0.4
Femur (whole specimen)	702	1.43	6.3	33.1	2.9	36.3	6.6	14.4	0.4
Innominate (female)	742	1.46	6.0	25.0	3.9	43.5	6.6	14.3	0.7
Clavicle, scapula	756	1.46	6.0	31.3	3.1	37.0	7.0	15.2	0.4
Humerus (total bone)	756	1.46	6.0	31.4	3.1	36.9	7.0	15.2	0.4
Humerus, cylindrical shaft	805	1.49	5.8	30.1	3.2	37.4	7.2	15.8	0.5
Ribs 10th (male)	843	1.52	5.6	23.5	4.0	43.4	7.2	15.6	0.7
Cranium	999	1.61	5.0	21.2	4.0	43.5	8.1	17.6	0.6
Mandible	1113	1.68	4.6	19.9	4.1	43.5	8.6	18.7	0.6
Femur, cylindrical shaft	1239	1.75	4.2	20.4	3.8	41.5	9.3	20.2	0.6
Cortical bone	1524	1.92	3.4	15.5	4.2	43.5	10.3	22.5	0.6

参阅图 3，本发明实施例揭示的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法主要包括如下流程：

1. 将 NIST 提供的基本元素的光子线性衰减系数以 CT 射束能谱加权，求出各元素与液态水在 CT 射束下的平均线性衰减系数 μ_i 和 μ_{water}。
2. 以 W. Schneider 等人于 2000 年发表的文献为标准，能够得到 70 种软组织与骨组织的 CT 值及对应的元素质量比例，将已知组织（本实施例中从表一中任选一组织）的各元素质量比例乘上该元素的平均线性衰减系数 μ_i 再求和，可得到该组织的理论线性衰减系数 μ_{tissue}。
3. 利用 CT 值定义 HU=1000(μ_{eff} /μ_{water}-1)将上述已知组织的 CT 值转换成有效线性衰减系数 μ_{eff}。
4. 求出有效与理论线性衰减系数比值 C，即 C=μ_{eff}/μ_{tissue}，作为效率加权因子，其包含计算器断层侦检器效率与计算器断层扫瞄过程中的增建因子。

5. 以 CT 值 n 为一群组，将 CT 值范围由-100 至+1530 分为 1630/n 群组，本实施例中 n 为 10，则共 163 个群组，以-100 为起点，利用 CT 值定义 HU=1000(μ_{eff} /μ_{water}-1)求出每个区间端点值之有效线性衰减系数 μ_{eff}，后代入公式 C=μ_{eff}/μ_{tissue} 求出 CT 值对应的组织理论线性衰减系数 μ_{tissue}。
6. 利用特定 CT 值邻近的已知组织元素质量比例作为初始假设，以各元素质量比例乘上该元素的平均线性衰减系数 μ_i 再求和，并以该 CT 值对应的组织理论线性衰减系数 μ_{tissue} 作为有效解，以推演算法求出该 CT 值对应的各元素质量比例，从而完善 163 群组生物体组织的元素质量比例。本实施例中推演算法优选最大近似算法。

简单来说，本发明实施例揭示的基于医学影像数据的几何模型建立方法主要包括如下流程：

1、输入计算机断层影像(DICOM 格式)，CT 影像将呈现于对应接口上；

2、自动读取 DICOM 档案中已定义的 ROI 边界，亦可另外新增 ROI；

3、软件将对 CT 影像上每一体素点（voxel）的位置进行判别，将所有体素点分为「落于 ROI 边界内」及「落于 ROI 边界外」；

4、针对 ROI 边界内的体素点，可根据实际需求，由使用者手动对每一 ROI 定义相对的唯一组织种类及组织密度，或自动进行 CT 值与组织种类、密度的匹配，以避免因给定 CT 值涵盖范围较大的 ROI(如黏膜腔室)唯一组织种类(元素组成)及密度，而造成剂量计算的误差；

5、而针对 ROI 边界外的体素点，则自动进行组织种类的定义，依据 CT 值大小差异，可区分为 4 或 14 或 70 或 163 种不同元素组成的组织，用户可根据实际判断，选择使用 ICRU-46 报告表列的 4 种组织（将在下文详述），或使用 Vanderstraeten 等人于 2007 年发表文献中的 14 种不同元素组成的组织（将在下文详述），或使用 W. Schneider 等人于 2000 年发表的文献中的 70 种不同元素组成的组织，或使用上述本发明揭示的组织元素质量比例解构方法获得的 163 种组织；

6、对于未手动定义密度的体素点，依据 CT 值大小差异，将自动给定密度，共可区分出 96 个密度分群；

7、使用者手动输入正常血液含硼药物浓度、肿瘤-血液硼浓度比值、组织-血液硼浓度比值等参数，将编写 B-10 元素于所有体素点中；

8、软件将整合组织种类(元素组成)、组织密度、组织 B-10 浓度等信息，产生三维 MCNP 晶格模型，并编写出 MCNP 软件输入档规定格式的晶格卡(lattice card)、栅元卡(cell card)、曲面卡（surface card）及材料卡(material card)。

具体来说，请参照图 4，本发明揭示的基于医学影像数据的几何模型建立方法包括两个

实施例。

本发明的第一实施例提供一种基于医学影像数据的几何模型建立方法，包括：读取医学影像数据的步骤；通过医学影像数据与组织种类之间的转换关系定义组织种类的步骤；决定组织分群数的步骤；通过医学影像数据与密度之间的转换关系定义组织密度的步骤；建立带有组织和密度信息的 3D 编码矩阵的步骤；产生几何模型的步骤。

根据医学影像的数据与组织种类之间的转换关系，可以根据实际需要确定组织分群数，从而更加精确地提供组织种类、元素组成及密度，建立的几何模型更加匹配于医学影像数据反应出的真实情况。

几何模型建立方法进一步包括给定 B-10 浓度的步骤和建立带有 B-10 浓度信息的 3D 编码矩阵的步骤。标记有 B-10 浓度信息的几何模型，便可清楚地知道，各个体素点内的含硼药物浓度，然后进行中子捕获治疗照射模拟时，则更加真实地反应出实际情况。

组织分群数为用户手动定义的组织分群数加上数据库中已有的 4 种组织分群数或 14 种组织分群数或 70 种组织分群数或本发明的组织元素质量比例解构方法确定的 163 种组织分群数。如果在已有数据库中并未建立有相对应的组织分群数，那么可以根据实验情况确定一个新的组织分群数。这样即避免了如果已有数据库中不能完全匹配相对应的组织分群数，只能近似选择的情况，从而有效地提高的建模的精确度。

几何模型建立方法进一步包括建立 3D 组织编码矩阵的步骤和建立 3D 密度编码矩阵的步骤。根据医学影像数据的切片通过相对应的转换关系，每一张切片建立相应的组织编码和密度编码，从而建立起 3D 组织编码矩阵和 3D 密度编码矩阵。

几何模型包括 MCNP 软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡。通过医学影像数据最终获得蒙特卡罗软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡，从而为模拟计算提供理论依据并获得精确的模拟计算结果。

本发明的第二实施例提供一种基于医学影像数据的几何模型建立方法，包括：读取医学影像数据的步骤；定义或读取 ROI 边界的步骤；判断医学影像体素是否在 ROI 边界内的步骤：如果是，则进入通过为每个 ROI 边界内体素给定一个特定组织与密度的方式进行用户手动定义组织种类与密度的步骤或或进入通过医学影像数据与组织种类/密度之间的转换关系自动定义 ROI 组织种类与密度的步骤，如果否，则进入通过医学影像数据与组织种类之间的转换关系自动定义组织种类的步骤并通过医学影像数据与密度之间的转换关系定义组织密度的步骤；建立带有组织和密度信息的 3D 编码矩阵的步骤；产生几何模型的步骤。

所谓 ROI 是指感兴趣区域，用户可以手动定义 ROI 的组织种类、元素组成以及密度。如

果不在 ROI 边界内，根据医学影像的数据与组织种类/密度之间的转换关系进行组织种类的定义，并根据实际需要确定组织分群数，从而更加精确地提供组织种类、元素组成及密度，建立的几何模型更加匹配于医学影像数据反应出的真实情况。

几何模型建立方法包括给定 B-10 浓度的步骤和建立带有 B-10 浓度信息的 3D 编码矩阵的步骤。标记有 B-10 浓度信息的几何模型，便可清楚地知道，各个体素点内的含硼药物浓度，然后进行中子捕获治疗照射模拟时，则更加真实地反应出实际情况。

组织分群数为用户手动定义的组织分群数加上数据库中已有的 4 种组织分群数或 14 种组织分群数或 70 种组织分群数，或使用上述本发明揭示的组织元素质量比例解构方法获得的 163 种组织分群数。如果单一 ROI 边界内涵盖 CT 值范围较大(如黏膜腔室)，则可自动进行 CT 值与组织种类、密度的匹配，以避免因给定唯一组织种类(元素组成)及密度，而造成剂量计算的误差。如果在已有数据库中并未建立有相对应的组织分群数，那么可以根据实验情况确定一个新的组织分群数。这样即避免了如果已有数据库中不能完全匹配相对应的组织分群数，只能近似选择的情况，从而有效地提高的建模的精确度。

几何模型建立方法进一步包括建立 3D 组织编码矩阵的步骤和建立 3D 密度编码矩阵的步骤。根据医学影像数据的切片通过相对应的转换关系，每一张切片建立相应的组织编码和密度编码，从而建立起 3D 组织编码矩阵和 3D 密度编码矩阵。

几何模型包括 MCNP 软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡。通过医学影像数据最终获得蒙特卡罗软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡，从而为模拟计算提供理论依据并获得精确的模拟计算结果。

请参照图 5，下面将阐述本发明揭示的基于医学影像数据的几何模型建立方法中已有数据库中的 CT 值-组织种类及 CT 值-组织密度转换关系图表。

引用 Vanderstraeten 等人于 2007 年发表之文献（Barbara Vanderstraeten et al, “Convension of CT numbers into tissue parametersfor Monte Carlo dose calculations: a multi-centre study”, Phys. Med. Biol. 52 (2007) 539–562.），依据 CT 值大小不同，可转换出 1 种空气(air)、1 种肺组织(lung)、2 种软组织(脂肪(adipose)及肌肉软组织(muscle))、10 种骨组织(bone)，换言之，不同 CT 值共对应出 14 种不同元素组成的组织，如下表二。

表二. CT 值对应 14 种不同元素组成的组织（元素重量百分比）

tissue	HU	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	Ar	K	Ca
air	< -900			75.5	23.2						1.3		
lung	-900 ~ -100	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2		0.2	0.3	0.3		0.2	

adipose	-100 ~ 20	11.2	53.3	1.1	34.1	0.1			0.1	0.1			
muscle	20 ~ 100	10.1	15.6	4.0	69.3	0.3		0.1	0.3	0.2		0.1	
bone	100 ~ 250	9.5	45.3	2.5	35.5	0.1		2.1	0.2	0.1		0.1	4.6
bone	250 ~ 400	8.4	40.1	2.8	36.9	0.1	0.1	3.6	0.2	0.1		0.1	7.7
bone	400 ~ 550	7.5	35.5	3.0	38.1	0.1	0.1	4.8	0.2	0.1		0.1	10.5
bone	550 ~ 700	6.7	31.6	3.3	39.2	0.1	0.1	5.9	0.2	0.1			12.8
bone	700 ~ 850	6.0	28.1	3.5	40.1	0.1	0.1	6.8	0.2				14.9
bone	850 ~ 1000	5.3	25.0	3.7	41.0	0.1	0.1	7.7	0.3				16.8
bone	1000 ~ 1150	4.8	22.3	3.8	41.7	0.1	0.2	8.4	0.3				18.4
bone	1150 ~ 1300	4.3	19.8	4.0	42.3	0.1	0.2	9.1	0.3				19.9
bone	1300 ~ 1450	3.8	17.6	4.1	42.9	0.1	0.2	9.7	0.3				21.2
bone	> 1450	3.4	15.6	4.2	43.5	0.1	0.2	10.3	0.3				22.4

引用 ICRU-46 号报告(International Commission on Radiation Units and Measurements, Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues, ICRU-46, Tech. Rep., 1992.)，撷取 4 种人体脑部主要组织，包含空气(air)、脑组织(adult brain)、皮肤(adult skin)、头骨(cranium)，其对应之密度与元素组成如表三。

表三. CT 值对应 4 种不同元素组成的组织（元素重量百分比）

tissue	ρ (g/cm^3)	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	Ar	K	Ca
air	0.001293			75.5	23.2						1.3		
adult brain	1.04	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2		0.4	0.2	0.3		0.3	
adult skin	1.09	10.0	20.4	4.2	64.5	0.2		0.1	0.2	0.3		0.1	
cranium	1.61	5.6	21.2	4.0	43.5	0.1	0.2	8.1	0.3				17.6

同样引用 Vanderstraeten 等人的文献，该份文献统整了医院真实的实验值，整理出 CT 值对应组织密度的关系公式，如图 5 所示；本发明揭示的基于医学影像数据的几何模型建立方法使用图 5 的三组回归公式，将 CT 值(-1000 ~ 2000)区分为 96 组密度分群，如表四。

表四. CT 值与质量密度的转换. HU_L 和 HU_U 分别为 CT 值的下限和上限

HU_L	HU_U	ρ (g/cm^3)	HU_L	HU_U	ρ (g/cm^3)	HU_L	HU_U	ρ (g/cm^3)	HU_L	HU_U	ρ (g/cm^3)
	-990	0.0050	-250	-200	0.7800	325	350	1.2177	925	950	1.5777

-990	-980	0.0200	-200	-175	0.8175	350	375	1.2327	950	975	1.5927
-980	-970	0.0300	-175	-150	0.8425	375	400	1.2477	975	1000	1.6077
-970	-960	0.0400	-150	-125	0.8675	400	425	1.2627	1000	1050	1.6302
-960	-950	0.0500	-125	-100	0.8925	425	450	1.2777	1050	1100	1.6602
-950	-925	0.0675	-100	-80	0.9142	450	475	1.2927	1100	1150	1.6902
-925	-900	0.0925	-80	-60	0.9342	475	500	1.3077	1150	1200	1.7202
-900	-875	0.1175	-60	-40	0.9542	500	525	1.3227	1200	1250	1.7502
-875	-850	0.1425	-40	-20	0.9742	525	550	1.3377	1250	1300	1.7802
-850	-825	0.1675	-20	0	0.9942	550	575	1.3527	1300	1350	1.8102
-825	-800	0.1925	0	20	1.0142	575	600	1.3677	1350	1400	1.8402
-800	-775	0.2175	20	40	1.0342	600	625	1.3827	1400	1450	1.8702
-775	-750	0.2425	40	60	1.0542	625	650	1.3977	1450	1500	1.9002
-750	-725	0.2675	60	80	1.0742	650	675	1.4127	1500	1550	1.9302
-725	-700	0.2925	80	100	1.0942	675	700	1.4277	1550	1600	1.9602
-700	-650	0.3300	100	125	1.0827	700	725	1.4427	1600	1650	1.9902
-650	-600	0.3800	125	150	1.0977	725	750	1.4577	1650	1700	2.0202
-600	-550	0.4300	150	175	1.1127	750	775	1.4727	1700	1750	2.0502
-550	-500	0.4800	175	200	1.1277	775	800	1.4877	1750	1800	2.0802
-500	-450	0.5300	200	225	1.1427	800	825	1.5027	1800	1850	2.1102
-450	-400	0.5800	225	250	1.1577	825	850	1.5177	1850	1900	2.1402
-400	-350	0.6300	250	275	1.1727	850	875	1.5327	1900	1950	2.1702
-350	-300	0.6800	275	300	1.1877	875	900	1.5477	1950	2000	2.2002
-300	-250	0.7300	300	325	1.2027	900	925	1.5627	2000		2.2152

本方法透过已知的组织元素质量比例，以计算机断层影像数据求出其他组织的元素质量比例，使在制作体素假体时能考虑更多不同的 CT 数据，提供更多组织种类，使假体更加贴近真实情况。该假体可用于基于蒙特卡罗算法的治疗计划系统，透过更大量的组织元素质量比例，在蒙特卡罗计算时进而指定正确的物理作用数据如光子的线性衰减系数、中子的作用截面、与荷电粒子(质子、电子或其它荷电粒子)的质量阻挡本领，提供接近于真实的粒子迁移环境。

尽管上面对本发明说明性的具体实施方式进行了描述，以便于本技术领域的技术人员理解本发明，但应该清楚，本发明不限于具体实施方式的范围，对本技术领域的普通技术人员来讲，只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内，这些变化是显而易见的，都在本发明要求保护的范围之内。

权 利 要 求 书

1、一种基于医学影像的组织元素质量比例解构方法，包括通过已知元素质量比例的组织对应的医学影像数据近似未知医学影像数据对应的组织的元素质量比例的步骤。

2、根据权利要求 1 所述的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法，其特征在于：所述医学影像数据与光子线性衰减系数相关，通过所述医学影像数据可以获得已知元素质量比例的组织的有效线性衰减系数。

3、根据权利要求 2 所述的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法，其特征在于：所述通过已知元素质量比例的组织对应的医学影像数据近似未知医学影像数据对应的组织的元素质量比例的步骤包括：

将 NIST 提供的基本元素的光子线性衰减系数以所述医学影像射束能谱加权，求出所述医学影像射束下的平均线性衰减系数 μ_i；

以所述医学影像的侦检器效率与增建因子乘积作为效率加权因子 C，来修正各组织的线性衰减系数使其成为各组织的有效线性衰减系数即$\mu_{eff.} = C \cdot \mu_{tissue} = C \cdot \sum_{i=1}^{n} m_i \mu_i$；

以相近医学影像数据的组织元素质量比例作为初始假设，以推演算法求出各医学影像数据所对应的生物体内化学元素质量比例分布即 m_i。

4、根据权利要求 3 所述的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法，其特征在于：所述医学影像数据为 CT 值，所述 CT 值 HU 与有效线性衰减系数 μ_{eff} 的关系为 $HU=1000(\mu_{eff}/\mu_{water}-1)$，所述 CT 值以 n 为一群组，将 CT 值范围由-100 至+1530 分为 1630/n 群组。

5、根据权利要求 3 所述的基于医学影像的组织元素质量比例解构方法，其特征在于：所述推演算法为最大近似算法。

6、一种基于医学影像的几何模型建立方法，包括：

读取医学影像数据的步骤；

根据医学影像数据与组织种类之间的转换关系或上述权利要求之一所述的组织元素质量比例解构方法定义组织种类的步骤；

决定组织分群数的步骤；

通过医学影像数据与密度之间的转换关系定义组织密度的步骤；

建立带有组织和密度信息的 3D 编码矩阵的步骤；

产生几何模型的步骤。

7、根据权利要求 6 所述的基于医学影像的几何模型建立方法，其特征在于：所述几何模型建

立方法应用于中子捕获治疗，所述几何模型建立方法包括给定 B-10 浓度的步骤和建立带有 B-10 浓度信息的 3D 编码矩阵的步骤。

8、根据权利要求 6 所述的基于医学影像的几何模型建立方法，其特征在于：所述组织分群数为用户手动定义的组织分群数加上数据库中已有的 4 种组织分群数或 14 种组织分群数或 70 种组织分群数或所述组织元素质量比例解构方法确定的 163 种组织分群数。

9、根据权利要求 8 所述的基于医学影像的几何模型建立方法，其特征在于：所述几何模型建立方法进一步包括建立 3D 组织编码矩阵的步骤和建立 3D 密度编码矩阵的步骤。

10、 根据权利要求 6 所述的基于医学影像的几何模型建立方法，其特征在于：所述几何模型包括蒙特卡罗软件输入档所需的晶格卡、栅元卡、曲面卡和材料卡。

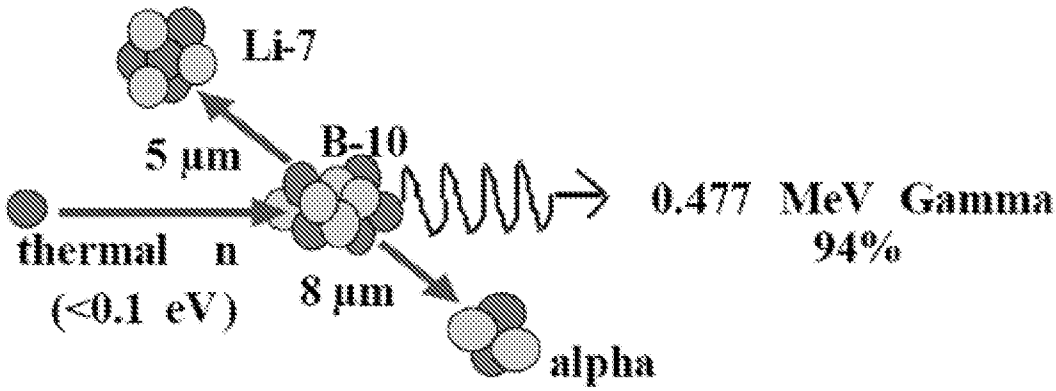

Li-7
5 μm
B-10
0.477 MeV Gamma
94%
thermal n
(<0.1 eV)
8 μm
alpha

图 1

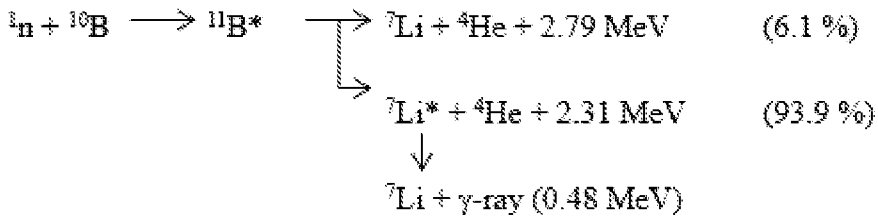

$^{1}n + {}^{10}B \longrightarrow {}^{11}B^{*}$
$^{7}Li + {}^{4}He + 2.79$ MeV (6.1 %)
$^{7}Li^{*} + {}^{4}He + 2.31$ MeV (93.9 %)
$^{7}Li + \gamma$-ray (0.48 MeV)

图 2

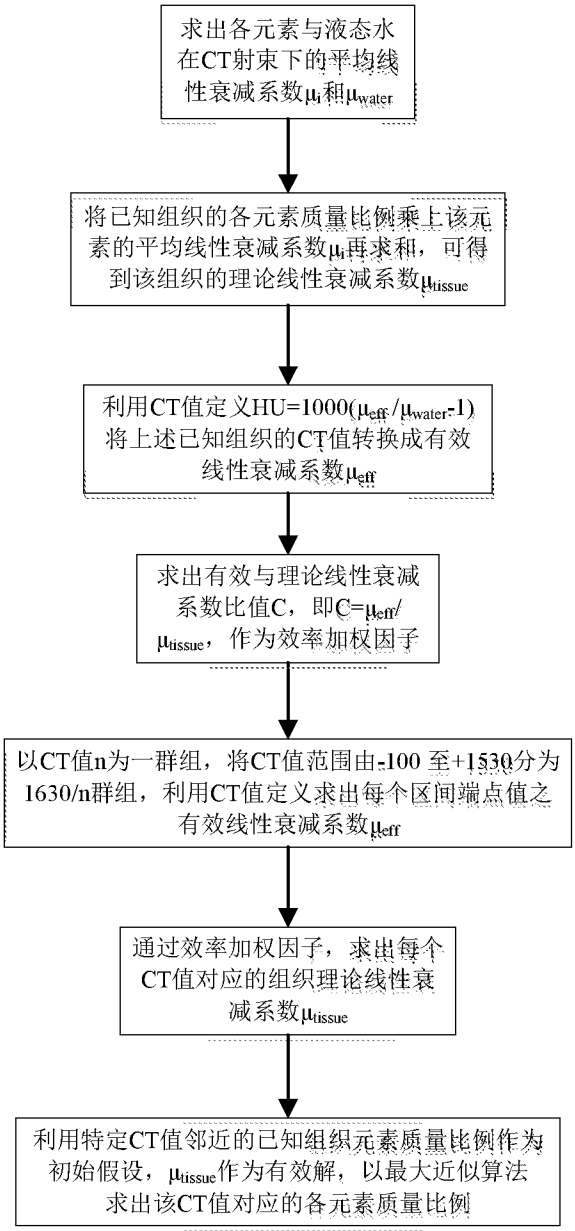

求出各元素与液态水在CT射束下的平均线性衰减系数μ_i和μ_{water}
将已知组织的各元素质量比例乘上该元素的平均线性衰减系数μ_i再求和，可得到该组织的理论线性衰减系数μ_{tissue}
利用CT值定义HU=1000(μ_{eff}/μ_{water}-1)将上述已知组织的CT值转换成有效线性衰减系数μ_{eff}
求出有效与理论线性衰减系数比值C，即C=μ_{eff}/μ_{tissue}，作为效率加权因子
以CT值n为一群组，将CT值范围由-100 至+1530分为1630/n群组，利用CT值定义求出每个区间端点值之有效线性衰减系数μ_{eff}
通过效率加权因子，求出每个CT值对应的组织理论线性衰减系数μ_{tissue}
利用特定CT值邻近的已知组织元素质量比例作为初始假设，μ_{tissue}作为有效解，以最大近似算法求出该CT值对应的各元素质量比例

图 3

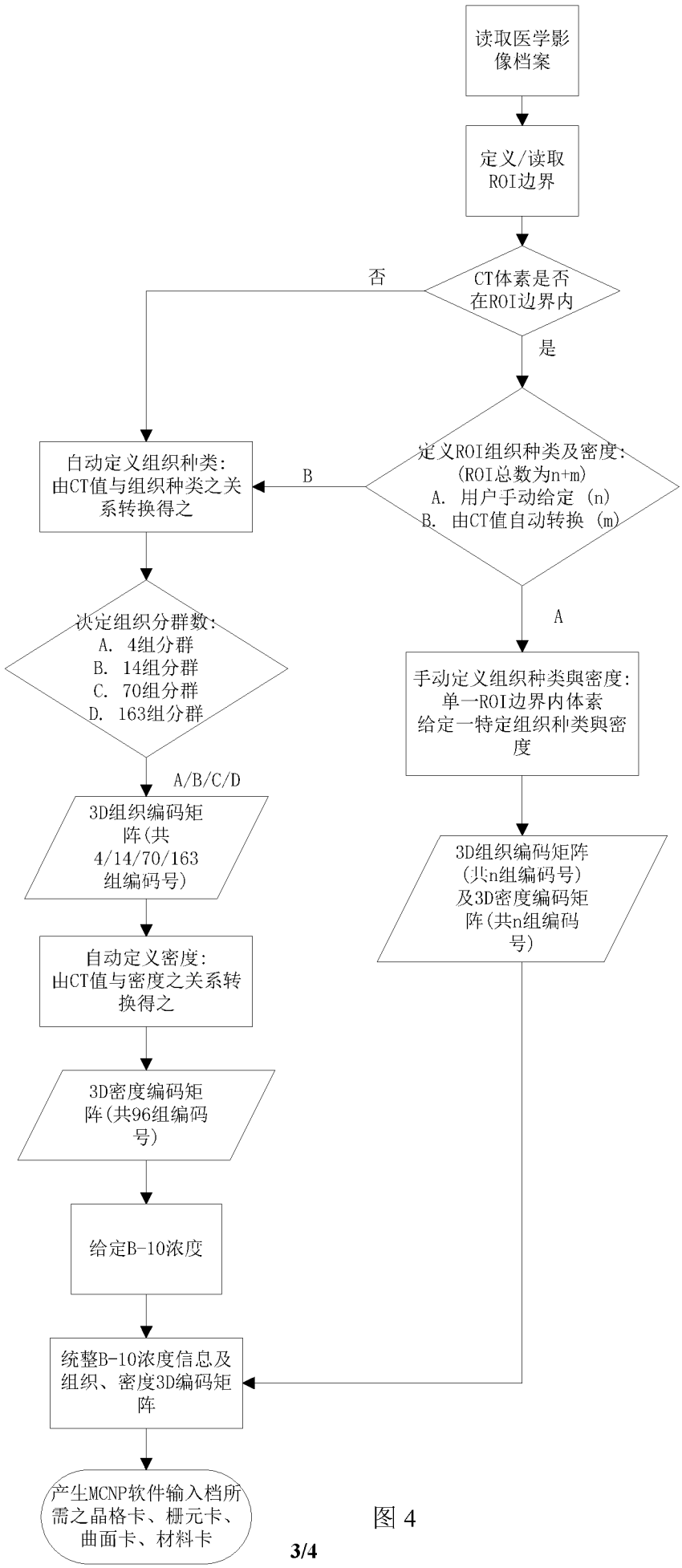

读取医学影像档案
定义/读取ROI边界
CT体素是否在ROI边界内
否
是
定义ROI组织种类及密度:
(ROI总数为n+m)
A. 用户手动给定 (n)
B. 由CT值自动转换 (m)
B
A
自动定义组织种类:由CT值与组织种类之关系转换得之
决定组织分群数:
A. 4组分群
B. 14组分群
C. 70组分群
D. 163组分群
手动定义组织种类與密度:单一ROI边界内体素给定一特定组织种类與密度
A/B/C/D
3D组织编码矩阵(共4/14/70/163组编码号)
3D组织编码矩阵(共n组编码号)及3D密度编码矩阵(共n组编码号)
自动定义密度:由CT值与密度之关系转换得之
3D密度编码矩阵(共96组编码号)
给定B-10浓度
统整B-10浓度信息及组织、密度3D编码矩阵
产生MCNP软件输入档所需之晶格卡、栅元卡、曲面卡、材料卡

图 4

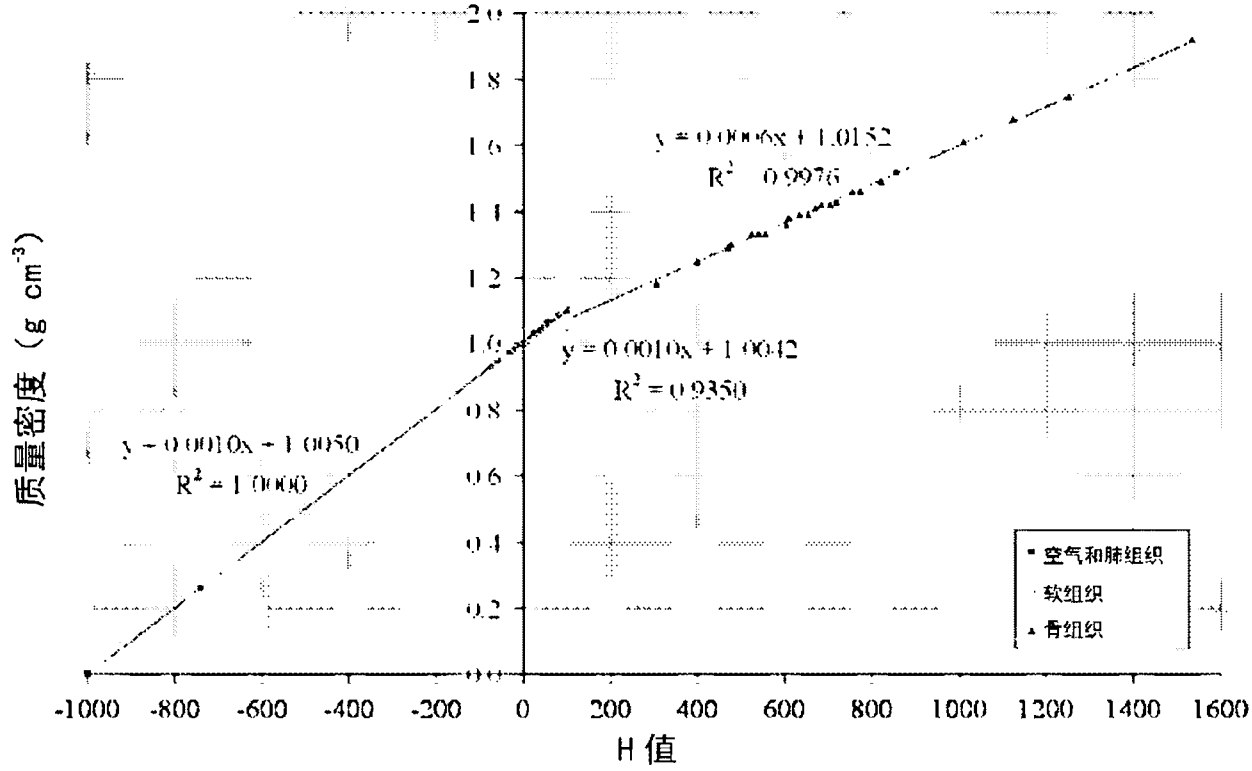


图 5

替换页（细则第26条）

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2017/092745

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N 5/10 (2006.01) i; G06F 19/00 (2011.01) i; G06T 17/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N 5/-; G06F 19/-; G06T 17/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: 刘渊豪, 萧明城, 南京中硼联康医疗科技有限公司, 中子, 捕获, 治疗, 蒙特卡罗, 蒙特卡洛, 对应, 密度, 种类, 组织, 比例, 结构, 模型, 建立, 衰减, 分群, 编码, 质量, boron, neutron, capture , therapy, geometric, model, tissue, type, relation, density, cod+, composition

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 106474634 A (NEUBORON MEDTECH LTD.), 08 March 2017 (08.03.2017), claims 1-5	6-10
X	CN 104267425 A (HEFEI INSTITUTES OF PHYSICAL SCIENCE, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES), 07 January 2015 (07.01.2015), description, paragraphs [0007] and [0023]-[0028]	1-2, 6-10
X	CN 104537699 A (SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD.), 22 April 2015 (22.04.2015), description, paragraphs [0077]-[0135], and claims 10-18	1-2, 6-10
A	CN 101751697 A (NORTHWESTERN POLYTECHNICAL UNIVERSITY), 23 June 2010 (23.06.2010), entire document	1-10
A	US 2007282575 A1 (CAMBRIDGE RESEARCH & INSTRUMENTATION, INC.), 06 December 2007 (06.12.2007), entire document	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
16 September 2017	30 September 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer HUANG, Xi Telephone No. (86-10) 52745094

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2017/092745

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 106474634 A	08 March 2017	WO 2017084459 A1	26 May 2017
CN 104267425 A	07 January 2015	CN 104267425 B	25 August 2017
CN 104537699 A	22 April 2015	CN 106683145 A	17 May 2017
		CN 104537699 B	04 July 2017
CN 101751697 A	23 June 2010	CN 101751697 B	14 September 2011
US 2007282575 A1	06 December 2007	US 8073658 B2	06 December 2011
		EP 1865430 A2	12 December 2007

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2017/092745

A. 主题的分类

A61N 5/10(2006.01)i；G06F 19/00(2011.01)i；G06T 17/00(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61N 5/-；G06F 19/-；G06T 17/-

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

CNPAT,CNKI,WPI,EPODOC: 刘渊豪， 萧明城， 南京中硼联康医疗科技有限公司,中子,捕获,治疗,蒙特卡罗,蒙特卡洛,对应,密度,种类,组织,比例,结构,模型,建立,衰减,分群,编码,质量, boron, neutron, capture , therapy, geometric, model, tissue, type, relation, density, cod+, composition

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 106474634 A (南京中硼联康医疗科技有限公司) 2017年 3月 8日 (2017-03-08) 权利要求1-5	6-10
X	CN 104267425 A (中国科学院合肥物质科学研究院) 2015年 1月 7日 (2015-01-07) 说明书第[0007]，[0023]-[0028]段	1-2，6-10
X	CN 104537699 A (上海联影医疗科技有限公司) 2015年 4月 22日 (2015-04-22) 说明书第[0077]-[0135]段，权利要求第10-18	1-2，6-10
A	CN 101751697 A (西北工业大学) 2010年 6月 23日 (2010-06-23) 全文	1-10
A	US 2007282575 A1 (CAMBRIDGE RESEARCH & INSTRUMENTATION, INC.) 2007年 12月 6日 (2007-12-06) 全文	1-10

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2017年 9月 16日	2017年 9月 30日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451	受权官员 黄曦 电话号码 (86-10)52745094

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2017/092745

检索报告引用的专利文件			公布日（年/月/日）	同族专利			公布日（年/月/日）
CN	106474634	A	2017年 3月 8日	WO	2017084459	A1	2017年 5月 26日
CN	104267425	A	2015年 1月 7日	CN	104267425	B	2017年 8月 25日
CN	104537699	A	2015年 4月 22日	CN	106683145	A	2017年 5月 17日
				CN	104537699	B	2017年 7月 4日
CN	101751697	A	2010年 6月 23日	CN	101751697	B	2011年 9月 14日
US	2007282575	A1	2007年 12月 6日	US	8073658	B2	2011年 12月 6日
				EP	1865430	A2	2007年 12月 12日