

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.08.002

医学放射物理

基于生物动力学模型的¹⁸F-FDG PET扫描患者个体化累积活度分布评估

何宇涛¹,倪明²,李晓宇¹,陈志¹

1.中国科学技术大学核科学技术学院,安徽合肥230026;2.中国科学技术大学附属第一医院核医学科,安徽合肥230001

【摘要】目的:利用生物动力学模型,在基于单个时间点PET图像的基础上,实现进行¹⁸F-FDG PET扫描患者的个体化累积活度分布计算评估。**方法:**首先,构建目标器官的生物动力学隔室模型,并将各隔室内的活度变化描述为微分方程组。然后,使用每例患者特定时间点的PET图像数据,采用模拟退火算法对模型系数进行优化,计算各个器官的累积活度情况,分析患者不同排尿情况下对膀胱累积活度的影响。最后,考虑放射性核素在组织器官中分布的异质性,计算人体全身累积活度分布图,并与现有方法进行对比,评估本研究提出方法的准确性。**结果:**在本研究分析的11例病例中,生物动力学模型的计算结果总体上与实验数据具有良好的一致性,平均差异小于15%。同时,在不同排尿情况下,患者膀胱的累积活度平均值差异最高可达2.4倍,表明强制患者排尿对于降低辐射影响有积极意义。与ICRP 128号出版物中获得的生物动力学数据比较显示,脑部和心脏部分器官存在较大差异,标准偏差分别为61.0%和46.3%。**结论:**基于构建的生物动力学模型能够准确合理地计算PET患者个体化的累积活度分布,提出的评估方法将为进行PET扫描的每例患者的内照射辐射剂量学评估提供有价值的参考。

【关键词】¹⁸F-FDG;累积活度;生物动力学模型;内照射剂量

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)08-0931-08

Individualized estimation of cumulated activity distribution in patients undergoing ¹⁸F-FDG PET scans based on the biokinetic model

HE Yutao¹, NI Ming², LI Xiaoyu¹, CHEN Zhi¹

1.School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China; 2.Department of Nuclear Medicine, the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230001, China

Abstract: Objective To achieve personalized assessment of cumulated activity distribution in patients undergoing ¹⁸F-FDG PET scans using the biokinetic model based on the single-time-point PET images. **Methods** A biokinetic compartmental model for the organs of interest was established, and the variation of activities in each compartment was described as a set of differential equations. The PET image data at a specific time point of each patient was used to obtain the kinetic model parameters which were then optimized by a simulated annealing algorithm to calculate the cumulated activity of each organ. Additionally, the effects of different voiding patterns on the cumulated activity of the bladder were analyzed. Considering the heterogeneity of radioactive nuclide distribution in organs, a whole-body cumulated activity distribution map was computed, and the accuracy of the proposed method was evaluated by comparison with the existing methods. **Results** For the 11 cases analyzed in the study, the calculation results of the biokinetic model generally showed a good agreement with experimental data, with an average deviation of less than 15%. Meanwhile, under different urinary excretion conditions, the average cumulated activity in the bladder differed by up to 2.4 times, indicating the positive significance of enforced urination in reducing radiation exposure. The comparison with the biokinetic data obtained from ICRP Publication 128 revealed relatively large deviations for certain organs such as the brain and heart, with standard deviations of 61.0% and 46.3%, respectively. **Conclusion** The constructed biokinetic model can effectively estimate the individualized cumulated activity distribution in patients undergoing PET scans, providing valuable insights for the internal dosimetry assessment.

Keywords: ¹⁸F-FDG; cumulated activity; biokinetic model; internal dosimetry

【收稿日期】2024-01-19

【基金项目】中国科学技术大学附属第一医院医学人工智能联合基金(MAI2022Q017)

【作者简介】何宇涛,硕士,研究方向:核医学剂量学,E-mail: heyutao@mail.ustc.edu.cn

【通信作者】陈志,副教授,研究方向:辐射剂量学,E-mail: zchen@ustc.edu.cn

前言

PET成像是基于放射性药物的一种核医学临床检查成像技术,在临床医学诊断中有着广泛的应用。¹⁸F-FDG是PET成像中最常用的放射性药物^[1-2]。Huang等^[3]研究表明,对于20岁的成年人,由于单次¹⁸F-FDG PET/CT导致的癌症终生归因风险可达0.622%。在评估进行¹⁸F-FDG PET/CT扫描中患者的内照射剂量时,准确计算人体内¹⁸F造成的累积放射性活度的分布至关重要^[4-5]。然而,大多数临床PET扫描都是静态的,缺乏关于¹⁸F-FDG分布的动力学信息,仅能获得进行图像采集时¹⁸F造成的瞬时放射性活度分布。目前主要有3种累积活度分布评估方法。第一种是仅考虑放射性药物的物理半衰期,忽略其在体内的转移(Only Decay Concerned, ODC)。第二种是利用已发表的PET研究中放射性核素驻留份额的实验统计数据来确定各个器官中放射性药物的分布(Experimental Statistical Data, ESD)^[6-13]。但是上述两种方法忽略患者的个体差异与核素在人体内的转移情况,因此在最终的累积活度分布评估中会引入较高的不确定度^[14]。第三种选择是FDG生物动力学模型(Biokinetic Model, BM)方法^[15]。早期Hays等^[6]提出由14个隔室组成的FDG生物动力学模型,用于计算FDG在人体全身的驻留情况。Kamp等^[13]修订Hays等^[6]模型,结合已发表的动态PET研究数据更新FDG生物动力学数据。但修订后的模型仍未考虑患者间的个体差异且需要结合动态PET数据。Neira等^[16]简化了模型,通过有限的PET图像即可预测患者的时间活度曲线,但其模型预测在一定程度上依赖于20年前Hays等^[6]实验数据,并且对于膀胱的累积活度的评估并未充分结合PET图像。

本研究基于生物动力学隔室模型,提出一种基于静态PET图像评估PET患者的个体化累积活度分布的方法,同时单独考虑血液对于器官累积活度以及患者排尿情况对膀胱累积活度的影响,与现有方法比较以验证本研究方法的可靠性。

1 资料与方法

1.1 患者数据与图像处理

收集中国科学技术大学附属第一医院于2020年进行全身¹⁸F-FDG PET/CT扫描的11例患者的临床数据。其中,男6例,女5例;年龄34~63岁,平均年龄(51.18±9.60)岁;体质量56~79 kg,平均体质量(67.36±7.10) kg;身高158~175 cm,平均身高(166.73±5.22) cm。PET/CT扫描采用Biography Sensation 16扫描仪(Siemens Medical Solutions,

Knoxville, Tennessee, USA)进行,PET图像采用有序子集期望最大化(OSEM)迭代算法进行重建^[17-18]。每组PET图像尺寸为168×168×219,空间分辨率为4.063 mm×4.063 mm×5.000 mm,对应的CT图像均被重采样至PET图像相同尺寸。本研究使用安徽慧软科技有限公司研发的AI自动器官勾画系统DeepViewer^[19],根据每例患者的解剖CT图像,自动勾画出对FDG生物摄取较高的关键器官。

1.2 生物动力学模型

如图1所示,本研究构建的生物动力学隔室模型对¹⁸F-FDG摄取较高的器官组织进行单独考虑,包含8个隔室表示,分别代表血液、心脏、肺、肝脏、脑、肾脏、膀胱和其他。在模型中,血液被简化为一个单独的中心交换隔室,FDG的尿液排泄过程通过从血液到肾脏隔室的转移以及从肾脏到膀胱的单向转移表示,未单独考虑的组织器官被统称为其他。模型中各个器官的活度变化可以由式(1)中的常微分方程组表示:

$$\begin{aligned}
 y'_{\text{blood}} &= -(\lambda + k_1 + k_2 + k_3 + k_4 + k_5 + k_6) \cdot y_{\text{blood}} + k_7 \cdot y_{\text{heart}} + k_8 \cdot y_{\text{lungs}} + k_9 \cdot y_{\text{liver}} + k_{10} \cdot y_{\text{brain}} + k_{11} \cdot y_{\text{other}} \\
 y'_{\text{heart}} &= -(\lambda + k_7) \cdot y_{\text{heart}} + k_1 \cdot y_{\text{blood}} \\
 y'_{\text{lungs}} &= -(\lambda + k_8) \cdot y_{\text{lungs}} + k_2 \cdot y_{\text{blood}} \\
 y'_{\text{liver}} &= -(\lambda + k_9) \cdot y_{\text{liver}} + k_3 \cdot y_{\text{blood}} \\
 y'_{\text{brain}} &= -(\lambda + k_{10}) \cdot y_{\text{brain}} + k_4 \cdot y_{\text{blood}} \\
 y'_{\text{other}} &= -(\lambda + k_{11}) \cdot y_{\text{other}} + k_5 \cdot y_{\text{blood}} \\
 y'_{\text{kidneys}} &= -(\lambda + k_{12}) \cdot y_{\text{kidneys}} + k_6 \cdot y_{\text{blood}} \\
 y'_{\text{bladder}} &= -\lambda \cdot y_{\text{bladder}} + k_{12} \cdot y_{\text{kidneys}}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

其中,y和y'分别表示对应器官隔室的活度和活度变化率,λ为衰变常数,k为模型动力学参数,代表隔室间的物质转移速率。k是模型中待拟合优化的未知参数,当优化得到对应的动力学参数k后,求解该常微分方程组可以获得各个隔室的时间活度曲线,而对时间活度曲线在[0, +∞)上积分,就能得到生物动力学模型中隔室的累积活度值。

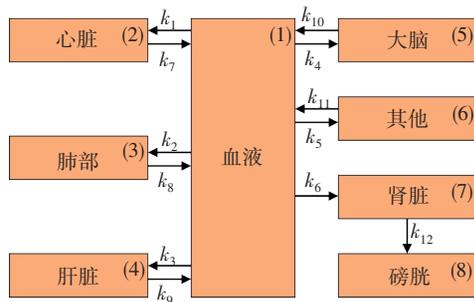


图1 ¹⁸F-FDG生物动力学模型结构

Figure 1 Structure of the biokinetic model for ¹⁸F-FDG

1.3 模型动力学参数优化

模拟退火算法 (Simulated Annealing) 源于 Kirkpatrick 等^[20] 和 Černý^[21] 研究, 是一种基于模拟固体退火过程的全局优化算法, 它通过逐渐降低控制参数 T 并在每一步搜索随机解来寻找最小化目标函数的全局最优解。在本研究中该算法被用于对模型的动力学参数 k 的优化。用于最小化目标函数 $f(k)$ 的模拟退火算法的流程图如图2所示。

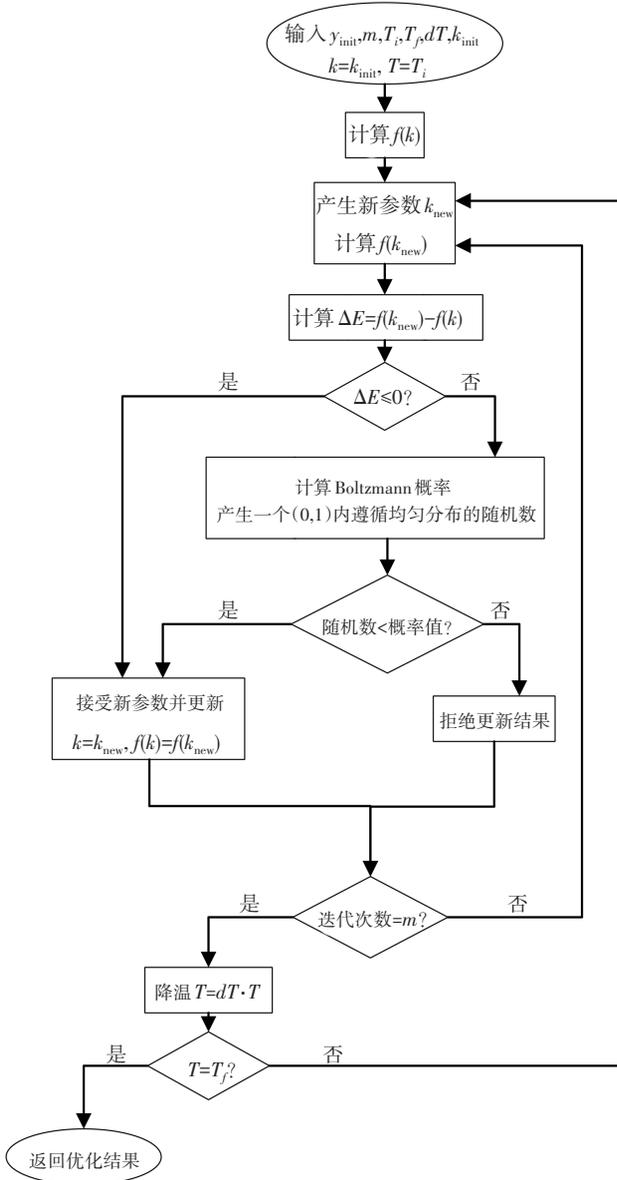


图2 最小化目标函数 $f(k)$ 的模拟退火算法流程图

Figure 2 Flowchart of simulated annealing algorithm to minimize objective function $f(k)$

目标函数被定义为加权残差平方和 (Weighted Residual Sum of Squares, WRSS), 如式(2)所示:

$$f(k) = \text{WRSS} = \sum_{s=1}^S \sum_{p=1}^{P_s} \frac{(A_{s,p}^{\text{exp}} - A_{s,p}^{\text{th}})^2}{\sigma_{s,p}^2} \quad (2)$$

其中, A^{exp} 与 A^{th} 分别为实验测量活度值和模型预测活度值, s 表示器官组织隔室的数量, p 为各器官/组织的时间点数量, σ^2 是实验测量方差。由于临床的静态 PET 图像仅能提供一个实验点数据, 数据点的缺乏会使得在执行此类算法优化时, 伴随着不可避免的本征退化, 优化算法不能获得额外的信息或更优解, 导致算法陷入局部最优解或产生不合理的结果。因此在 $t' = 20 \text{ min}$ 处, 从 Hu 等^[12] 和 Brix 等^[22] 动态 PET 研究中引入一组额外的数据点, 用于约束时间活度曲线的形状。新引入的数据点根据已知的 PET 活度数据进行缩放:

$$A(t') = A_{\text{ref}}(t') \cdot \frac{A(t_{\text{exp}})}{A_{\text{ref}}(t_{\text{exp}})} \quad (3)$$

其中, A_{ref} 为从发表的研究中引入的数据; $A(t')$ 为在 20 min 处缩放后的 A_{ref} 值; $A(t_{\text{exp}})$ 为从本研究中临床 PET 图像中得到的活度值; t_{exp} 为临床 PET 图像的扫描时刻。模型的求解结果仅包括器官本身的活度, 而人体中的大多数器官和组织都含有血液, 因此模型预测的最终结果需要考虑器官中的血液对于器官活度的贡献:

$$A_s^{\text{th}}(t) = y_s(t) + f_s \cdot y_{\text{blood}}(t) \quad (4)$$

其中, y_s 是器官 s 的求解值, f_s 是器官 s 的血液容量比例, y_{blood} 是血液的求解值。主要器官的血液容量 (对应器官的血液容量占全身血液容量的百分比, 单位%) 采用 ICRP 89 号出版物中的参考值^[23-24], 详见表1。

表1 主要器官参考血液容量 (%)

Table 1 Reference values of blood volume of major organs (%)

器官	血液容量
心脏	9.00
肺部	12.50
肝脏	10.00
大脑	1.20
肾脏	2.00
膀胱	0.02
其他	65.28

1.4 动态膀胱模型

根据 MIRD 14 号出版物^[25], 本研究采用一个简化的动态膀胱模型, 用于估计在不同排尿情况下膀胱中的累积活度。通常患者会被要求在 PET 扫描前排尿。因此, 本研究假设患者在 PET 扫描前 2 min 排空尿液, 此为第一次排尿。同时, 参考 ICRP 89 号出

版物^[23]中的成年人日常膀胱排尿容量数据以及Kamp等^[13]假设,设置成年男性和成年女性每次排出的尿液容量分别为250和210 mL,尿液产生率为22 mL/(kg·d),且每次排尿均剩余10 mL尿液未排出。尿液产生率和排尿剩余体积的设置不区分性别。根据该假设分别计算每位患者进行PET扫描后不进行排尿、排尿1次和排尿2次这3种情况下患者膀胱内累积活度的差异。

此外,本研究以标准化累积活度值,即驻留时间(residence time)来代表每个器官或组织内的¹⁸F-FDG累积活度,如式(5)所示:

$$\text{residence time} = \frac{CA_{\text{organ}}}{IA} \quad (5)$$

其中,CA_{organ}表示器官累积活度(Cumulated Activity of Organ),IA表示放射性药物注射活度(Injected Activity)

1.5 全身累积活度分布计算

注射进入人体的¹⁸F-FDG会被器官和组织快速地摄取,因此普遍认为患者在进行PET扫描时,人体内¹⁸F-FDG的分布已经基本稳定。对于大多数器官和组织,¹⁸F-FDG造成的累积活度分布与PET图像中所示的分布是相似的^[26]。相应器官中每个体素的累积活度由式(6)计算:

$$CA_i = CA_{\text{organ}} \cdot \frac{A_i^{\text{PET}}}{\sum_i A_i^{\text{PET}}} \quad (6)$$

其中,CA表示累积活度,*i*和*N*分别为相应器官中的第*i*个体素和总体素数,*A_i*表示PET图像中相应器官的第*i*个体素的活度。生物动力学模型中,其他的累积活度被所有未单独考虑的器官共享。

2 结果

2.1 模型预测结果

针对收集的11例患者数据,使用生物动力学模型方法计算每例患者的累积活度分布,并根据模型预测结果拟合出器官时间活度曲线。部分患者的最佳模型动力学拟合参数*k*如表2所示。参数*k*代表每分钟物质从供体隔室转移到受体隔室的比例。图3展示了具有代表性病例的数据及其模型拟合的时间活度曲线结果,所有结果均已考虑¹⁸F的物理衰变情况以及血液对于器官的活度贡献。从图3可以看出模型的预测结果与实验数据表现出较好的一致性,对于所有患者,平均差异小于15%。图3分别给出考虑肝脏内血液活度贡献与仅考虑肝脏器官本身的时间累积活度曲线结果,可见血液中¹⁸F的活度对肝脏的活度有显著影响。

表2 部分患者的模型动力学参数*k*(min⁻¹)

Table 2 Transfer coefficient (*k*) of the biokinetic model for some patients (min⁻¹)

供体隔室	受体隔室	病例1	病例2	病例3	病例4	病例5
血液	心脏	6.58×10 ⁻⁴	6.45×10 ⁻⁴	7.55×10 ⁻⁴	9.59×10 ⁻⁴	8.30×10 ⁻⁴
血液	肺部	3.77×10 ⁻⁵	3.11×10 ⁻⁴	1.13×10 ⁻³	1.14×10 ⁻³	2.45×10 ⁻³
血液	肝脏	4.94×10 ⁻³	6.32×10 ⁻³	2.57×10 ⁻³	2.94×10 ⁻²	1.23×10 ⁻²
血液	脑部	1.15×10 ⁻²	8.60×10 ⁻³	8.83×10 ⁻³	1.97×10 ⁻²	1.63×10 ⁻²
血液	其他	9.50×10 ⁻²	9.82×10 ⁻²	8.45×10 ⁻²	1.14×10 ⁻¹	1.19×10 ⁻¹
血液	肾脏	9.44×10 ⁻³	8.73×10 ⁻³	8.80×10 ⁻³	1.03×10 ⁻²	1.11×10 ⁻²
心脏	血液	2.38×10 ⁻⁴	3.17×10 ⁻⁴	1.85×10 ⁻⁶	8.23×10 ⁻⁸	8.36×10 ⁻⁵
肺部	血液	7.76×10 ⁻⁵	8.90×10 ⁻⁴	7.17×10 ⁻⁴	1.34×10 ⁻⁹	2.26×10 ⁻²
肝脏	血液	2.11×10 ⁻²	3.75×10 ⁻²	3.14×10 ⁻³	1.41×10 ⁻¹	4.74×10 ⁻²
脑部	血液	6.58×10 ⁻³	5.39×10 ⁻³	3.64×10 ⁻³	1.26×10 ⁻²	1.40×10 ⁻²
其他	血液	1.65×10 ⁻²	1.70×10 ⁻²	1.14×10 ⁻²	2.46×10 ⁻²	2.76×10 ⁻²
肾脏	膀胱	1.43×10 ⁻¹	2.77×10 ⁻¹	2.32×10 ⁻¹	2.35×10 ⁻¹	1.79×10 ⁻¹

2.2 膀胱排尿情况影响

病例1的膀胱与肾脏的时间活度曲线如图4所示,两者与临床PET数据吻合较好。在注射¹⁸F-FDG后的2 h内,不考虑膀胱排尿,肾脏中¹⁸F的活度在短

时增加后迅速下降而后缓慢下降,而膀胱则持续增加。2 h后膀胱的活度随着时间推移呈现类指数衰减趋势。所有病例不同膀胱排尿情况下的平均驻留时间结果如表3所示,在排尿2次条件下,平均停留时间

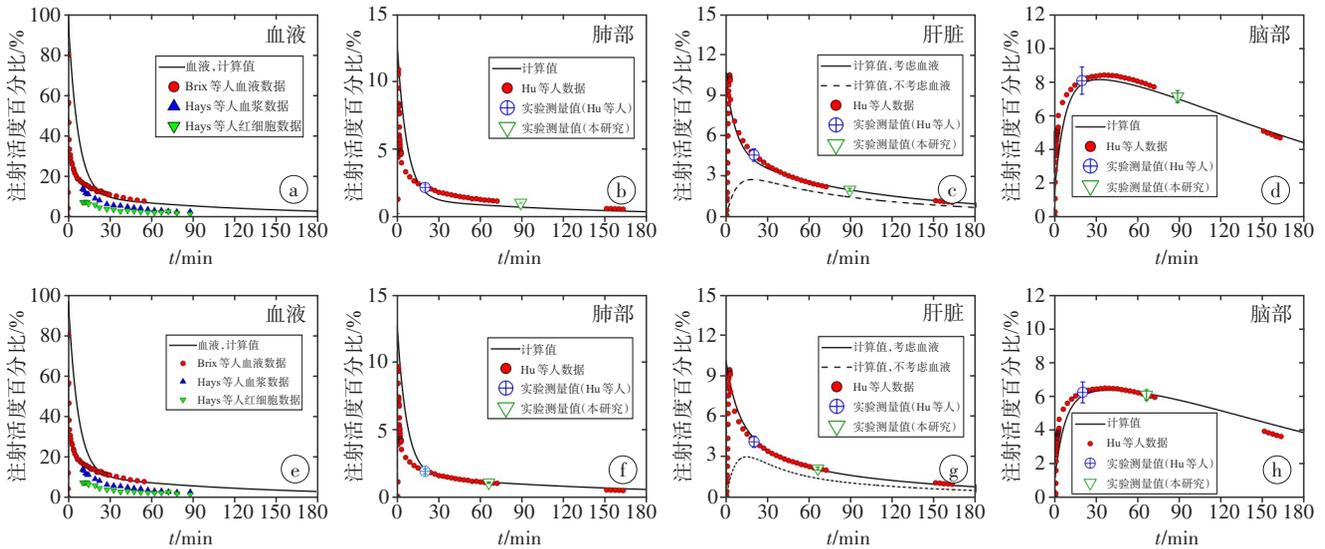


图3 生物动力学模型计算得到的病例1(a~d)和病例2(e~h)的时间活度曲线

Figure 3 Time-activity curves obtained from the biokinetic model for patient 1 (a-d) and patient 2 (e-h)

FDG在各器官组织中的活度以相对于注射活度的百分比表示

为0.195 h,而不进行排尿条件下,平均停留时间为0.469 h,大约是前者的2.4倍。随着排尿频率的增

加,尿液排泄对膀胱中累积活度的影响逐渐减小,最终几乎可以忽略不计。

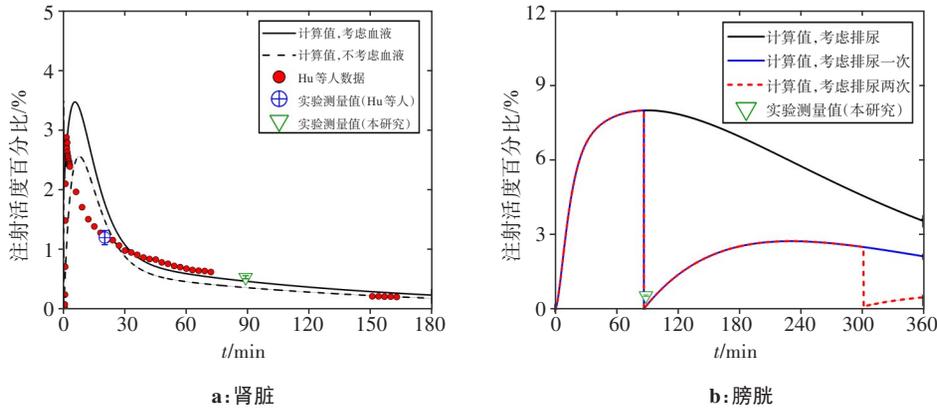


图4 病例1的肾脏和膀胱时间活度曲线

Figure 4 Time-activity curves of the kidneys and bladder in patient 1

FDG在各器官组织中的活度以相对于注射活度的百分比表示

表3 膀胱平均驻留时间(h)

Table 3 Average residence time in the bladder (h)

排尿情况	驻留时间
不进行排尿	0.469±0.050
排尿1次	0.266±0.043
排尿2次	0.195±0.023

2.3 累积活度分布对比

由模型计算的部分病例的放射性核素驻留时间如

表4所示,并与已发表研究的数据进行比较,且计算的所有结果均已包括器官内的血液活度贡献。从表4可以看出,11例患者的器官驻留时间平均值与ICRP 128号出版物中已发表的大多数器官的数据基本相符,除了脑部和心脏,它们的标准偏差分别为61.0%和46.3%。即便如此,列举的5例患者的数据间仍然存在明显差异。由于肾脏未包括在ICRP 128号出版物中的模型中,因此无法评估其驻留时间的差异。

图5展示了病例1的静态PET图像,图6展示了3种不同方法(ODC、ESD和BM)得到的累积活度分布。对

表4 主要器官驻留时间(h)
Table 4 Residence time in the major organs (h)

研究对象	脑部	心脏	肝脏	肺部	肾脏	膀胱
病例1	0.309	0.063	0.095	0.044	0.028	0.185
病例2	0.262	0.064	0.085	0.058	0.018	0.187
病例3	0.277	0.063	0.114	0.087	0.017	0.170
病例4	0.356	0.080	0.101	0.101	0.021	0.221
病例5	0.289	0.076	0.117	0.074	0.028	0.247
平均值	0.338±0.060	0.059±0.018	0.108±0.017	0.086±0.019	0.021±0.004	0.195±0.023
Hays等 ^[6]	0.245±0.090	0.133±0.065	0.161±0.057	0.084±0.028	-	0.119
Mejia等 ^[8]	0.178±0.041	0.085±0.020	0.112±0.029	0.023±0.003	0.034±0.009	-
Hu等 ^[12]	0.391±0.066	0.041±0.022	0.117±0.025	0.058±0.030	0.033±0.009	0.124±0.032
ICRP 128 ^[10]	0.210	0.110	0.130	0.079	-	0.260

比静态PET图像与累积活度分布图可以看出,ODC的累积活度分布与PET图像基本类似,而ESD和BM则与PET图像有明显不同。图6中3种方法主要在脑部、心

脏、膀胱3个区域表现出较大差异。其中,ODC得到的脑部累积活度最高,却伴随着最低的膀胱和心脏累积活度。BM的结果数值介于ODC和ESD之间。

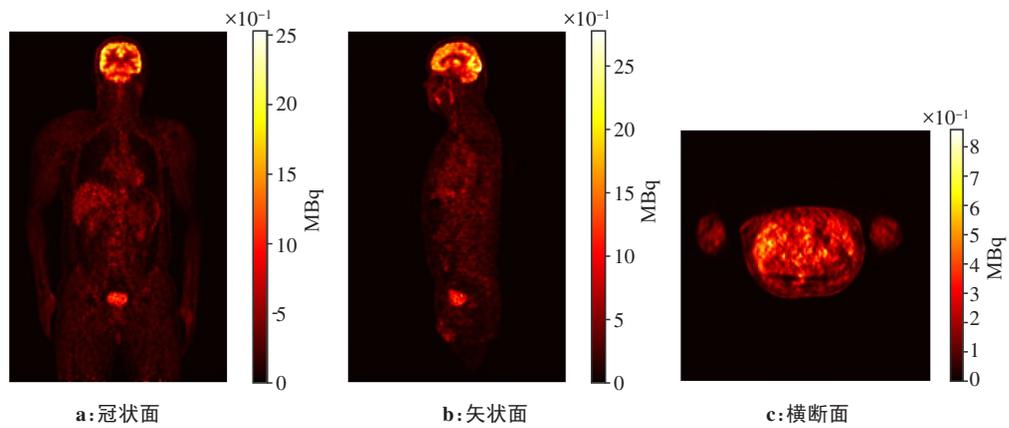


图5 病例1的静态PET图像(最大值为2.77 MBq)

Figure 5 Static PET imaging of patient 1 (The maximum value is 2.77 MBq)

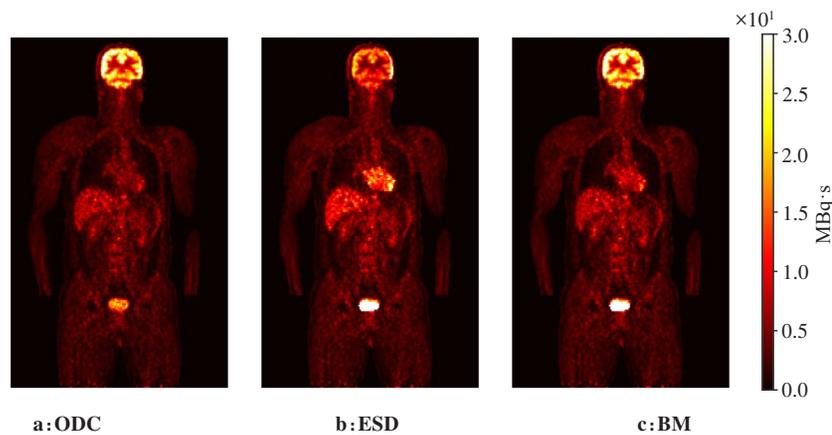


图6 病例1通过不同方法计算得到的冠状面放射性累积活度分布图(为了突出器官间的活度差异,最大值设置为30 MBq·s)

Figure 6 Cumulated activity distribution in a representative slice of coronal plane obtained by different methods for patient 1 (The scale has been saturated to 30 MBq·s to highlight the activity differences among organs)

3 讨论

本研究提出的方法与ODC和ESD方法相比,提供了对FDG在器官中个体化累积活度分布的更符合生理学实际的描述。相比之下,ODC方法由于充分考虑核素在人体内的转移,低估心脏和膀胱等频繁物质交换器官的累积活度;ESD方法由于其实验统计数据是基于群体测量分析的,无法有效反映不同患者在放射性药物摄取方面的个体差异,且不同研究者的实验统计数据存在明显差异,这进一步体现了本研究进行个体化累积活度分布评估的重要性。如表4所示,与已有的研究数据相比,本研究得到的驻留时间结果尽管存在部分差异,但平均来看,本研究在主要器官组织的结果上与其基本符合,证明本研究结果的可靠性。

由于肺和肝脏中含有大量复杂的血管组织,这类器官的活度变化受血液活度的影响较大。因此,¹⁸F在这些器官中的活度都呈现出迅速增加后快速下降的趋势。需要注意的是,心脏的模型预测结果与ICRP 128号出版物中结果的相对差异为46.3%。实际上,心脏的活度主要由两部分构成:心肌细胞或者心脏壁对¹⁸F-FDG的摄取,以及心脏腔室中流经的血液中的活度贡献。心脏是血液循环中涉及到的最主要器官之一,血液会不断地流经心脏。但临床PET图像不能单独得到心脏壁的活度数据,本研究中的生物动力学模型将心脏简化为一个整体,参考文献[23-24]数据将心脏中的平均血液含量设置为9%。这种简化导致模型在参数优化过程中会更多地考虑心脏中血液带来的活度贡献,并不能充分考虑部分¹⁸F-FDG被心肌细胞摄取并长期驻留其中而引起的活度变化。因此,心脏的累积活度在一定程度上被低估。此外,在图像采集时,不同患者的心脏收缩情况与血液循环情况存在差异,这也能解释在已发表的生物动力学数据中,心脏的不确定度通常比其他器官更高。

尿液排泄是¹⁸F-FDG从人体排出的主要途径,对膀胱中的累积活度有着显著影响。本研究采用简化的动态膀胱模型分析每例患者膀胱中的累积活度。由于大多数临床PET扫描中并未记录患者第一次排尿的时间,本研究假设第一次排尿发生在图像采集前2 min,并根据成年人的平均尿液产量确定第二次排尿的时间。所有11例患者的平均排尿间隔为3.85 h,这一数值也基本符合ICRP 128号出版物中对于成人排尿间隔为3.5 h的假设,证明动态膀胱模型假设的合理性。由于本研究仅考虑两次排尿的情况,计算得到的膀胱驻留时间平均值高于Hu等^[12]进行8 h动

态PET扫描的研究结果。此外,患者通常在注射放射性药物前需要饮水,这可能导致尿液产量显著高于平均值,导致尿液体积的低估,从而高估膀胱中的累积活度。

尽管在患者的模型动力学参数评估中,采用模拟退火算法以尽可能避免陷入局部最优解,但模型中仍然存在一定程度的不确定性。模型的不确定性可能来自多种因素,包括患者的个体化差异、成像技术和模型构建中的假设等^[27]。尽管存在这些不确定性,鉴于在临床实践中为每例患者进行动态PET扫描的不可行性,以及静态PET图像的局限性,本研究中对PET患者的个体化累积放射性活度评估仍然是可接受的。

4 结论

本研究通过构建生物动力学模型,克服临床静态PET图像中缺乏生物动力学信息的限制,并实现对PET患者累积活度分布的个性化评估。此外,本研究提出的模型考虑患者之间的个体差异,并结合临床PET图像数据评估尿液排泄对每例患者膀胱中累积活度的影响。通过比较ICRP 128号出版物等已发表的研究数据,证明本研究可用于评估个性化累积活度分布,为准确评估PET患者的内照射剂量提供有价值的参考。本研究提出的方法可以扩展到PET研究中的其他放射性药物,未来可应用于高剂量SPECT/CT医学扫描应用中。未来的工作将利用贝叶斯方法分析模型的不确定性,对生物动力学模型的不确定性进行量化和最小化,并提供更准确的结果。

【参考文献】

- [1] Bailey DL. Positron emission tomography: basic sciences[M]. New York: Springer, 2005.
- [2] 中华医学会核医学分会. 2020年全国核医学现状普查结果简报[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2020, 40(12): 747-749. Chinese Society of Nuclear Medicine. A brief report on the results of the national survey of nuclear medicine in 2020[J]. Chinese Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 2020, 40(12): 747-749.
- [3] Huang BS, Law MW, Khong PL. Whole-body PET/CT scanning: estimation of radiation dose and cancer risk[J]. Radiology, 2009, 251(1): 166-174.
- [4] Neira-Castro S, Guiu-Souto J, Pardo-Montero J. Dosimetry in positron emission tomography [M]//Signore A. Nuclear Medicine and Molecular Imaging. Oxford: Elsevier, 2022: 316-327.
- [5] Li WB. Internal dosimetry-a review of progress[J]. Jpn J Health Phys, 2018, 53(2): 72-99.
- [6] Hays MT, Segall GM. A mathematical model for the distribution of fluorodeoxyglucose in humans[J]. J Nucl Med, 1999, 40(8): 1358-1366.
- [7] Hays MT, Watson EE, Thomas SR, et al. MIRD dose estimate report No. 19: radiation absorbed dose estimates from ¹⁸F-FDG[J]. J Nucl Med, 2002, 43(2): 210-214.
- [8] Mejia AA, Nakamura T, Masatoshi I, et al. Estimation of absorbed doses in humans due to intravenous administration of fluorine-18-

- fluorodeoxyglucose in PET studies [J]. *J Nucl Med*, 1991, 32(4): 699-706.
- [9] Deloar HM, Fujiwara T, Shidahara M, et al. Estimation of absorbed dose for 2-¹⁸F] fluoro-2-deoxy-D-glucose using whole-body positron emission tomography and magnetic resonance imaging [J]. *Eur J Nucl Med*, 1998, 25(6): 565-574.
- [10] Mattsson S, Johansson L, Leide Svegborn S, et al. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: a compendium of current information related to frequently used substances [J]. *Ann ICRP*, 2015, 44(Suppl 2): 7-321.
- [11] Kaushik A, Jaimini A, Tripathi M, et al. Estimation of radiation dose to patients from ¹⁸F] FDG whole body PET/CT investigations using dynamic PET scan protocol [J]. *Indian J Med Res*, 2015, 142(6): 721-731.
- [12] Hu PC, Lin X, Zhuo WH, et al. Internal dosimetry in ¹⁸F] FDG PET examinations based on long-time-measured organ activities using total-body PET/CT: does it make any difference from a short-time measurement? [J]. *EJNMMI Phys*, 2021, 8(1): 51.
- [13] Kamp A, Andersson M, Leide-Svegborn S, et al. A revised compartmental model for biokinetics and dosimetry of 2-¹⁸F] FDG [J]. *EJNMMI Phys*, 2023, 10(1): 10.
- [14] Stabin MG. Uncertainties in internal dose calculations for radiopharmaceuticals [J]. *J Nucl Med*, 2008, 49(5): 853-860.
- [15] Huang SC, Phelps ME, Hoffman EJ, et al. Noninvasive determination of local cerebral metabolic rate of glucose in man [J]. *Am J Physiol*, 1980, 238(1): E69-E82.
- [16] Neira S, Guiu-Souto J, Díaz-Botana P, et al. Quantification of internal dosimetry in PET patients: individualized Monte Carlo vs generic phantom-based calculations [J]. *Med Phys*, 2020, 47(9): 4574-4588.
- [17] Qi JY, Leahy RM. Iterative reconstruction techniques in emission computed tomography [J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(15): R541-R578.
- [18] Lewitt RM, Matej S. Overview of methods for image reconstruction from projections in emission computed tomography [J]. *Proc IEEE*, 2003, 91(10): 1588-1611.
- [19] Peng Z, Fang X, Yan PK, et al. A method of rapid quantification of patient-specific organ doses for CT using deep-learning-based multi-organ segmentation and GPU-accelerated Monte Carlo dose computing [J]. *Med Phys*, 2020, 47(6): 2526-2536.
- [20] Kirkpatrick S, Gelatt CD, Vecchi MP. Optimization by simulated annealing [J]. *Science*, 1983, 220(4598): 671-680.
- [21] Černý V. Thermodynamical approach to the traveling salesman problem: an efficient simulation algorithm [J]. *J Optim Theory Appl*, 1985, 45(1): 41-51.
- [22] Brix G, Günther E, Rössler U, et al. Double-strand breaks in lymphocyte DNA of humans exposed to ¹⁸F] fluorodeoxyglucose and the static magnetic field in PET/MRI [J]. *EJNMMI Res*, 2020, 10(1): 43.
- [23] Valentin J. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values: ICRP Publication 89 [J]. *Ann ICRP*, 2002, 32(3/4): 1-277.
- [24] Williams LR, Leggett RW. Reference values for resting blood flow to organs of man [J]. *Clin Phys Physiol Meas*, 1989, 10(3): 187-217.
- [25] Thomas SR, Stabin MG, Chen CT, et al. MIRD Pamphlet No. 14 revised: a dynamic urinary bladder model for radiation dose calculations. Task Group of the MIRD Committee, Society of Nuclear Medicine [J]. *J Nucl Med*, 1999, 40(4): 102S-123S.
- [26] 彭昭. 基于PET/CT多器官自动分割和快速蒙特卡罗计算的患者个性化辐射剂量学方法研究 [D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2022.
Peng Z. Study on patient-specific radiation dosimetry method based on PET/CT multi-organ automatic segmentation and fast Monte Carlo calculation [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2022.
- [27] Li WB, Hoeschen C. Uncertainty and sensitivity analysis of biokinetic models for radiopharmaceuticals used in nuclear medicine [J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2010, 139(1/3): 228-231.

(编辑:陈丽霞)