

ДОСЛІДЖЕННЯ КІНЕТИКИ ОБМІНУ $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ ТА ФОРМУВАННЯ ПОГЛИНУТИХ ДОЗ ПРИ ЙОГО ОДНОРАЗОВОМУ НАДХОДЖЕННІ ДО ОРГАНІЗМУ ЩУРІВ У МОДЕЛЬНОМУ ЕКСПЕРИМЕНТІ

І. П. Дрозд¹, А. І. Липська¹, Ю. П. Гриневич², Г. Я. Мінчук²

¹Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології
ім. Р. Є. Кавецького НАН України, Київ

²Інститут ядерних досліджень НАН України, Київ

Проаналізовано можливість застосування теорії камерних моделей до опису метаболічних процесів, що перебігають у живих організмах. Визначено вигляд транспортної матриці моделі з урахуванням фізичних та біологічних обмежень, що накладаються на систему. Показано, що камерна модель має стійкі розв'язки й може однозначно описувати процеси у відкритих системах, якими є живі організми. Для опису обміну $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ в організмі лабораторних щурів запропоновано 10 камерну модель. Для кожної з камер експериментально визначено функції утримання ізотопу та кінетичні константи, необхідні для практичного застосування теорії камерних моделей. За даною моделлю розраховано дози опромінення органів та тканин дослідних тварин.

1. Вступ

При проведенні радіобіологічних досліджень важливою складовою частиною є коректне визначення величин та динаміки формування доз опромінення біологічних об'єктів. Слід зазначити, що питання дозиметричного супроводу радіобіологічних експериментів на сьогоднішній день ще досить далеке від його остаточного вирішення. На відміну від дозиметрії, пов'язаної з опроміненням людей, де існує достатня кількість методичних розробок з розрахунку доз внутрішнього та зовнішнього опромінення, викладених в Публікаціях Міжнародної комісії з радіаційного захисту [1 - 4], для дозиметрії, пов'язаної з проведенням радіобіологічних експериментів, подібних єдиних методик не існує. Експериментатори вимушені оцінювати дози опромінення, використовуючи моделі, описані в окремих наукових публікаціях, або створюючи власні, базуючись на усталених уявленнях про поглинання іонізуючих випромінювань біологічною тканиною, а також на літературних та власних даних стосовно до кінетики радіоактивних речовин в організмі [5 - 7]. Метою даного дослідження було обґрунтування можливості застосування теорії камерних моделей до біологічних систем з метою описування метаболічних процесів, створення багатокамерної моделі обміну $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ в організмі лабораторних щурів, експериментальне визначення функцій переносу ізотопу між окремими камерами та кінетичних констант, а також визначення доз опромінення органів та тканин дослідних тварин.

2. Вихідна фізична модель

Живий організм можна зобразити у вигляді складної просторово та функціонально гетерогенної системи, що є сукупністю великого, але кінцевого числа окремих частин (камер), у яких відбувається p хімічних перетворень [8]. Розглянемо одну з таких камер об'ємом v_i ($i = 1, 2, \dots, m$), обмежену поверхнею s_i , у якій можливі перетворення з g -ї хімічної форми в l -ту ($g, l = 1, 2, \dots, m, l \neq g$) (рис. 1). Виділимо у цій камері елементарний об'єм dv_i і зафіксуємо його у просторі вектором координат $r(x, y, z)$. Радіонуклід, що надійшов до організму, рухається від місця надходження до будь-якої i -ї ділянки зі швидкістю, що залежить від характеру транспортних комунікацій (кровотік, лімфотік, перенесення через позаклітинні рідини й мембрани), а також від хімічної форми (іонна, білково-зв'язана тощо), у якій він знаходиться. Очевидно, швидкість зміни концентрації радіоактивного матеріалу l -го типу в будь-який момент часу t після надходження (t_0) у будь-якій точці системи

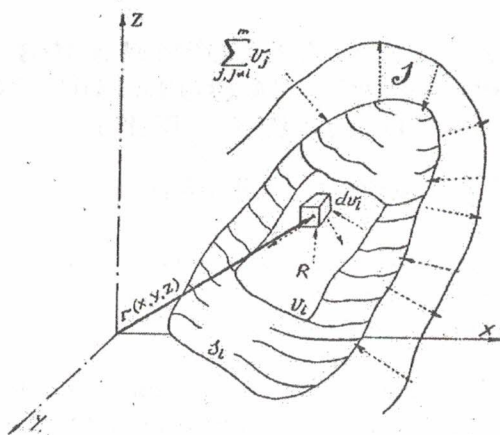


Рис. 1. Схема фізичної моделі камери.

визначиться якій точці системи визначиться величиною алгебраїчної суми потоків J_l через цю точку й алгебраїчну суму всіх внутрішніх витоків (і стоків) R_l у точці r , що забезпечує прямі та зворотні перетворення з g -ї хімічної форми в l -ту. Це безпосередньо впливає з принципу нерозривності й може бути записано як

$$\frac{\partial c_l(r, t)}{\partial t} = -\text{div} J_l(r, t) + R_l(r, t). \quad (1)$$

Інтегруючи обидві частини рівняння (1) по об'єму v_l , отримаємо

$$\int_{v_l} \frac{dc_l}{dt} dv_l = - \int_{v_l} \text{div} J_l dv_l + \int_{v_l} R_l dv_l. \quad (2)$$

Якщо концентрація $c_l = \frac{dq_l}{dv}$, а повна активність q_l в об'ємі v_l $q_{l,l} = \int_{v_l} \frac{dq_l}{dv_l} dv_l$, то із заміною

об'ємного інтеграла дивергенції потоку поверхневим інтегралом потоку швидкість зміни вмісту радіонукліда в l -му хімічному стані, в i -му об'ємі складе

$$\frac{dq_{i,l}}{dt} = - \int_{s_i} J_l ds_i + \int_{v_i} R_l dv_i. \quad (3)$$

Рівняння (3) досить коректно формалізує процеси просторового переносу та хімічного перетворення матеріалу в біологічній системі. Однак розв'язок цього рівняння може бути знайдено або для найпростіших систем правильної геометричної форми, або для певних спрощених реальних систем. Найрозповсюдженішим способом розв'язку є припущення того, що інтеграли в правій частині є лінійними функціями q , а саме:

$$\int_{s_i} J_l ds_i = \sum_{j=1}^m k_{ij,l} q_{j,l}, \quad (4)$$

$$\int_{v_i} R_l dv_i = \sum_{g=1}^p k_{i,lg} q_{i,g}, \quad (5)$$

де $k_{ij,l}$ – константи швидкості переносу радіоактивного матеріалу в l -й хімічній формі з j -ї частини системи в l -ту; $k_{i,lg}$ – константи швидкості утворення l -ї хімічної форми матеріалу з g -ї форми в l -й частині системи; $q_{j,l}$ – вміст матеріалу l -го типу в будь-якій j -й частині системи; $q_{i,g}$ – вміст матеріалу в будь-якій g -й хімічній формі в l -й частині.

Оскільки в рівняннях (4) і (5) j і g пробігають усі значення відповідно $1, 2, \dots, i, \dots, m$ та $1, 2, \dots, i, \dots, p$, то коефіцієнти-множники при q_i і q_l , що є парціальними швидкостями процесів переносу з l -ї частини та перетворення з l -ї хімічної сполуки, повинні бути від'ємними, і при відсутності втрат за межі системи ці коефіцієнти виражаються як

$$k_{ii,l} = - \sum_{j, j \neq i}^{m-1} k_{ji,l}, \quad (6)$$

$$k_{i,ll} = - \sum_{g, g \neq l}^{p-1} k_{i,gl}. \quad (7)$$

Тепер рівняння (3) може бути переписане у вигляді

$$\frac{dq_{i,l}}{dt} = \sum_{j,j \neq i}^{m-1} k_{ij,l} q_{j,l} - \sum_{j,j \neq i}^{m-1} k_{ji,l} q_{il} + \sum_{g,g \neq l}^{p-1} k_{i,lg} q_{ig} - \sum_{g,g \neq l}^{p-1} k_{i,gl} q_{i,l} . \quad (8)$$

Систему лінійних диференціальних рівнянь (8) покладено в основу камерного аналізу в якості її вихідної математичної моделі. Під узагальненим поняттям “камера” розуміють будь-яку i -ту частину біологічної системи або будь-який l -й хімічний стан у ній стабільного елемента або його радіоактивного ізотопу. При такому визначенні, коли не роблять різниці між просторовою локалізацією та хімічною формою радіонукліда, біологічна система складатиметься з $n = mp$ узагальнених камер. Вводячи єдину нумерацію усіх m частин і p форм так, що будь-який i -й або j -й індекс пробігає всі значення $i, j = 1, 2, \dots, n$, рівняння (8) набуде вигляду

$$\frac{dq_i}{dt} = \sum_{j,j \neq i}^{n-1} k_{ij} q_j - \sum_{i,j \neq j}^{n-1} k_{ji} q_i \quad (9)$$

Очевидно, два вирази (6) і (7) можна замінити одним

$$k_{ii} = - \sum_{j,j \neq i}^{n-1} k_{ji} \quad (10)$$

після чого вираз (9) матиме компактнішу форму

$$\frac{dq_i}{dt} = \sum_j^n k_{ij} q_j . \quad (11)$$

Визначимо поняття “транспортна комунікація системи”, під яким розумітимемо будь-який перехід матеріалу з i -ї камери в j -ту. Константа швидкості цього процесу (комунікаційна константа) буде k_{ji} , а зворотного переходу - k_{ij} . Для кожної i -ї камери сума комунікаційних констант, що характеризують усілякі виходи в l, j -ту камеру, визначається константою швидкості загальної втрати матеріалу. У виразі (10) вона позначається як k_{ii} . До цього часу можливість виходу матеріалу поза межі системи не розглядалася (закриті системи). Для відкритих систем (а біологічні системи є відкритими) існують виходи в зовнішнє середовище. Позначаючи константи швидкості цих процесів через k_i , де i – номер камери, що має зв'язок з зовнішнім середовищем, модифікуємо співвідношення (10):

$$k_{ii} = -(k_i + \sum_{j,j \neq i}^{n-1} k_{ji}) . \quad (12)$$

Радіоактивний розпад також можна віднести до процесів втрати матеріалу з камер по узагальненій транспортній комунікації k_i . Його доцільно враховувати окремою константою η_p . Тоді

$$k_{ii} = -(\eta_p + k_i + \sum_{j,j \neq i}^{n-1} k_{ji}) . \quad (13)$$

Якщо поточний стан матеріалу в довільній камері системи відобразити як i -й компонент вектора Q у n -вимірному просторі, то вираз (11) являтиме собою перетворення вектора похідних $\frac{d}{dt}Q$ у вектор Q за допомогою лінійного оператора K , якому відповідає матриця перетворення K . Співвідношення між $\frac{d}{dt}Q$ і Q у матричній формі має вигляд

$$\frac{d}{dt}Q = KQ , \quad (14)$$

$$\frac{d}{dt}Q = \begin{pmatrix} dq_1/dt \\ dq_2/dt \\ \equiv \equiv \equiv \\ dq_n/dt \end{pmatrix} \quad Q = \begin{pmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_n \end{pmatrix} \quad K = \begin{pmatrix} k_{11} & \dots & k_{1j} & \dots & k_{1n} \\ \vdots & & & & \vdots \\ k_{i1} & \dots & k_{ij} & \dots & k_{in} \\ \vdots & & & & \vdots \\ k_{n1} & \dots & k_{nj} & \dots & k_{nn} \end{pmatrix}, \quad (15)$$

де $\frac{d}{dt}Q$ і Q — одностовпчикові матриці, а K — квадратна n -мірна матриця, у якій діагональні елементи пов'язані з недіагональними співвідношенням (13) для відкритих систем з радіоактивним матеріалом і виразом (12) — зі стабільним. Якщо система є закритою, то значення діагональних елементів визначаються з виразу (10). Визначена у такий спосіб K -матриця називається транспортною матрицею системи (або моделі).

3. Фізичні та біологічні обмеження, що накладаються на елементи K -матриці

Згідно з визначенням комунікаційної константи k_{ij} , її можна розглядати як нормовану за часом імовірність переходу одиничної кількості матеріалу з j -ї камери в i -ту. Звідси випливає, що фізичний і біологічний зміст можуть мати лише невід'ємні k_{ij} , тобто недіагональні елементи K -матриці. З виразів (9) — (13) випливає, що елементи головної діагоналі K є від'ємними:

$$k_{ii} = -(\eta_p + k_i + \sum_{j, j \neq i}^{n-1} k_{ji}) \leq 0. \quad (16)$$

У загальному випадку

$$\text{mod } k_{ii} \geq \sum_{j, j \neq i}^{n-1} k_{ji} \quad (17)$$

і K -матриця має домінуючу головну діагональ. Коли будь-яка камера має вихід у зовнішнє середовище, тобто $k_i \neq 0$ для усіх i , або маємо справу з транспортом радіоактивного матеріалу ($\eta_0 > 0$), то

$$\text{mod } k_{ii} > \sum_{j, j \neq i}^{n-1} k_{ji}, \quad (18)$$

а K -матриця буде мати істотно домінуючу діагональ. Отже, фізичні та біологічні властивості системи накладають такі обмеження на елементи K -матриці, що вона стає матрицею спеціального виду:

- а) з невід'ємними позадіагональними елементами;
- б) з істотно від'ємними елементами на головній діагоналі;
- в) з домінуючою головною діагоналлю.

4. Проблема стійкості камерних моделей

Система диференціальних рівнянь (14) має своїм розв'язком добуток вектора початкових умов на так звану інтегральну матрицю $\varepsilon(t) = \exp(Kt)$

$$Q(t) = \exp(Kt)Q(0), \quad (19)$$

де

$$\varepsilon(t) = E + K(t) + \frac{K^2 t^2}{2!} + \frac{K^3 t^3}{3!} + \dots, \quad (20)$$

а E – одинична матриця. Якщо серед власних значень K -матриці λ , визначених над полем комплексних чисел, маємо s різних $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_s$, що мають відповідну кратність m_ρ ($\rho = 1, 2, \dots, s$), так що

$$\sum_{\rho=1}^s m_\rho = n \quad (21)$$

де n – порядок квадратної матриці K , то розв'язок (19) може бути стійким (обмеженим) або нестійким (необмеженим) на всьому часовому інтервалі $0 < t \leq \infty$ залежно від знаку реальної частини власних чисел λ_ρ і їх кратності m_ρ . Розв'язки, що призводять до необмеженого росту, біологічного змісту не мають. Таким чином, питання про стійкість розв'язків і, отже, про можливість застосування прийнятої математичної моделі до біологічних систем зводиться до наступного: чи можуть серед власних значень матриці K з невід'ємними недіагональними елементами та домінантною головною діагоналлю існувати чисто уявні власні значення, або числа з додатною дійсною частиною? Розглянемо випадок, коли всі власні числа K -матриці є різними, тобто $m_\rho = 1$ для кожного $\rho = 1, 2, \dots, s = n$. Така матриця називається матрицею простої структури й для неї розв'язок (19) набуде вигляду

$$Q(t) = A \exp(-\lambda t) \cdot Q(0), \quad (22)$$

де λ – вектор власних значень K -матриці, а матриця A складена зі стовпців, що є власними векторами транспортної матриці. Підстановка виразу (22) у (14) після скорочення на експонентні множники приводить до відомого матричного рівняння

$$(K - \lambda E)A = 0. \quad (23)$$

Якщо виключити тривіальний випадок, коли всі власні вектора K -матриці дорівнюють нулю, то вираз (23) виконується, коли

$$\det(K - \lambda E) = 0 \quad (24)$$

або в розгорнутому вигляді

$$\begin{vmatrix} k_{11} - \lambda & \dots & k_{1j} & \dots & k_{1n} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ k_{i1} & \dots & k_{ii} - \lambda & \dots & k_{in} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ k_{n1} & \dots & k_{nj} & \dots & k_{nn} - \lambda \end{vmatrix} = 0. \quad (25)$$

Корені характеристичного рівняння (24) або (25) і є власними значеннями матриці K . З невід'ємності позадіагональних елементів і домінантності головної діагоналі випливає:

1. Явні частини усіх власних значень є недодатними, тобто для усіх $\lambda_j = \alpha_j + \beta_j i$ ($j = 1, 2, \dots, n$, $i = \sqrt{-1}$) $\alpha_j \leq 0$, де α_j і β_j є явними.

2. Якщо існує таке значення λ_j , у якого $\alpha_j = 0$, то обов'язково і $\beta_j = 0$. Інакше кажучи, серед λ_j немає чисто уявних власних значень.

3. Якщо аранжувати всі власні значення λ_j так, щоб $\lambda_1 = \alpha_1 + \beta_1 i$ мав максимальну явну частину α_1 , то такий корінь, по-перше, є єдиним, по-друге, – явним, тобто

$$\alpha_1 > \alpha_2 \geq \alpha_3 \dots \alpha_n. \quad (26)$$

4. Серед λ_j можуть бути корені, що дорівнюють нулеві з кратністю більше 1. Цей випадок відповідає камерним моделям, що мають структурну схему особливого вигляду.

Із цих висновків випливає, що:

камерні моделі дають *лише стійкі розв'язки*;

якщо в системі (і моделі) виникають коливання, то вони є *неодмінно згасаючими* (відсутність чисто уявних коренів);

оскільки корінь з максимальною дійсною частиною є одиничним і явним, то *кінцевий найповільніший транспортний процес у системі розвивається за експонентним законом*.

5. Експериментальне визначення кінетики стронцію в організмі лабораторних щурів

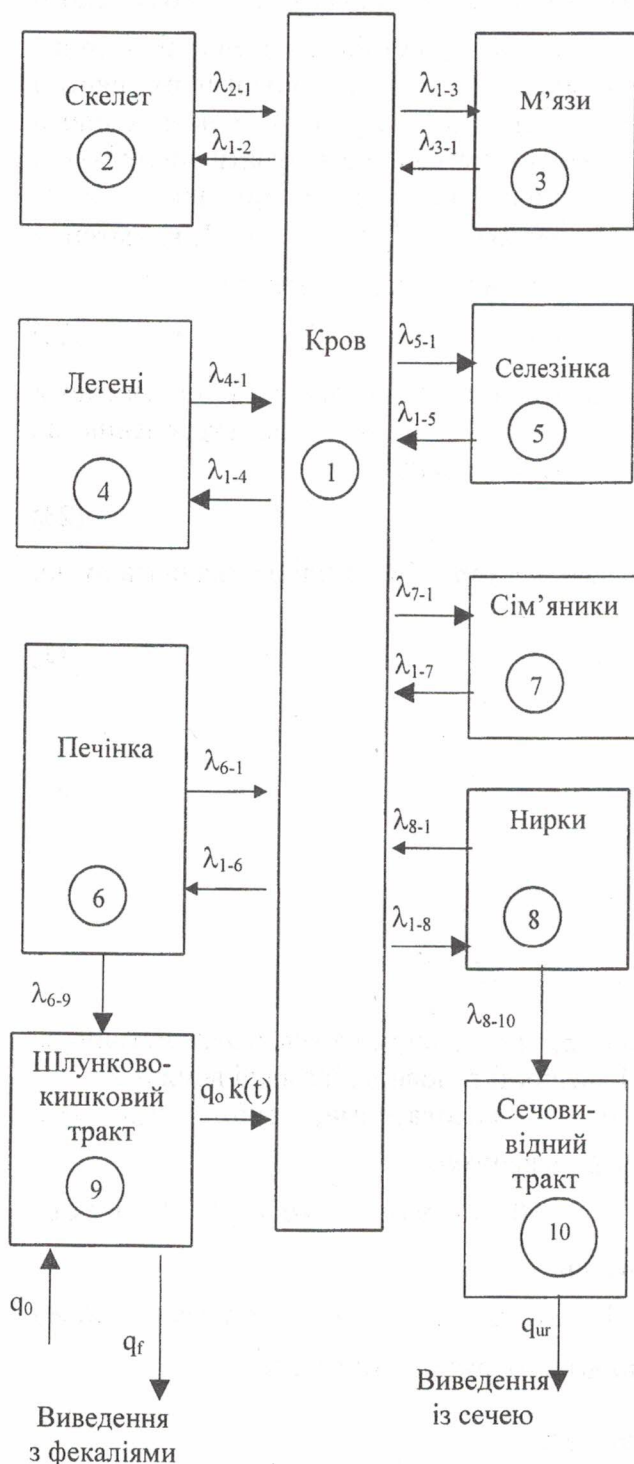


Рис. 2. Блок-схема моделі обміну стронцію в організмі лабораторних щурів.

На наш погляд, досить коректно описати обмін стронцію в організмі можна, застосовуючи 10-камерну модель (рис. 2). Баланс радіонуклідів в організмі, згідно із запропонованою моделлю, описується системою диференціальних рівнянь першого порядку, яка має такий вигляд:

$$\frac{dq_1}{dt} = q_0 k(t) + q_2 \lambda_{2-1} + q_3 \lambda_{3-1} + q_4 \lambda_{4-1} + q_5 \lambda_{5-1} + q_6 \lambda_{6-1} + q_7 \lambda_{7-1} + q_8 \lambda_{8-1} - q_1 (\lambda_{1-2} + \lambda_{1-3} + \lambda_{1-4} + \lambda_{1-5} + \lambda_{1-6} + \lambda_{1-7} + \lambda_{1-8});$$

$$\frac{dq_2}{dt} = q_1 \lambda_{1-2} - q_2 \lambda_{2-1};$$

$$\frac{dq_3}{dt} = q_1 \lambda_{1-3} - q_3 \lambda_{3-1};$$

$$\frac{dq_4}{dt} = q_1 \lambda_{1-4} - q_4 \lambda_{4-1};$$

$$\frac{dq_5}{dt} = q_1 \lambda_{1-5} - q_5 \lambda_{5-1};$$

$$\frac{dq_6}{dt} = q_1 \lambda_{1-6} - q_6 \lambda_{6-1} - q_6 \lambda_{6-9}; \quad (27)$$

$$\frac{dq_7}{dt} = q_1 \lambda_{1-7} - q_7 \lambda_{7-1};$$

$$\frac{dq_8}{dt} = q_1 \lambda_{1-8} - q_8 \lambda_{8-1} - q_8 \lambda_{8-10};$$

$$\frac{dq_9}{dt} = q_0 - q_0 k(t) + q_6 \lambda_{6-9} - q_f;$$

$$\frac{dq_{10}}{dt} = q_8 \lambda_{8-10} - q_{ur};$$

де q_m - активність ізотопу в камері m , Бк; λ_{m-n} - константа швидкості переходу ізотопу з камери m у камеру n ; q_0 - активність, яка щоденно надходить до організму пероральним шляхом, Бк; $k(t)$ - функція всмоктування ізотопу у шлунково-кишковий тракт; q_{ur} - активність, яка щоденно виводиться із сечею, Бк; q_f - активність, яка щоденно виводиться з фекаліями, Бк.

Для випадку одномоментного надходження активності C_0 в m -ту камеру розв'язок системи диференціальних рівнянь (27) має вигляд

$$q_i(t) = \left\{ e^{Kt} \right\}_{im} C_0 = C_0 \sum_{k=1}^n \frac{e^{\mu_k t}}{\prod_{l \neq k} (\mu_k - \mu_l)} \left\{ \prod_{l \neq k} (K - \mu_l E) \right\}_{im}, \quad (28)$$

де E - одинична матриця. Використовуючи вираз (2), можна визначити дозу опромінення кожного органу чи тканини, представленого окремою камерою

$$D_i(t) = \gamma E_{ef} \int_t q_i(t) dt / m, \quad (29)$$

де r - коефіцієнт пропорційності; E_{ef} - ефективна енергія $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, МеВ/розп; m - маса органу чи тканини, кг.

Для знаходження елементів матриці системи, які визначаються функціями утримання ізоотопу та константами його переходу між камерами, було проведено експериментальне дослідження на щурах-самцях лінії Вістар зі стабільними параметрами метаболізму. Тваринам одномоментно інтраперитонеально було введено по 114 кБк $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$. Упродовж 30 діб після надходження ізоотопу тварин періодично забивали та визначали вміст стронцію в органах і тканинах. Отримані результати аналізували за допомогою пакета прикладних програм Maple 7 і визначали функції утримання ізоотопу в кожній із камер та значення кінетичних констант. Розраховували величини поглинутих доз в органах та тканинах дослідних тварин. Типовий приклад кінетики радіонукліда в камері (органі) наведено на рис. 3.

Активність, Бк

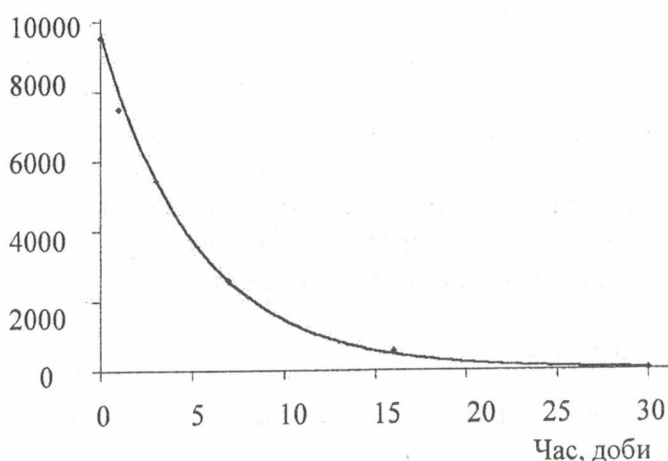


Рис. 3. Динаміка вмісту $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ у м'язах.

Визначені в результаті експерименту аналітичні вирази, що описують кінетику радіонукліда в органах та тканинах, значення кінетичних констант, а також дози опромінення органів і тканин на 30-ту добу після введення ізоотопу наведено в таблиці.

Кінетичні параметри $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ у різних органах і тканинах щурів та поглинуті дози

Орган чи тканина	Функція утримання ізоотопу	Константа переносу	Доза на 30-ту добу, Гр
Кров	$q = q_0 0,0114 (0,1 \exp(-0,4632t) + 0,9 \exp(-3,8798t)); t \geq 0$	$\lambda_1 = 0,4632;$ $\lambda_2 = 3,8798$	-
Скелет	$q = q_0 0,813 \exp(-0,0074 t); t \geq 1$	$\lambda = 0,0074$	1,663
М'язи	$q = q_0 0,085 \exp(-0,1893 t); t \geq 0$	$\lambda = 0,1893$	0,471*
Печінка	$q = q_0 1,1(0,0148 \exp(-0,2855t) + 0,9852 \exp(-3,1238 t)); t \geq 1$	$\lambda_1 = 0,2855;$ $\lambda_2 = 3,1238$	0,043
Нирки	$q = q_0 0,0142 \exp(-0,3449 t); t \geq 0$	$\lambda = 0,3449$	0,075
Легені	$q = q_0 0,00351(0,198 \exp(-0,127t) + 0,802 \exp(-1,2733t)); t \geq 0$	$\lambda_1 = 0,127;$ $\lambda_2 = 1,2733$	0,016
Селезінка	$q = q_0 0,0221(0,048 \exp(-0,1778t) + 0,952 \exp(-1,8705t)); t \geq 1$	$\lambda_1 = 0,1778;$ $\lambda_2 = 1,8705$	0,038

Продовження.

Орган чи тканина	Функція утримання ізотопу	Константа переносу	Доза на 30-ту добу, Гр
Сім'яники	$q = q_0 0,00385 \exp(-0,723t); t \geq 0$	$\lambda = 0,723$	0,005
Шлунок	$q = q_0 0,0839(0,01 \exp(-0,1734 t) + 0,99 \exp(-1,9649 t)); t \geq 1$	$\lambda_1 = 0,1734;$ $\lambda_2 = 1,9649$	0,16
Кишковик (нижній відділ)	$q = q_0 0,069(0,107 \exp(-0,221t) + 0,893 \exp(-1,2874t)); t \geq 0$	$\lambda_1 = 0,221;$ $\lambda_2 = 1,2874$	0,35
Кістковий мозок	-	-	1,08

* Із них 0,454 Гр - нерівномірне опромінення тканини, прилеглої до скелету, за рахунок енергії, виділеної у кістковій тканині (вважали, що при цьому опромінювалося 20 % м'язів).

6. Висновки

1. Кінетику транспорту будь-якого радіонукліда в живих організмах можна досить коректно описати за допомогою відповідної n-камерної моделі.

2. Усі розв'язки за даною моделлю однозначно визначаються її транспортною матрицею.

3. Вид і структура транспортної матриці визначаються структурною схемою моделі.

При застосуванні камерного аналізу до біологічних систем однією з найважливіших задач є вибір та обґрунтування коректних структурних схем камерних моделей кінетики радіоактивних ізотопів. Правильність та однозначність інтерпретації цього вибору цілком визначає правильність та однозначність інтерпретації експериментальних даних.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. *ICRP Publication 56. Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 1.* - Oxford: Pergamon Press, 1989. - 122 p.
2. *ICRP Publication 67. Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2. Ingestion Dose Coefficients.* - Oxford: Pergamon, 1993. - 166 p.
3. *ICRP Publication 69. Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 3. Ingestion Dose Coefficients.* - Oxford: Pergamon, 1995. - 74 p.
4. *ICRP Publication 71. Age-Dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 4. Inhalation Dose Coefficients.* - Oxford: Pergamon, 1995. - 405 p.
5. Баженов В.А., Булдаков Л.А., Василенко И.Я. и др. Вредные химические вещества. Радиоактивные вещества / Под ред. В.А. Филова и др. - Л.: Химия, 1990. - 464 с.
6. Журавлев В.Ф. Токсикология радиоактивных веществ. - М.: Энергоатомиздат, 1990. - 336 с.
7. Москалев Ю.И. Минеральный обмен. - М.: Медицина, 1985. - 288 с.
8. Лихтарев И.А. Кинетика транспорта радиоизотопов в организме человека и экспериментальных животных: Автореф. дис. ... докт. физ.-мат. наук / ЛИРГ. - Л., 1974. - 32 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ КИНЕТИКИ ОБМЕНА $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ И ФОРМИРОВАНИЕ ПОГЛОЩЕННЫХ ДОЗ ПРИ ЕГО РАЗОВОМ ПОСТУПЛЕНИИ В ОРГАНИЗМ КРЫС В МОДЕЛЬНОМ ЭКСПЕРИМЕНТЕ

И. П. Дрозд, А. И. Липская, Ю. П. Гриневич, Г. Я. Минчук

Проанализирована возможность применения теории камерных моделей для описания метаболических процессов, протекающих в живых организмах. Определен вид транспортной матрицы модели с учетом физических и биологических ограничений, накладываемых на систему. Показано, что камерная модель имеет устойчивые решения и может однозначно описывать процессы в открытых системах, которыми являются живые организмы. С целью описания обмена $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ в

организме лабораторных крыс предложена 10-камерная модель. Для каждой из камер экспериментально определены функции удержания изотопа и кинетические константы, необходимые для практического применения теории камерных моделей. По данной модели рассчитаны дозы облучения органов и тканей опытных животных.

**THE $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ KINETICS INVESTIGATION EXCHANGE
AND ABSORBED DOSES FORMATION AFTER ACUTE INTERNAL IRRADIATION
OF THE RATS IN MODEL EXPERIMENT**

I. P. Drozd, A. I. Lyska, Yu. P. Grynevich, G. Ya. Minchuk

The possibility of the camera model theory application for the description of metabolic processes in the living organisms has been analyzed. The type of transport matrix of the model has been determined according to physical and biological limits for the system. It has been shown that camera model is stable. It is able to describe uniquely the processes in the living organisms. Model of 10 cameral has been proposed in order to describe $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ exchange in the laboratory rats organism. The functions of isotope retention and kinetic constants needed for the practical application of the camera model theory have been determined for each camera. The doses of exposure of the experimental animals' organs ant tissues have been calculated.

Надійшла до редакції 11.02.03,
після доопрацювання – 06.03.03.