

<https://doi.org/10.52676/1729-7885-2021-1-61-67>

УДК 004.415.2

## РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ РАСЧЁТА ДОЗ ВНУТРЕННЕГО ОБЛУЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОКИНЕТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ

Харченко А.А., Шатров А.Н., Жамалдинов Ф.Ф., Айдарханов А.О.

*Филиал «Институт радиационной безопасности и экологии» РГП НЯЦ РК, Курчатов, Казахстан*

В данной работе представлен обзор возможностей разработанного программного обеспечения (далее ПО) Bioscheme, а также методика расчета дозы внутреннего облучения на примере биокинетической модели из публикации МКРЗ № 78. По сравнению с существующим на сегодняшний день и применяемым в филиале «ИРБЭ» РГП НЯЦ РК программным обеспечением, ПО Bioscheme позволяет решать не только задачи в рамках существующих биокинетических моделей, но также моделировать и автоматически выводить функции поступления, накопления и выведения радионуклидов для случаев нестандартных.

**Ключевые слова:** доза внутреннего облучения, биокинетические модели, система дифференциальных уравнений, константа скорости перехода, программное обеспечение.

### ВВЕДЕНИЕ

Одним из важных видов деятельности филиала «Институт радиационной безопасности и экологии» Национального ядерного центра Республики Казахстан (далее «ИРБЭ» РГП НЯЦ РК) является контроль доз внутреннего облучения персонала и населения.

Контроль доз внутреннего облучения у обследуемых лиц сводится к измерениям на счетчике излучения человека, а также к определению активности радионуклидов в биосубстратах человека для дальнейшего расчета дозы внутреннего облучения.

В основе подобных расчетов лежат биокинетические модели радионуклидов и модели пищеварительного и респираторного трактов, разработанные Международной Комиссией по Радиологической защите (далее МКРЗ). На основе табулированных значений скоростей перехода между отдельными камерами биокинетических моделей строится система дифференциальных уравнений, решения которой представляют собой функции изменения активности радионуклида во времени в отдельных органах или тканях, и функции выведения с мочой или калом.

Ввиду сложности калькуляций, современные методы расчета дозы внутреннего облучения с использованием биокинетических моделей предполагают применение специализированного ПО. Программное обеспечение, применяемое на сегодняшний день в филиале «ИРБЭ» РГП НЯЦ РК, такое как MONDAL3 (National Institute of Radiological Sciences, Япония) или CalcDose 1.1 (филиал «ИРБЭ» РГП НЯЦ РК), имеет в своём наборе заранее выведенные функции поступления, накопления и выведения для ограниченного числа радионуклидов, что не позволяет вносить изменения в структуру биокинетической модели. Наряду с изменением структуры биокинетической модели может возникнуть необходимость использовать и собственные константы для скоростей переходов, отличные от констант опубликованных МКРЗ, что также невозможно сделать с помощью вышеописанного ПО.

Кроме того, биокинетические модели, разработанные МКРЗ, имеют тенденцию изменяться (актуализироваться) от публикации к публикации. Так, например, различия между моделями пищеварительных трактов, изложенных в публикациях МКРЗ №30 и №100, заключаются в следующем [1]:

- в первой модели пищеварительного тракта поступление рассматривается, начиная с желудка, в последней модели поступление рассматривается, начиная с ротовой полости и пищевода;
- в первой модели толстый кишечник состоит из двух отделов, в последней модели из трех;
- первая модель учитывает поглощение только в тонком кишечнике, последняя на всех участках ЖКТ, на которые имеется информация о поглощении.

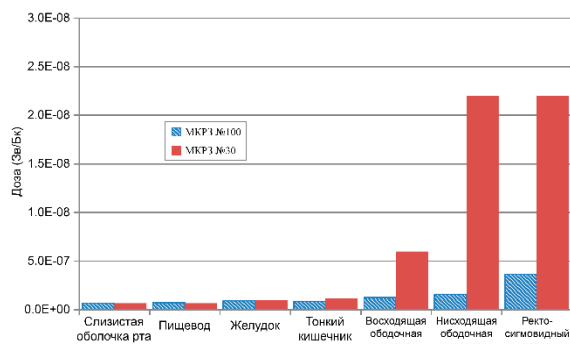
Данные различия являются ключевыми, помимо них существует ряд других различий.

На рисунке 1 представлены различия дозовых коэффициентов для  $^{90}\text{Sr}$  и  $^{239}\text{Pu}$  в рамках моделей МКРЗ № 30 и № 100 при пероральном поступлении [2].

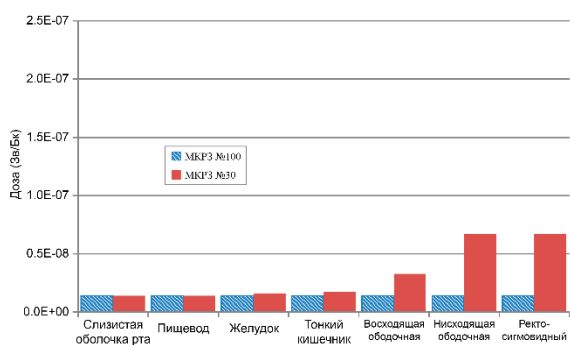
Подобные изменения в биокинетических моделях могут вносить погрешность в результаты, полученные с использованием ПО, расчеты в котором основаны на неактуальной версии модели.

Для решения вышеописанной проблематики необходимо иметь возможность вносить изменения в биокинетическую модель. Это позволило бы как моделировать ситуации вне рамок существующих биокинетических моделей, так и самостоятельно актуализировать данные модели.

Один из вариантов для удовлетворения таких потребностей заключается в приобретении лицензии на специализированное ПО, такое как IMBA Pro Plus (National Radiological Protection Board, Великобритания). Однако, зачастую, специализированное ПО «перегружено» дополнительными функциями и модулями, которые пользователю попросту не нужны. В то же время, необходимые пользователю модули и методики в дорогостоящем ПО могут вовсе отсутствовать.



а)



б)

Рисунок 1. Дозовые коэффициенты для  $^{90}\text{Sr}$  (а) и  $^{239}\text{Pu}$  (б), полученные в рамках моделей МКРЗ № 30 и № 100.

Путь поступления – пероральный

Другим, более бюджетным вариантом является составление биокинетической модели «вручную» и решение полученной системы дифференциальных уравнений для выведения функций изменения активности радионуклида во времени в отдельных органах или тканях уникальных для особого случая. Тем не менее, ввиду большого обилия констант и переменных, данный вариант крайне трудоемок и весьма подвержен человеческому фактору.

Альтернативным вариантом явилась разработка собственного ПО под названием Bioscheme. Преимущество данного варианта заключается не только в том, что отпадает необходимость весьма громоздкой и трудоемкой «ручной» обработки биокинетических моделей, но также и в том, что в собственное ПО можно встроить только тот функционал, который необходим, а в дальнейшем есть возможность добавления новых модулей и методик. Разработка ПО Bioscheme проводилась в рамках стипендии Генерального директора РГП НЯЦ РК.

В рамках данной статьи будет представлена методика расчета доз внутреннего облучения применяемая в филиале «ИРБЭ» РГП НЯЦ РК на примере биокинетической модели из публикации МКРЗ № 78, а также обзор возможностей разработанного ПО Bioscheme в сравнении с ПО, которое ранее применялось для расчета доз внутреннего облучения в филиале «ИРБЭ» РГП НЯЦ РК.

## 1 МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ДОЗЫ ВНУТРЕННЕГО ОБЛУЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОКИНЕТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ [3]

До настоящего времени расчет доз внутреннего облучения вне рамок функционала ПО, используемого в филиале «ИРБЭ», велся следующим образом. На основе значений констант для скоростей перехода между отдельными камерами биокинетической модели строится система дифференциальных уравнений, решения которой являются функциями изменения активности радионуклида во времени в отдельных органах или тканях. Зная, например, активность радионуклида в моче, с помощью выведенной ранее функции можно рассчитать сколько радионуклида поступило в ЖКТ при проглатывании или в лёгкие при вдыхании. Имея таким образом функцию для выведения и данные о поступлении радионуклида, можно рассчитать какое количество радионуклида находилось в организме в течении заданного промежутка времени. Рассчитать дозу внутреннего облучения, имея все вышеуказанные данные, не составит труда.

Рассмотрим методику расчета дозы внутреннего облучения подробнее, на примере биокинетической модели из публикации МКРЗ № 78. На рисунке 2 представлена биокинетическая модель урана, сочлененная с биокинетической моделью ЖКТ.

Каждой камере биокинетической модели присваивается имя функции, которая будет описывать изменение активности во времени. В таблице представлены камеры, входящие в биокинетические модели урана и ЖКТ, а также имена функций, присвоенные им.

Таблица. Камеры и имена функций, описывающие изменения активности во времени

Название камеры	Имя функции
Желудок	$x(t)$
Тонкий кишечник	$y(t)$
Верхний толстый кишечник	$z(t)$
Нижний толстый кишечник	$k(t)$
Быстрый обмен	$a(t)$
Промежуточный обмен	$b(t)$
Устойчивое содержание	$c(t)$
Печень 1	$La(t)$
Печень 2	$Lb(t)$
Плазма	$n(t)$
Кортикальная поверхность	$r(t)$
Обменный кортикальный объем	$p(t)$
Необменный кортикальный объем	$o(t)$
Трабекулярная поверхность	$v(t)$
Обменный трабекулярный объем	$w(t)$
Необменный трабекулярный объем	$q(t)$
Другие почечные ткани	$g(t)$
Мочевые пути	$Up(t)$
Содержимое мочевого пузыря	$Ub(t)$
Красные кровяные тельца	$RBC(t)$
Урина	$u(t)$

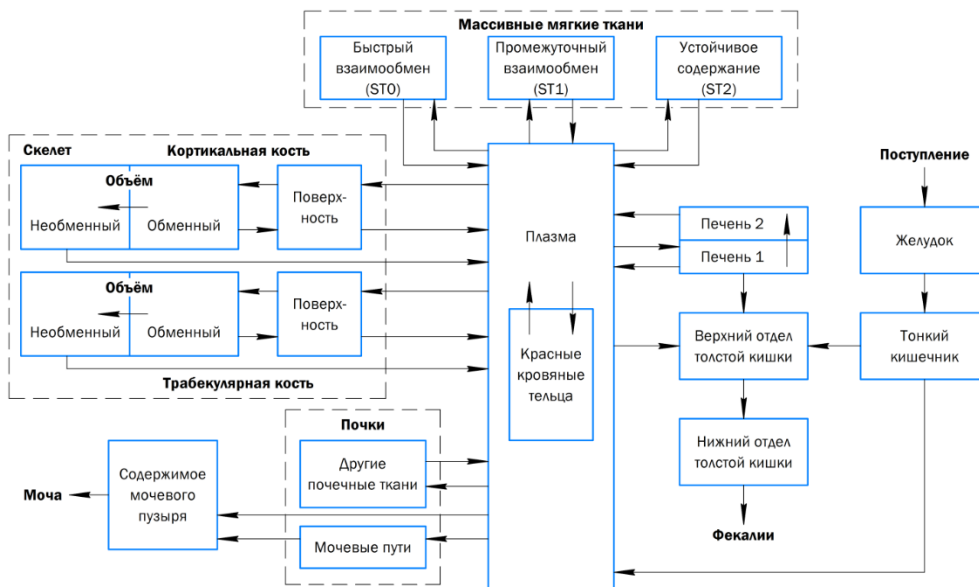


Рисунок 2. Биокинетическая модель урана, сочлененная с биокинетической моделью ЖКТ

Далее, на основе скоростей перехода между камерами, составляется система дифференциальных уравнений.

Для удобства расчетов предполагается, что в момент времени  $t = 0$  произошло пероральное поступление урана с активностью 1 Бк. Коэффициент всасывания равен 0,02. Изотоп урана не уточняется. Начальное условие:  $x(0) = 1$ , т.е. активность в желудке человека в начальный момент времени равна 1 Бк. Все остальные функции в начальный момент времени равны нулю.

Ниже приведена система дифференциальных уравнений первого порядка, которая описывает изменение активности урана в различных органах и тканях с течением времени. В данном примере все расчеты проводятся относительно взрослого человека.

$$\begin{aligned} \text{DSolve}[\{ & x'[t] == -24 \cdot x[t], \\ & y'[t] == 24 \cdot x[t] - 6 \cdot y[t] - 0,122 \cdot y[t], \\ & z'[t] == 6 \cdot y[t] - 1,8 \cdot z[t] + 0,122 \cdot n[t], \\ & k'[t] == 1,8 \cdot z[t] - 1 \cdot k[t], \\ & n'[t] == 0,122 \cdot y[t] - 0,122 \cdot n[t] + 8,32 \cdot a[t] - 10,5 \cdot n[t] + \\ & + 0,0347 \cdot b[t] - 1,63 \cdot n[t] + 0,000019 \cdot c[t] - 0,0735 \cdot n[t] + \\ & + 0,092 \cdot La[t] - 0,367 \cdot n[t] + 0,00019 \cdot Lb[t] + 0,00038 \cdot g[t] - \\ & - 0,0122 \cdot n[t] - 2,94 \cdot n[t] - 15,43 \cdot n[t] + 0,0693 \cdot r[t] - \\ & - 1,63 \cdot n[t] + 0,0000821 \cdot o[t] + 0,0693 \cdot v[t] - 2,04 \cdot n[t] + \\ & + 0,000493 \cdot q[t] + 0,347 \cdot RBC[t] - 0,245 \cdot n[t], \\ & La'[t] == 0,367 \cdot n[t] - 0,092 \cdot La[t] - 0,00693 \cdot La[t], \\ & Lb'[t] == 0,00693 \cdot La[t] - 0,00019 \cdot Lb[t], \\ & g'[t] == 0,0122 \cdot n[t] - 0,00038 \cdot g[t], \\ & a'[t] == 10,5 \cdot n[t] - 8,32 \cdot a[t], \\ & b'[t] == 1,63 \cdot n[t] - 0,0347 \cdot b[t], \\ & c'[t] == 0,0735 \cdot n[t] - 0,000019 \cdot c[t], \\ & Up'[t] == 2,94 \cdot n[t] - 0,099 \cdot Up[t], \\ & Ub'[t] == 15,43 \cdot n[t] + 0,099 \cdot Up[t] - 12 \cdot Ub[t], \\ & r'[t] == 1,63 \cdot n[t] - 0,0693 \cdot r[t] - 0,0693 \cdot r[t] + 0,0173 \cdot p[t], \\ & p'[t] == 0,0693 \cdot r[t] - 0,0173 \cdot p[t] - 0,00578 \cdot p[t], \\ & o'[t] == 0,00578 \cdot p[t] - 0,0000821 \cdot o[t], \\ & v'[t] == 2,04 \cdot n[t] - 0,0693 \cdot v[t] - 0,0693 \cdot v[t] + 0,0173 \cdot w[t], \\ & w'[t] == 0,0693 \cdot v[t] - 0,0173 \cdot w[t] - 0,00578 \cdot w[t], \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} q'[t] &== 0,00578 \cdot w[t] - 0,000493 \cdot q[t], \\ RBC'[t] &== 0,245 \cdot n[t] - 0,347 \cdot RBC[t], \\ u'[t] &== 12 \cdot Ub[t], \\ x[0] &== 1, y[0] == 0, z[0] == 0, k[0] == 0, a[0] == 0, \\ b[0] &== 0, c[0] == 0, n[0] == 0, La[0] == 0, \\ Lb[0] &== 0, g[0] == 0, Up[0] == 0, Ub[0] == 0, \\ r[0] &== 0, p[0] == 0, o[0] == 0, v[0] == 0, w[0] == 0, \\ q[0] &== 0, RBC[0] == 0, u[0] == 0, \\ \{x[t], y[t], z[t], k[t], La[t], Lb[t], c[t], n[t], a[t], b[t], g[t], \\ Up[t], Ub[t], r[t], p[t], o[t], v[t], w[t], q[t], RBC[t], u[t]\}, t \end{aligned}$$

Коэффициенты перед функциями в правых частях уравнений представляют собой скорости перехода между соответствующими камерами биокинетической модели. Знак минус в правой части уравнения означает, что активность убывает из камеры. Знак плюс – активность поступает в камеру. Всего система включает 21 уравнение. Система уравнений составлена в программе Wolfram Mathematica 9.0.

Результатом решения данной системы уравнений являются функции, которые описывают изменения активности в определенных органах и тканях.

Для примера, ниже представлена функция  $u(t)$ , описывающая выведение активности с мочой. Функция  $u(t)$  имеет следующий вид:

$$\begin{aligned} u(t) &= 0,00112691 \cdot e^{-38t} - 0,00634602 \cdot e^{-24t} + \\ &+ 0,0136746 \cdot e^{-12t} + 0,0777452 \cdot e^{-6t} - 0,0985556 \cdot e^{-5,4t} - \\ &- 0,000121418 \cdot e^{-0,34t} - 0,000443065 \cdot e^{-0,14t} - \\ &- 0,000119996 \cdot e^{-0,099t} - 0,00311896 \cdot e^{-0,097t} - \\ &- 0,00136117 \cdot e^{-0,03t} - 0,0013873 \cdot e^{-0,013t} - \\ &- 0,000422883 \cdot e^{-0,0005t} - 0,0000144957 \cdot e^{-0,0004t} - \\ &- 0,0000265272 \cdot e^{-0,0002t} - 0,000346504 \cdot e^{-0,0001t} - \\ &- 0,0000794166 \cdot e^{-0,0001t} + 0,0197967, \end{aligned} \quad (1)$$

где  $t$  – время после поступления, сутки.

Функция  $u(t)$  описывает интегральное выведение активности урана с мочой. Т.е. если бы все суточные объемы мочи собирались в одном сосуде, изменение активности в этом сосуде происходило бы согласно функции  $u(t)$ . На рисунке 3 представлен график функции  $u(t)$  [4].

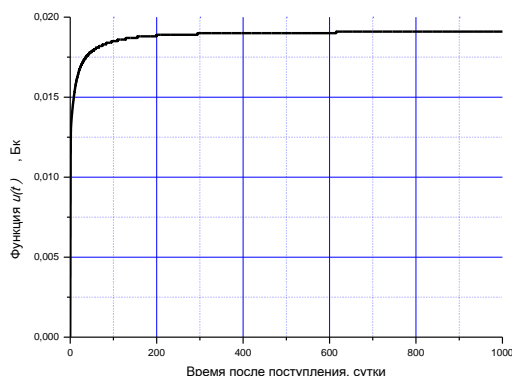


Рисунок 3. График функции  $u(t)$

Как видно функция  $u(t)$  асимптотически стремится к величине равной 0,02, т.е. к величине активности, перешедшей из ЖКТ в кровь (поступление 1 Бк, коэффициент всасывания 0,02).

На практике используется не интегральное выведение активности (1), а величина активности в суточной моче на определенный момент времени. Величина активности в суточной пробе мочи на момент времени  $t$  может быть рассчитана согласно выражению:

$$A_U(t) = u(t) - u(t-1).$$

В дальнейшем, для удобства, разность функций  $u(t) - u(t-1)$  обозначается как  $m(t)$ . Т.к. расчеты проводились на поступление с активностью 1 Бк, функция  $m(t)$  представляет собой долю активности от начального поступления, которая содержится в суточной моче в различные моменты времени. Функция  $m(t)$  для рассматриваемого случая имеет следующий вид:

$$\begin{aligned} m(t) = & -0,00634602 \cdot e^{-24t} (1 - e^{24}) + 0,0136746 \cdot \\ & \cdot e^{-12t} (1 - e^{12}) + 0,0777452 \cdot e^{-6t} (1 - e^6) - \\ & -0,0985556 \cdot e^{-5,4t} (1 - e^{5,4}) - 0,000121418 \cdot \\ & \cdot e^{-0,34t} (1 - e^{0,34}) - 0,000443068 \cdot e^{-0,14t} (1 - e^{0,14}) - \\ & -0,000119996 \cdot e^{-0,099t} (1 - e^{0,099}) - 0,00311896 \cdot \\ & \cdot e^{-0,097t} (1 - e^{0,097}) - 0,00136117 \cdot e^{-0,03t} (1 - e^{0,03}) - \\ & -0,0013873 \cdot e^{-0,013t} (1 - e^{0,013}) - 0,000422883 \cdot \\ & \cdot e^{0,0005t} (1 - e^{-0,0005}) - 0,0000144957 \cdot e^{-0,0004t} (1 - e^{0,0004}) - \\ & -0,0000265272 \cdot e^{-0,0002t} (1 - e^{0,0002}) - 0,000346504 \cdot \\ & \cdot e^{-0,0001t} (1 - e^{0,0001}) - 0,0000794166 \cdot e^{-0,0001t} (1 - e^{0,0001}). \end{aligned} \quad (2)$$

На рисунке 4 представлено изменение активности урана в суточной моче в линейном и логарифмическом масштабе.

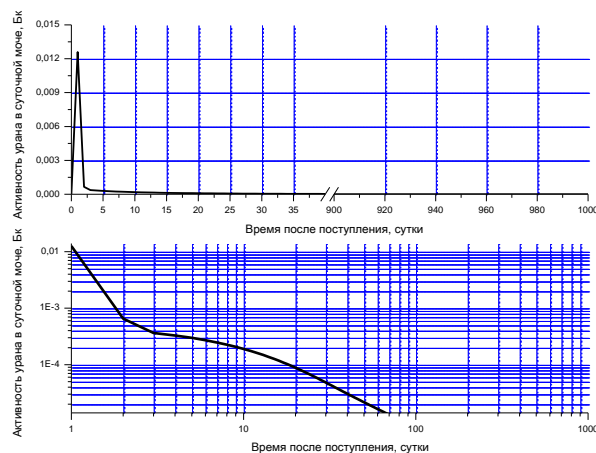


Рисунок 4. Изменение содержания урана в суточной моче в зависимости от времени после однократного перорального поступления. Линейный и логарифмический масштабы. Коэффициент всасывания 0,02

Для того, чтобы вывести функцию  $m(t)$  для коэффициента всасывания 0.002, необходимо все коэффициенты в функции  $u(t)$  разделить на десять. Дальнейшие рассуждения остаются без изменений.

Аналогично рассчитывается функция в любом органе или ткани (легкие, печень, скелет) для любого радионуклида. Сумма функций, описывающих изменение активности в каждом органе или ткани, представляет собой функцию удержания во всем теле.

Эффективная доза внутреннего облучения в случае однократного поступления урана рассчитывается согласно выражению:

$$D = \frac{A_{urina}}{m(t)} \cdot d,$$

где  $A_{urina}$  — абсолютная активность в суточной моче на момент времени  $t$ ;  $m(t)$  — функция выведения урана с мочой для того или иного пути поступления (при соответствующих параметрах поступления: коэффициент всасывания, класс растворимости и др.);  $d$  — дозовый коэффициент для соответствующего пути поступления.

Величина  $A_{urina}$  — определяется экспериментально (независимо каким методом), функция  $m(t)$  рассчитывается с помощью биокинетических моделей, дозовый коэффициент может быть заимствован из библиотеки дозовых коэффициентов МКРЗ.

Время, на которое была рассчитана доза внутреннего облучения, отсчитывается от момента поступления.

При расчете дозы от хронического поступления радионуклида, кроме информации о параметрах поступления (путь поступления, класс растворимости и др.), необходимо знать продолжительность поступ-



ления ( $T$ , сутки) и временной промежуток между окончанием поступления и моментом сдачи суточной пробы мочи в анализ ( $b$ , сутки).

При расчете дозы внутреннего облучения при хроническом поступлении предполагается, что поступление происходит равномерно. В этом случае хроническое поступление можно представить как суперпозицию однократных поступлений.

Функцию  $m(t)$  для хронического поступления можно представить в виде суммы:

$$m_{\text{cron}}(T) = \sum_{i=1}^T (T + b - i),$$

где  $T$  – продолжительность хронического поступления,  $b$  – время прошедшее после окончания хронического поступления и момента сдачи суточной пробы мочи. Здесь под знаком суммы стоит функция  $m(t)$  для однократного поступления. Для расчета эффективной дозы в случае хронического поступления необходимо иметь непосредственно функциональную зависимость  $m(t)$  подобную выражению (2).

Расчет эффективной дозы внутреннего облучения в случае хронического поступления проводится согласно выражению:

$$D = \frac{T \cdot A_{\text{urina}}}{\sum_{i=1}^T m(T + b - i)} \cdot d,$$

где  $T$  – период хронического поступления (сутки),  $A_{\text{urina}}$  – активность урана в суточной моче (Бк),  $b$  – время, прошедшее после окончания хронического поступления и момента сдачи суточной пробы мочи,  $d$  – дозовый коэффициент, соответствующий данному пути поступления (Зв/Бк).

Значение дозового коэффициента, как и в случае однократного поступления, берется из библиотеки дозовых коэффициентов МКРЗ. Важно отметить, что интервал времени, для которого выбирается дозовый коэффициент, не может быть меньше периода хронического поступления. Так, если продолжительность хронического поступления равна 1 году, нельзя использовать дозовые коэффициенты для 1 дня или 1 месяца. Время, на которое рассчитывается доза внутреннего облучения, начинает отсчитываться от начала хронического поступления.

Вышеизложенная методика дает представление о сложности подобных расчетов. Системы дифференциальных уравнений, построенные на основании сочленения нескольких биокинетических моделей (например, респираторный тракт и ЖКТ) могут насчитывать не один десяток уравнений, а количество констант растет пропорционально количеству камер биокинетических моделей. Вывести функцию из уже имеющейся системы дифференциальных уравнений, используя специализированное ПО, такое как Wolfram Mathematica 9.0, не составляет труда. Однако, само составление подобных систем является процессом весьма трудозатратным и сопряжено с ошибками под воздействием человеческого фактора. Раз-

работанное ПО Bioscheme призвано избавить пользователя от трудоемкого процесса компиляции систем дифференциальных уравнений, автоматизируя этот процесс.

## 2 ОБЗОР РАЗРАБОТАННОГО ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

Для обзора особенностей ПО Bioscheme в качестве опорной точки было выбрано ПО MONDAL3. Как уже говорилось ранее, встроенная база данных (далее БД) MONDAL3 содержит уже выведенные функции изменения активности в органах или тканях для ограниченного числа радионуклидов [5], тогда как в ПО Bioscheme на смену готовым функциям пришли константы скоростей переходов между органами и тканями. Функции же изменения активности в органах и тканях выводятся в разработанном ПО автоматически, на основании структуры биокинетической модели, заданной пользователем. Сравнение структуры двух вышеописанных ПО схематично показано на рисунке 5. Для наглядности некоторые блоки схемы были выделены цветом: желтым – блоки схожие по функционалу, но претерпевшие изменения в структуре; зеленым – новые аутентичные блоки.

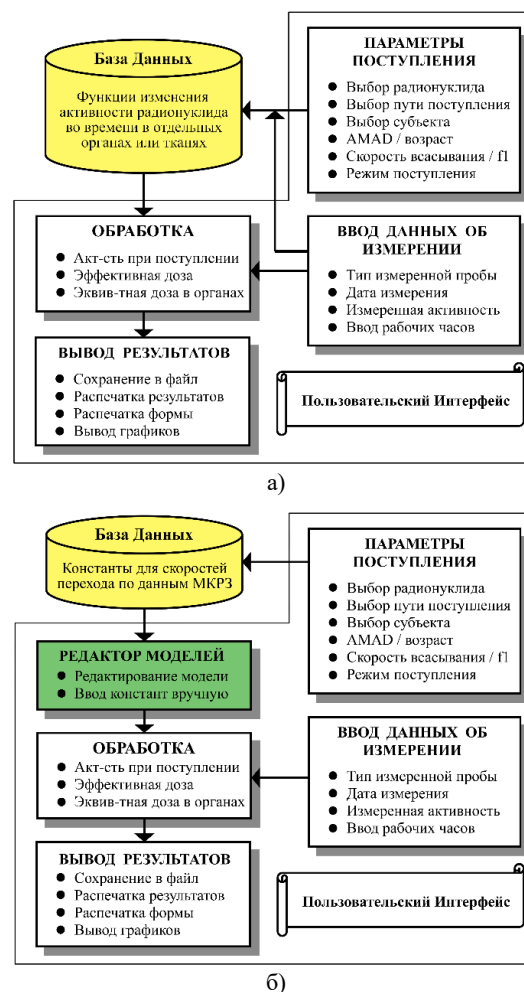


Рисунок 5. Сравнение структуры ПО MONDAL3 (а) и ПО Bioscheme (б)

Программное обеспечение было создано в интегрированной среде разработки Embarcadero RAD Studio 10.4 и состоит из БД и пользовательского интерфейса для ввода/вывод данных и расчета дозы.

За основу пользовательского интерфейса был взят таковой от ПО MONDAL3, так как он является весьма удобным. В дальнейшем интерфейс будет улучшаться и впоследствии приобретет аутентичность. Так, например, первым улучшением в интерфейсе главного окна программы явилась панель прогресса, а также строка состояния, отображающая статус обработки данных. Главное окно пользовательского интерфейса представлено на рисунке 6.

БД ПО Bioschema содержит константы для скоростей переходов по данным МКРЗ. Пользовательский интерфейс позволяет выбрать начальные параметры, такие как путь поступления, скорость всасывания и т.д., от которых будет зависеть массив констант, передаваемых из БД на этап обработки данных.

Перед этапом обработки данных пользователь имеет возможность вызвать модальное окно «Биокинетика» (рисунок 7), которое представляет собой графический редактор, позволяющий вносить изменения в структуру биокинетической модели, т.е. удалять/добавлять элементы блок-схемы, описывающей выбранную биокинетическую модель. Данное модальное окно также предоставляет пользователю возможность изменить константы скоростей переходов по своему усмотрению. Первоначальные значения для констант берутся из встроенной БД на основании параметров поступления, заданных пользователем.

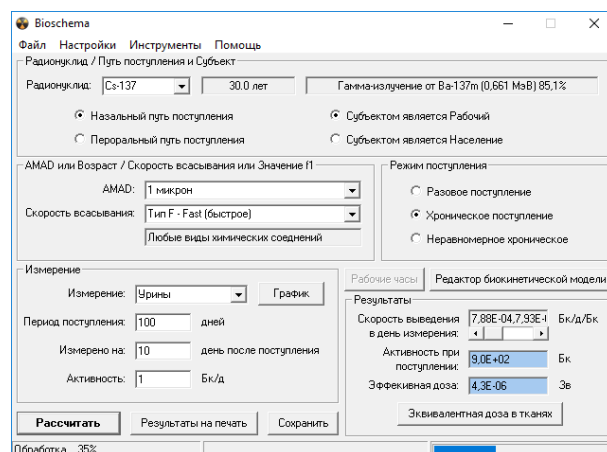


Рисунок 6. Главное окно пользовательского интерфейса ПО Bioschema

После ввода всех параметров и нажатия кнопки «Рассчитать» на главном окне, программа автоматически составит систему дифференциальных уравнений на основании блок-схемы биокинетической модели и значений констант, полученных из БД или введенных пользователем. Как уже упоминалось ранее, вывод функций изменения активности радионуклида в органах и тканях осуществляется автоматически. На основании выведенных функций программа рассчитывает эквивалентные дозы для каждого органа, вошедшего в биокинетическую модель, а также эффективную дозу и активность в момент поступления.

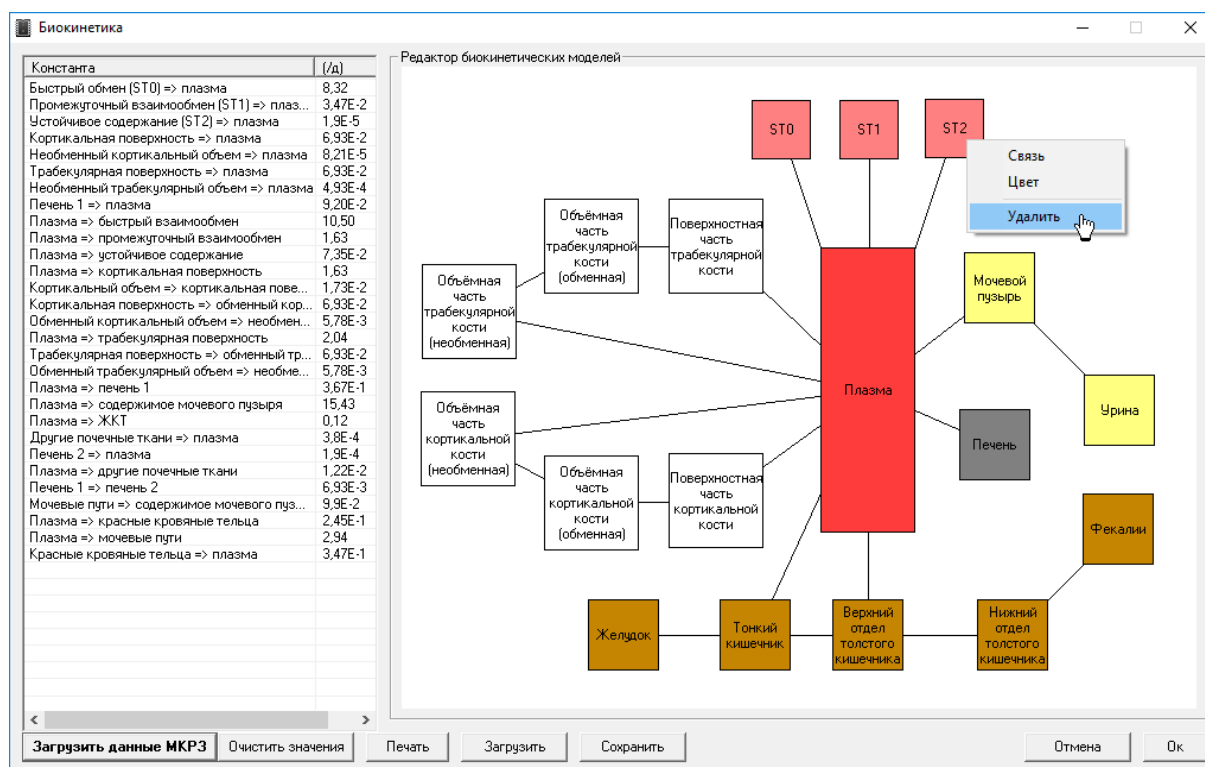


Рисунок 7. Модальное окно редактора биокинетических моделей

Полученные результаты для выбранных органов или тканей могут быть представлены как в виде таблицы с данными об активности радионуклида на каждый день с момента поступления, так и в виде графиков для функций выведения/удержания. Все результирующие данные, ровно, как и форма с исходными данными могут быть отправлены на печать.

#### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

Программное обеспечение Bioscheme, разработанное в рамках стипендии Генерального директора РГП НЯЦ РК, представляет собой не столько полезный инструмент для дозиметристов, занимающихся радиационной защитой, сколько базовый и универсальный «конструктор» биокинетических моделей, который позволяет не только вносить изменения в существующие модели МКРЗ, но и моделировать собственные. Подобное ПО может быть полезно, например, в научных изысканиях в области биокинетики.

Разработанное ПО не перестанет быть актуальным ввиду возможности его кастомизации путем изменения биокинетических моделей. Измененные модели могут быть в последствии сохранены в отдельном файле и, при необходимости, загружены в ПО повторно.

Перспективами развития данного ПО будет добавление новых расчетных модулей и методик, таких

как метод максимального правдоподобия и других методов математической статистики. Интерфейс будет так же улучшаться и дорабатываться. В качестве ближайшего улучшения следует рассматривать добавление «режима эксперта» в меню настроек главного меню программы, который позволит пользователю просматривать построенную систему дифференциальных уравнений перед выведением функций. Кроме того, ввиду сложности процесса выведения функций изменения активности радионуклидов из систем дифференциальных уравнений, данный процесс весьма ресурсоемок и занимает довольно продолжительный период времени, и его необходимо будет оптимизировать.

#### **ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES**

1. ICRP report No. 100. 2005. p – 75.
2. R. W. Leggett. Reliability of Current Biokinetic and Dosimetric Models for Radionuclides: A Pilot Study. 2008.
3. Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers: Replacement of ICRP 54. ICRP 78. Ann ICRP Vol. 27 No. 3–4. 1997.
4. David P. Hickman. Technical basis document for internal dosimetry. 1991. p – 7.
5. N. Ishigure. Development of Software for Supporting Internal Dose Estimation. 2004. p – 2.

### **БИОКИНЕТИКАЛЫҚ МОДЕЛДЕРДІ ПАЙДАЛАНАУМЕН ІШКІ СӘУЛЕЛЕНУ ДОЗАЛАРЫН ЕСЕПТЕУГЕ АРНАЛҒАН БАҒДАРЛАМАЛЫҚ ҚАМСЫЗДАНДЫРУДЫ ӘЗІРЛЕУ**

**А.А. Харченко, А.Н. Шатров, Ф.Ф. Жамалдинов, А.О. Айдарханов**

**ҚР ҰЯО РМК «Радиациялық қауіпсіздік және экология институты» филиалы, Курчатов, Қазақстан**

Аталған жұмыста әзірленген бағдарламалық қамсыздандырудың (ары қарай Bioscheme ПҚ) мүмкіндіктеріне шолу, сондай-ақ РҚХК №78 жариялануынан биокинетикалық модел мысалында ішкі сәулелену дозасын есептеу әдістемесі ұсынылған. ҚР ҰЯО РМК РҚЭИ филиалында қазір қолданыстағы және қолданылатын бағдарламалық қамсыздандырумен салыстырғанда Bioscheme БҚ тек дәстүрлі міндеттерді ғана шешуге мүмкіндік беріп қоймай, сол сияқты стандартты емес жағдайлар үшін радионуклидтердің түсу, жинақталу және шығарылу функцияларын моделдеу және автоматты шығаруға мүмкіндік береді.

**Түйін сөздер:** ішкі сәулелену дозасы, биокинетикалық моделдер, дифференциалды теңдеулер жүйесі, өту жылдамдығының константасы, бағдарламалық қамсыздандыру.

### **DEVELOPEMNT OF SOFTWARE TO CALCUALTE INTERNAL EXPOSURE DOSES USING BIOKINETIC MODELS**

**A.A. Kharchenko, A.N. Shatrov, F.F. Zhamaldinov, A.O. Aidarkhanov**

**Branch “Institute of Radiation Safety and Ecology” RSE NNC RK, Kurchatov, Kazakhstan**

This paper provides a review of developed software capabilities (hereinafter Bioscheme software) as well as a calculation procedure for the internal exposure dose the case of the biokinetic model from an ICRP publication No. 78. Compared to the available software applied by the branch IRSE NNC RK, Bioscheme software allows solution to not only conventional tasks but also simulation and automatic derivation of a function of the intake, accumulation, and decorporation of radionuclides in non-ordinary cases.

**Keywords:** internal exposure dose, biokinetic models, system of differential equations, constant of transfer rate, software.