论文

中子受激辐射计算机断层扫描成像系统的MCNP模拟

赵亮, 李中星, 岳松, 佟林格, 董明, 范亚明, 尹永智*, 陈熙萌

兰州大学核科学与技术学院, 兰州 730000

*联系人, E-mail: yinyzh@lzu.edu.cn

收稿日期: 2016-09-19; 接受日期: 2016-10-26; 网络出版日期: 2017-03-08

国家自然科学基金(编号: 11305083)和兰州大学中央高校基本科研业务费专项(编号: lzujbky-2016-27)资助

摘要 本文对中子受激辐射计算机断层扫描成像(NSECT)系统进行了仿真计算, 包括中子源的选择、准直屏蔽系统的设计、屏蔽墙和靶体的设置以及探测器的布置. 采用MCNP程序模拟了D-T中子源产生的14 MeV左右中子束在NSECT系统中轰击代替人体组织的圆柱体水体模的中子输运过程, 记录并获得了元素特征 γ 射线和出射中子的通量分布及能谱图, 该研究对中子成像平台的搭建有指导作用. 从特征 γ 射线和出射中子的通量分布及能谱可知, 在 $Z=0$ 的平面上与中子束传播方向呈 43.6° – 50.9° 的方向上布置高能 γ 探测器更利于得到可靠的成像数据, 其中 48.5° 方向上可得到最佳的成像数据. 从特征 γ 射线能谱找到了 ^{16}O 对应的特征峰, 特征峰能量与靶体元素的激发能完全一致, 说明NSECT具备元素识别和确定元素浓度的能力, 证明了NSECT被应用到癌症的早期或超早期诊断以及检查藏匿的炸药、毒品等领域的可能性.

关键词 中子受激辐射计算机断层扫描成像, 特征 γ 射线, 出射中子, MCNP

PACS: 47.27.-i, 47.27.Eq, 47.27.Nz, 47.40.Ki, 47.85.Gj

1 引言

中子受激辐射计算机断层扫描成像(Neutron Stimulated Emission Computed Tomography, NSECT)是国际上最新发展的除核磁共振成像(MRI)以外另一种具备元素识别能力的三维成像方法^[1–3]. 快中子在与大部分物质相互作用时, 主要发生散射作用过程. 如果散射是非弹性的, 靶核会被激发到更高的能级, 它通常是不稳定的, 不稳定的原子核随后会迅速退激到较低

的能级或基态, 同时放出特征 γ 射线, 其能量等于两个能级间的能量差值, 这个能量与靶核的能级结构有着紧密的联系, 能够反映出靶核的一些特性. 对于大多数元素和同位素, 其特征 γ 射线的能量是已知且唯一的, 因此对于发射特征 γ 射线的核素来说是特征的, 然后利用位置和能量灵敏的高能 γ 探测器去俘获其产生的元素特征 γ 射线, 再进行图像算法重建就能够反映靶体的元素组成, 从而发展出一种新的中子成像诊断技术, 对癌症的发生、炸药和毒品的检查等作出可靠

引用格式: 赵亮, 李中星, 岳松, 等. 中子受激辐射计算机断层扫描成像系统的MCNP模拟. 中国科学: 物理学 力学 天文学, 2017, 47: 062001
Zhao L, Li Z X, Yue S, et al. MCNP simulation study of neutron stimulated emission computed tomography system based on D-T neutron source (in Chinese). Sci Sin-Phys Mech Astron, 2017, 47: 062001, doi: [10.1360/SSPMA2016-00395](https://doi.org/10.1360/SSPMA2016-00395)

性的判断.

NSECT系统从建立、应用到被推广依然存在诸多难点, 实现NSECT至少需要三个要素: (1) 中子源; (2) 具备 (n, γ) 甄别的高能位置灵敏 γ 探测器; (3) 能够使入射中子束或高能 γ 探测器满足断层扫描成像要求的几何阵列^[1]. 目前在国际上, 主要是美国杜克大学(Duke University)的研究小组一直在开展NSECT在肝脏、脑癌、乳腺癌等方面的研究工作^[4-6]. 国内研究机构包括中国科学技术大学等.

本文针对NSECT系统的前端组件进行了设计和排列, 并利用MCNP程序^[7]模拟了D-T中子源产生14 MeV左右中子束在该系统中的中子运输过程, 后续还将开展D-D中子源在NSECT的模拟工作, 从而对实验平台的搭建作出指导, 探讨在兰州大学强流中子发生器平台上开展NSECT实验的可行性.

2 材料和方法

由于中子与物质相互作用比较特殊且运输过程相当复杂, 轰击靶核发生非弹性散射所产生的特征 γ 射线出射角分布很广泛, 故在目前的实际研究中普遍采用蒙特卡罗数值模拟方法^[8-13], 它是利用随机数进行统计试验, 以求得的统计特征值(如均值、概率等)作为待求解问题的数值解. 蒙特卡罗方法归结为三个主要步骤: 构造或描述概率过程; 实现从已知概率分布抽样; 建立各种估计量. 文中利用MCNP软件包对NSECT系统的准直端进行了模拟. MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code)是一套计算粒子运输过程的蒙特卡罗模拟计算程序, 这个程序需要用户通过输入文件给出计算模型, 由Vised应用程序读入输入文件生成如图1所示Y-X平面的NSECT系统计算模型示意图, 坐标原点取在氚靶几何中心. 如图1所示, NSECT系统包括TiT靶、对称双锥形中子准直器、水体模、伽玛射线探测器、屏蔽墙等.

2.1 中子源

适用于NSECT技术的中子源主要有同位素中子源和加速器中子源. 同位素中子源由于它的寿命比较短, 运输、储存的安全隐患比较大, 故不宜采用. 而具有投资费用小、中子产额高、可小型化等优点的加速器中子源是实现NSECT技术的不错选择. 基于兰州

图1 (网络版彩图)由Vised应用程序生成的Y-X平面NSECT系统计算模型示意图

Figure 1 (Color online) A two-dimension (Y-X) schematic diagram of NSECT system calculation model which is generate from Vised Application Program.

大学核科学与技术学院的强流中子发生器, 可以在较低的脉冲D束流能量下达到很高的中子产额, 因此我们选择D-T中子源进行模拟研究. 在早先的模拟研究中, 通常将D-T中子源看成是14 MeV各向同性的点源. 事实上, D-T反应中子具有一定的中子能谱和角分布, 并且通常使用厚的氚靶, 所以并非严格意义上的单能点源, 而是近似成面源^[14]. 为了更精确地描述D-T中子源, 就有必要对D束打厚的氚靶的中子能谱和角分布进行模拟研究. 取D-T中子发生器入射D束流能量为150 keV, 将得到的能谱和角分布数据输入到MCNP程序的通用源描述卡中以控制中子能量和出射角的抽样^[15], 从而使得NSECT系统中模拟的入射中子束的能量和角分布更接近于实际.

2.2 准直器

由于中子不带电, 很难被聚焦, 就需要利用准直器来降低其发散度, 使得到达样品的中子束尽可能是平行且均匀的. 为了使能量大于10 MeV的快中子注量尽可能大一些, 就需要考虑准直器的开孔方式, 通过不同开孔方式的准直器中子束特性对比(如表1所示^[15,16]), 我们发现, 对比单锥形准直孔, 对称双锥形准直孔出射的能量小于1 MeV的中子束比重更小, 能量大于10 MeV的中子束比重更大, 因此我们选用准直效果和单一性方面较好的对称双锥形作为准直器的开孔方式, 准直孔道入口直径为5 cm, 出口直径为6.1 cm, 准直比为~40. D-T中子源由于中子产额高和靶点小的优点, 其在NSECT系统中可以不需要特殊的准直系统, 但是

表 1 不同准直孔出射的中子占总中子注量的比重在各能量区间的对比**Table 1** The comparison between proportions of the fluence of ejected neutrons, which came from different apertures collimating, to that of total neutrons in different energy intervals

开孔方式	$E_n < 1 \text{ MeV}$	$1 \text{ MeV} < E_n < 10 \text{ MeV}$	$E_n > 10 \text{ MeV}$
对称双锥形准直孔	1.553%	2.952%	95.495%
单锥形准直孔	9.7%	6.6%	83.7%

从保护电子学器件和辐射防护的角度讲, 对D-T中子的屏蔽是有必要的. 准直孔外的屏蔽材料会使中子束能谱发生变化, 同时产生额外的 γ 射线污染, 因此需要对准直屏蔽体进行合理设计, 在获得符合要求的快中子束同时, 有效吸收热中子并屏蔽伴生的 γ 射线. 研究表明, 由重金属、聚乙烯和铅等材料组合而成的屏蔽体对D-T快中子及 γ 射线有较好的屏蔽效果^[17]. 不锈钢材料散射截面较大、吸收截面较小且价格低廉、易于加工. 含锂聚乙烯材料能够慢化穿透不锈钢的快中子, 进而吸收低能中子, 减少俘获反应产生的 γ 射线. 铅材料可以很好地屏蔽中子核反应所产生的次级 γ 射线. 如图2所示, 沿入射中子束方向, 将准直孔外依次分为五段, 分别填充不锈钢、含锂聚乙烯、铅、含锂聚乙烯、铅, 每段又被分为3层. 准直孔外第1–3层不锈钢尺寸分别为74, 70, 50 cm, 准直孔外第二段含锂聚乙烯的第1–3层尺寸分别为7, 38, 50 cm, 准直孔外第三段铅的第1–3层尺寸分别为9, 11, 10 cm, 准直孔外第四段含锂聚乙烯的第1–3层尺寸分别为30, 30, 30 cm, 准直孔外第五段铅的第1–3层尺寸分别为9, 9, 9 cm^[15]. 准直器各部分尺寸的选取充分考虑了出射中子具有较大的通量和较少的伴生 γ 射线; 同时总长度满足中子发生器的准直比接近40的要求.

2.3 屏蔽墙及靶体

屏蔽墙选择质量密度为 3.5 g/cm^3 的重水泥墙和铅的组合, 重水泥墙的优势在于与已经过屏蔽准直系统慢化的中子相互作用产生的伴生 γ 射线会少很多. 同时, 因为后端有了铅的存在就能够很好地屏蔽伴生 γ 射线, 从而防止被探测器俘获到影响特征 γ 射线计数. 如图1所示, 氚靶前、后重水泥墙尺寸分别为100, 100 cm, 后端新加的重水泥墙的尺寸分别为45, 9 cm, 末端新加的铅尺寸为2 cm^[15].

如图1所示, 靶体是以代替人体组织的圆柱体水体模进行模拟, 在Y轴上距离坐标原点227.07 cm处, 半径

图 2 (网络版彩图) 准直屏蔽系统示意图**Figure 2** (Color online) Schematic diagram of collimation system.

为6 cm. 其中氢元素无特征 γ 射线, 氧元素的主要特征 γ 射线能量是6.134 MeV, 次要特征 γ 射线能量是6.9155和7.112 MeV. 后续工作将在水体模中添加肿瘤球来模拟对癌症的诊断, 那么该水体模就可以作为其本底.

2.4 探测器布置

模拟中采用F5记数卡记录特征 γ 射线, 如图3所示, 在水体模外围顺时针布置有7组阵列, 阵列位于 $Z=0$ 的平面上, 同时考虑将阵列1和7布置在中子束射野范围外, 从实验上避免直接被快中子束辐射损伤的风险. 阵列1–7分别布置了11, 20, 18, 20, 18, 20, 11个点探测器, 并依次从1–118编号, 每个点探测器的探测邻域球半径和相邻间距分别是0.1和0.1 cm. 模拟中采用点探测器的优势在于其探测位置、范围可调, 给用户较大的自由度.

3 仿真结果

对模拟结果进行数据提取、数据汇总、数据处理得到出射中子和特征 γ 射线的通量分布及能谱图.

3.1 出射中子通量分布

从出射中子通量分布图(如图4所示), 可以看到其趋势变化近似为“几”字型. 在阵列3的末尾和阵列5的

图3 (网络版彩图)模拟中点探测器的布置图

Figure 3 (Color online) Arrangement of midpoint detector in the simulation.

图4 (网络版彩图)出射中子通量分布图

Figure 4 (Color online) Outgoing neutron flux distribution map.

开始处出射中子通量达到最大值, 整个阵列4保持与最大值接近的数量级(处于中子束的射野范围内). 阵列3和5的出射中子通量幅度变化较大. 阵列1, 2和阵列6, 7的出射中子通量变化平缓, 数量级较低. 通常, 对 γ 射线灵敏的探测器对中子也灵敏, 为了精确地测量特征 γ 射线, 必须进行粒子鉴别. 我们可以选择在出射中子通量较低, 特征 γ 射线通量较高的位置布置探测器, 减少散射中子或无碰撞直接穿过的中子对特征 γ 射线计数的干扰, 降低甄别难度, 所以在实验上阵列3的末段、阵列4以及阵列5的前段并不是布置探测器的合适位置.

3.2 出射中子典型能谱

如图5–9分别是图4中编号为1(中子通量次极大值处)、20(阵列2的中间位置)、40(阵列3的中间位置)、41(中子束射野范围的边缘)、60(阵列4的中间位置)的探测位置处的出射中子能谱, 从能谱中发现出射中子绝大部分是快中子, 其中0–14 MeV的中子来源于源中子与水靶的相互作用, 能量沉积成为散射中子, 14–16

MeV的中子来源于无碰撞直接穿过水靶或仅碰撞极少次数穿过水靶的源中子. 图5所示的0–14 MeV的快

图5 (网络版彩图)编号为1的探测器探测的出射中子能谱

Figure 5 (Color online) No.1 detector detects outgoing neutron energy spectrum.

图6 (网络版彩图)编号为20的探测器探测的出射中子能谱

Figure 6 (Color online) No.20 detector detects outgoing neutron energy spectrum.

图7 (网络版彩图)编号为40的探测器探测的出射中子能谱

Figure 7 (Color online) No.40 detector detects outgoing neutron energy spectrum.

图8 (网络版彩图)编号为41的探测器探测的出射中子能谱
Figure 8 (Color online) No.41 detector detects outgoing neutron energy spectrum.

图9 (网络版彩图)编号为60的探测器探测的出射中子能谱
Figure 9 (Color online) No.60 detector detects outgoing neutron energy spectrum.

中子是源中子与水靶多次作用的结果, ~ 15 MeV的快中子来源于仅碰撞一两次直接出射被1号探测器捕获的快中子, 或是经过准直器孔道散射至准直器第五段外扩处直接出射的快中子, 也有可能是两者共同作用的结果. 由图6能谱图发现, 其出射中子绝大部分来源于源中子与水靶多次相互作用被慢化的散射中子. 图7是接近于中子束射野范围的出射中子能谱, 图8和9是处于中子射野范围内的出射中子能谱, 由于D-T中子源产生的快中子能量高、单一性好, 具备很强的穿透能力且水的衰减因子又很小, 所以该位置的中子绝大部分是 ~ 15 MeV的快中子, 图7-9主要是粒子数量级上有所差别.

3.3 特征 γ 射线通量分布

从特征 γ 射线通量分布图(如图10所示), 可以看到

图10 (网络版彩图)特征 γ 射线通量分布图
Figure 10 (Color online) Characteristic gamma-ray flux distribution map.

其趋势变化近似为字母“W”. 特征 γ 射线分布的最大值出现在编号为60的探测器处, 即在阵列4的中间处. 在编号为1(阵列1的第一个探测位置处)和118(阵列7的最后一个探测位置处)的探测器处出现另一个极大值. 在编号为31和88的探测器处出现最小值, 即在阵列2的最后一个和阵列6的第一个探测位置处记录的特征 γ 射线最少.

从图8-10可知, 阵列3后半段、阵列4和5前半段(编号为41-78的探测器)尽管能得到很高的特征 γ 射线通量, 但是由于其处于入射中子束路径射野范围内, 水靶对快中子的阻止本领较弱, 大量无碰撞直接穿透的快中子会对探测器不利, 不宜作为NSECT成像探测的放置位置. 其次, 在极大值处(编号1和118)布置探测器也能得到较高的特征 γ 射线通量, 但是极大值左右的通量幅度变化较大, 实验上要得到较高的通量对探测器的大小以及位置分辨将提出很大的挑战, 因为在模拟中探测器间相邻间距为 0.1 cm, 因此也不是NSECT成像探测器的最佳位置选择. 所以, 实验上我们应该在阵列3中38-41号探测位置处布置探测器(在 $Z=0$ 的平面上, 与中子束传播方向呈 43.6° - 50.9° 的方向). 由于对称性也可在阵列5中78-81号探测位置处布置探测器, 从而得到通量较高的可靠数据. 其他位置相对而言, 特征 γ 射线通量较低, 不宜采用.

3.4 通量比率分布

通常, 高能 γ 探测器对中子同样灵敏, 为了精确测量特征 γ 射线计数, 就必须减少散射中子或无碰撞直接穿过的中子对探测器捕获特征 γ 射线计数的干扰,

合理选择探测器的布置位置,才能得到可靠的成像数据. 从中子通量和特征 γ 射线通量分布可以得出,实验上应该在阵列3中38–41号探测位置处布置探测器,即在 $Z=0$ 的平面上,与中子束传播方向呈 43.6° – 50.9° 的方向. 由于探测器布局的对称性,也可在阵列5中78–81号探测位置处布置探测器. 如图11所示是特征 γ 射线与出射中子通量比值图,我们发现在编号为38–41, 78–81的合理探测范围内还存在编号39, 80这样的极值点,说明阵列3中编号39(与中子束传播方向呈 48.5° 方向上)、阵列5中编号80的位置是放置NSECT成像探测器的最佳选择.

3.5 特征 γ 射线典型能谱

靶体是由不同元素组成的,不同靶体元素被快中子束非弹性散射激发在退激过程发射的特征 γ 射线能谱是不同的,对其进行重建,然后分析各元素的特征 γ 射线强度,就可以确定元素浓度. 图12和13是图10所示编号为39, 40(NSECT成像探测范围内的两个位置)的探测器处的特征 γ 射线能谱. 靶体是由氢、氧两种元素构成,由于氢元素无特征 γ 射线,故只需对氧元素进行标记,氧元素主要特征 γ 射线能量是6.134 MeV,次要特征 γ 射线能量是6.9155和7.112 MeV. 从能谱数据发现特征峰能量与靶体元素的激发能对应一致,从而说明NSECT具备元素识别和确定元素浓度的能力,使其被应用到癌症早期或超早期诊断以及检查藏匿的炸药、毒品等成为可能.

图11 (网络版彩图)特征 γ 射线与出射中子的通量比值图
Figure 11 (Color online) The flux ratio of characteristic gamma-ray and outgoing neutron.

图12 (网络版彩图)编号为39的探测器探测的特征 γ 射线能谱

Figure 12 (Color online) The characteristic gamma-ray energy spectrum of the detector which numbers for 39.

图13 (网络版彩图)编号为40的探测器探测的特征 γ 射线能谱

Figure 13 (Color online) The characteristic gamma-ray energy spectrum of the detector which numbers for 40.

4 结论与讨论

本文对水体模进行了基于D-T中子源的NSECT成像仿真研究. 从特征 γ 射线和出射中子的通量分布、出射中子能谱以及特征 γ 射线与中子通量比率图可知,在 $Z=0$ 的平面上与中子束传播方向呈 43.6° – 50.9° 方向上布置高能 γ 探测器更利于得到可靠的成像数据,其中 48.5° 方向上可得到最佳的成像数据. 从探测器最佳布局位置的特征 γ 射线能谱中,找到了 ^{16}O 对应的特征峰,特征峰能量与靶体元素的激发能完全一致,说明NSECT具备元素识别和确定元素浓度的能力,证明了NSECT被应用到癌症的早期或超早期诊断以及检查藏匿的炸药、毒品等领域的可能性. 本仿真工作对兰州大学强流中子发生器上开展NSECT成像实验的伽玛射线探测器布局位置提供指导.

致谢 感谢兰州大学核科学与技术学院姚泽恩教授和韦峥老师对本工作的指导和有益讨论.

参考文献

- 1 Floyd C E, Calvin H, Brian H, et al. Neutron stimulated emission computed tomography of stable isotopes. *Proc SPIE*, 2004, 5368: 248–254
- 2 Floyd Jr. C E, Bender J E, Sharma A C, et al. Introduction to neutron stimulated emission computed tomography. *Phys Med Biol*, 2006, 51: 3375–3390
- 3 Geraki K, Farquharson M J, Bradley D A. Concentrations of Fe, Cu and Zn in breast tissue: a synchrotron XRF study. *Phys Med Biol*, 2002, 47: 2327–2339
- 4 Lakshmanan M N, Kapadia A J. Quantitative assessment of lesion detection accuracy, resolution, and reconstruction algorithms in neutron stimulated emission computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging*, 2012, 31: 1426–1435
- 5 Rhee D J, Agasthya G A, Kapadia A J. Neutron stimulated emission computed tomography for brain cancer imaging. In: *Proceedings of Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS&MIC)*. Seoul: IEEE, 2013
- 6 Lakshmanan M N, Harrawood B P, Agasthya G A, et al. Simulations of breast cancer imaging using gamma-ray stimulated emission computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging*, 2014, 33: 546–555
- 7 Briesmeister J F. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Version 4C, LA-13709-M, 2000
- 8 Sharma A C, Harrawood B P, Bender J E, et al. Neutron stimulated emission computed tomography: A Monte Carlo simulation approach. *Phys Med Biol*, 2007, 52: 6117–6131
- 9 Kapadia A J, Harrawood B P, Tourassi G D. Validation of a Geant4 simulation of neutron stimulated emission computed tomography. *Proc SPIE*, 2008, 6913: 69133H
- 10 Sharma A C, Tourassi G D, Kapadia A J, et al. Design and development of a high-energy gamma camera for use with NSECT imaging: Feasibility for breast imaging. *IEEE Trans Nucl Sci*, 2007, 54: 1498–1505
- 11 Sharma A C, Turkington T G, Tourassi G D, et al. Near-field high-energy spectroscopic gamma imaging using a rotation modulation collimator. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect B-Beam Interact Mater Atoms*, 2008, 266: 4938–4947
- 12 Floyd C E, Bender J E, Harrawood B, et al. Breast cancer diagnosis using neutron stimulated emission computed tomography: Dose and count requirements. *Proc SPIE*, 2006, 6142: 61421O
- 13 Kapadia A J, Sharma A C, Tourassi G D, et al. Neutron stimulated emission computed tomography for diagnosis of breast cancer. *IEEE Trans Nucl Sci*, 2008, 55: 501–509
- 14 Yao Z E, Liang Y, Yue W M, et al. M-C simulation on n- γ field for D-T intense neutron generator (in Chinese). *Nucl Tech*, 2009, 32: 742–746 [姚泽恩, 梁一, 岳伟明, 等. 强流D-T中子发生器n- γ 辐射场的MC模拟研究. *核技术*, 2009, 32: 742–746]
- 15 Liu Y. Shielding Effect and the Background of the Experimental Hall of Neutron Generator (in Chinese). Dissertation for Master's Degree. Lanzhou: Lanzhou University, 2011. 18–49 [刘洋. 中子发生器实验厅屏蔽效果及本底研究. 硕士学位论文. 兰州: 兰州大学, 2011. 18–49]
- 16 Liu Y, Yao Z E, Shen F, et al. Simulation of BSA design and beam characteristic for fast neutron radiography using a D-T neutron source (in Chinese). *Nucl Tech*, 2011, 34: 273–277 [刘洋, 姚泽恩, 沈飞, 等. D-T快中子照相准直屏蔽体设计及中子束特性的模拟研究. *核技术*, 2011, 34: 273–277]
- 17 Luo P, Yao Z E, Liang Y, et al. M-C simulation to optimize the shielding design for a T(d,n) 4He neutron source (in Chinese). *Nucl Tech*, 2008, 31: 756–760 [罗鹏, 姚泽恩, 梁一, 等. T(d,n) 4He反应快中子屏蔽体优化设计的蒙特卡罗模拟. *核技术*, 2008, 31: 756–760]

MCNP simulation study of neutron stimulated emission computed tomography system based on D-T neutron source

ZHAO Liang, LI ZhongXing, YUE Song, TONG LinGe, DONG Ming,
FAN YaMing, YIN YongZhi* & CHEN XiMeng

School of Nuclear Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China

In this paper, Neutron Stimulated Emission Computed Tomography (NSECT) system was simulated using MCNP software, including the selection of Neutron source, the design of collimating shielding system, the setting of shielding wall and target body, and the arrangement of detector. The 14 MeV D-T Neutron source created by the Neutron generator located at Lanzhou University, was delivered, collimated and hit a cylindrical water phantom. We recorded and won the flux distribution and typical spectrum of characteristic gamma-ray and outgoing Neutron. This study has a guiding role for the detector layout during NSECT imaging experiment. From the flux distribution and typical spectrum of characteristic gamma-ray and outgoing Neutron, it is clearly shown that the position of NSECT imaging detector should be placed from 43.6° to 50.9° along the Neutron beam propagation direction. The optimized direction would be in 48.5° . From the characteristic gamma-ray spectrum, we found the characteristic peaks of ^{16}O . This result suggests that NSECT has the ability to identify elements and to determine the element concentrations. This work also proved that NSECT could be applied for the early diagnosis of cancer and the checking of hiding explosives and drugs.

neutron stimulated emission computed tomography, characteristic gamma-ray, emission neutron, MCNP

PACS: 47.27.-i, 47.27.Eq, 47.27.Nz, 47.40.Ki, 47.85.Gj

doi: [10.1360/SSPMA2016-00395](https://doi.org/10.1360/SSPMA2016-00395)