УДК 61:004(075.8)

**_Кулик А. Я.,_**
_д-р техн. наук, професор, зав. кафедри біофізики, інформатики та медичної апаратури Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова, м. Вінниця, Україна;_
**_Крещенко І. П.,_**
_магістрант Вінницького національного технічного університету, м. Вінниця, Україна_

# ПРОЦЕДУРА КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ПОЛОЖЕННЯ НИРКИ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ

_Проведено моделювання змін просторового розташування нирки після оперативного видалення другої. Це дозволяє використовувати результати в автоматизованих системах медичної діагностики. Розрахунки проводились в середовищі MatCad._

**_Ключові слова:_** _положення нирки; моделювання._

**Вступ.** Після оперативного видалення нирки у людини, та нирка, що залишилась, несе додаткове навантаження. При цьому змінюється її просторове розташування, оскільки за рахунок зміни центра мас відбувається її обертання. Досягнення критичного положення може супроводжуватись розвитком сечокам'яної хвороби та іншими паталогічними наслідками. Процес обертання нирки відбувається під впливом багатьох факторів, але використання класичної теорії багатофакторного експерименту і регресійного аналізу [1–3] не може відбуватися, оскільки впливати на ці чинники з метою планування експерименту не лише не бажано, але й шкідливо. Водночас для подальших досліджень (томографія, діагностування тощо) бажано мати хоча б оціночні показники розташування нирки із прогнозуванням змін. Отже, задача моделювання в такому аспекті є дуже актуальною і перспективною, оскільки сучасні системи медичного моделювання, в тому числі і система комп'ютерної ідентифікації функцій (СКІФ), розв'язати її не можуть.

**Розробка моделі.** Нирка розташовується в середовищі, яке можна вважати однорідним. Складність моделювання вимагає накладення додаткових обмежень:

- середовище, в якому розташовується нирка, вважається ізотропним без урахування анізотропних властивостей [4];
- не враховується зміна температури і її вплив на середовище розташування;
- нирка теж вважається однорідним тілом без урахування градієнта маси;
- не враховується вплив бічних складових дії сил.

Для моделювання доцільно використати принцип зведених до центра мас сил. У статичному положенні діє сила, яка визначається масою нирки:

$$F_н = m_н \cdot g, \qquad (1)$$

де $m_н$ – маса нирки,

$g$ – прискорення вільного падіння.

Ця сила врівноважується реакцією суми сил опору верхньої $F_{оп.в}$ та нижньої $F_{оп.н}$ частин середовища оточення нирки. Перша складова працює на розтягування пружного елемента, а друга – на стиснення [5].

Реальні тіла такого типу не можна розглядати як суто пружні або в'язкі елементи, оскільки вони мають складні в'язкопружні властивості. Моделювання поєднанням в'язких та пружних властивостей [6] дає можливість побудувати елемент Максвела послідовним поєднанням пружини та поршня в циліндрі. Але цей елемент має залишкову деформацію, тому доцільно вибрати елемент Фойгта (рис. 1). При прикладенні прямокутного імпульсу він розтягується і релаксує за експоненціальним законом:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma}{2E} \cdot \left(1 - \exp\left(-\frac{E}{\eta} t\right)\right); \qquad (2)$$

$$\varepsilon(t) = \varepsilon(t_1) \cdot \exp\left(-\frac{E}{\eta}(t - t_1)\right), \qquad (3)$$

де $\varepsilon = \Delta l / l$ – відносна деформація;

$l$ – початкова довжина;

$\Delta l$ – зміна довжини;

$t$ – поточний час;

$t_1$ – момент часу зняття збурення;

$\sigma = F / S$ – напруження;

$F$ – прикладена сила;

$S$ – площа перерізу;

$\eta$ – коефіцієнт в'язкості матеріалу;

$E$ – модуль Юнга.

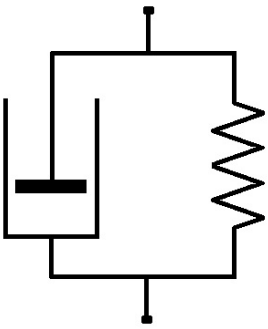

**Рис. 1.** Елемент Фойгта

Враховуючи особливості об'єкта моделювання, який досліджується в сталому стані, доцільно розглядати квазістатичний режим. При зсуві центра мас вздовж горизонтальної вісі на відстань $a$ порушується рівновага системи і з'являється момент обертання $M_{об}$, який діє до моменту його компенсації моментом опору $M_{оп}$

$$M_{об} = M_{оп}\,; \tag{4}$$

$$F_н \cdot \frac{a}{2} = \left(F_{оп.в} + F_{оп.н}\right) \cdot \frac{a}{2}. \tag{5}$$

Враховуючи рівну довжину плечей важелів від балансу моментів можна перейти до балансу сил:

$$F_н = F_{оп.в} + F_{оп.н} \tag{6}$$

Підставивши значення діючих сил, можна отримати:

$$m_н \cdot g = \frac{\Delta l_в}{l_в} \cdot E \cdot S_в + \frac{\Delta l_н}{l_н} \cdot E \cdot S_н = E \cdot \left( \frac{\Delta l_в}{l_в} \cdot S_в + \frac{\Delta l_н}{l_н} \cdot S_н \right). \tag{7}$$

Зробивши припущення, що площі перерізу середовища, яке охоплює нирку зверху $S_в$ і знизу $S_н$ однакові ($S_в = S_н = S$), можна отримати вираз:

$$m_н \cdot g = E \cdot S \cdot \left( \frac{\Delta l_в}{l_в} + \frac{\Delta l_н}{l_н} \right). \tag{8}$$

Вираз у дужках показує відносний зсув, який характеризує кут нахилу нирки за рахунок зміщення центра мас за відповідною віссю на відстань $a$. З урахуванням $l_в = l_н = l$, можна записати

$$m_н \cdot g = \frac{E \cdot S}{l} \cdot \left(\Delta l_в + \Delta l_н\right) = \frac{E \cdot S}{l} \cdot \Delta l\,, \tag{9}$$

звідки

$$\Delta l = \frac{m_н \cdot g \cdot l}{E \cdot S}\,. \tag{10}$$

Співвідношення $\Delta l / a$ дає $tg\alpha$ – тангенс кута нахилу нирки відносно вісі, звідки з урахуванням напряму:

$$\alpha = -arctg\left( \frac{m_н \cdot g \cdot l}{E \cdot S \cdot a} \right). \tag{11}$$

Величина $g$ є фізичною константою, площа перерізу оточуючого середовища $S$ та товщина шару зверху і знизу $l$ є сталими величинами для правої та лівої нирок для кожної окремої людини при сталих умовах, модуль Юнга $E$ для різних видів тканин наведений у літературі [7]. Отже, змінними в даному рівнянні є змінена маса нирки $m_н = m_0 + \Delta m_н$ та відстань, на яку відхилився у проекції на вісь центр мас $a$, що викликано локальною зміною маси нирки $\Delta m_н$.

Для коректності розрахунків при проекції на горизонтальну вісь обов'язково потрібно враховувати не лише кут нахилу нирки у фронтальній площині при нормальних умовах, але й вводити корекцію на останнє зафіксоване положення нирки, оскільки це впливає на проекцію розташування як ідеального центра мас, так локального зміненого. Фактичне значення плеча $a_1$ в проекції на вісь буде визначатися як:

$$a_1 = a \cdot \cos\alpha_0\,, \tag{12}$$

де $\alpha_0$ – природний кут нахилу нирки у фронтальній площині.

З урахуванням природного нахилу нирки відносно вертикалі діапазон зміни параметра $a$ визначається як $\left[-s/2 - d/2 \cdot \cos\alpha_0; s/2 + d/2 \cdot \cos\alpha_0\right]$, де $s$ – ширина нирки, $d$ – її довжина.

Аналогічні співвідношення можна отримати для розташування нирки в сагітальній площині при зсуві центра мас на відстань $b$ вздовж горизонтальної вісі:

$$\beta = -arctg\left( \frac{m_н \cdot g \cdot l}{E \cdot S \cdot b} \right); \tag{13}$$

$$b_1 = b \cdot \cos\beta_0\,. \tag{14}$$

Відповідно діапазон зміни параметра $b$ визначається як $\left[-t/2 - d/2 \cdot \cos\alpha_0; t/2 + d/2 \cdot \cos\alpha_0\right]$, де $t$ – товщина нирки.

Дані щодо реальних параметрів нирок для різних умов наведено в літературі [8].

Результати моделювання наведені нижче.

**Висновки.** Результати моделювання показують квазілінійну залежність кута обертання нирки від зсуву центра мас по горизонталі. При цьому кути обертання на початковій стадії невеликі. Подальших досліджень вимагають стадії при збільшених кутах обертання, а особливо близьких до критичних. При цьому необхідно звертати увагу на суттєву не лінійність характеристик і розташування локальних додаткових мас.

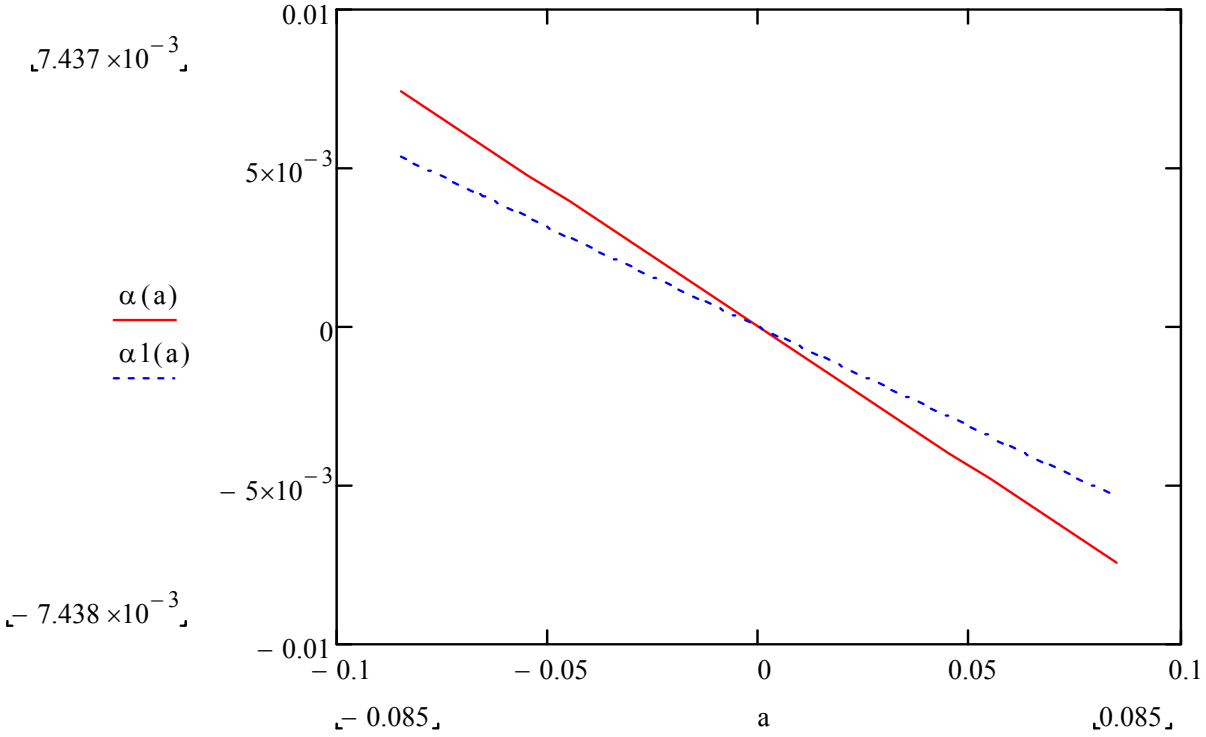


**Рис. 2.** Залежність кута обертання правої нирки у фронтальній площині
при зсуві центра мас уздовж горизонтальної вісі (суцільна лінія – чоловік, штрихова – жінка)

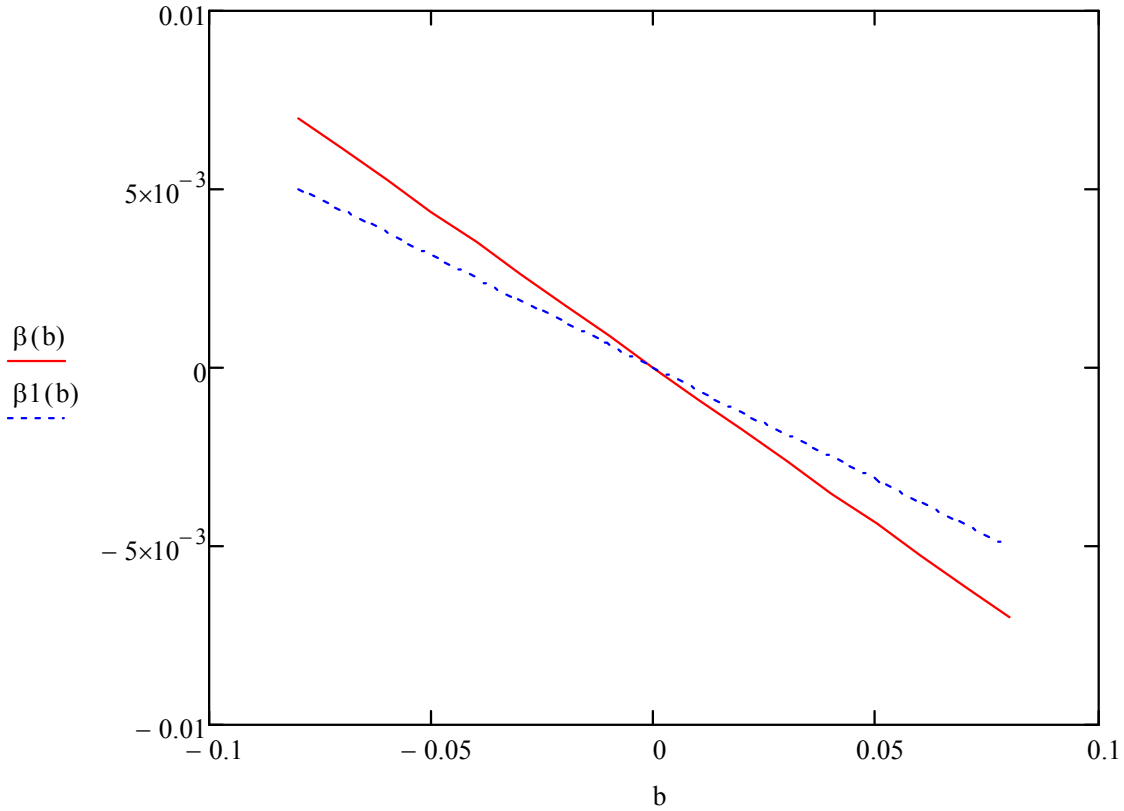


**Рис. 3.** Залежність кута обертання правої нирки у сагітальній площині
при зсуві центра мас уздовж горизонтальної вісі (суцільна лінія – чоловік, штрихова – жінка)

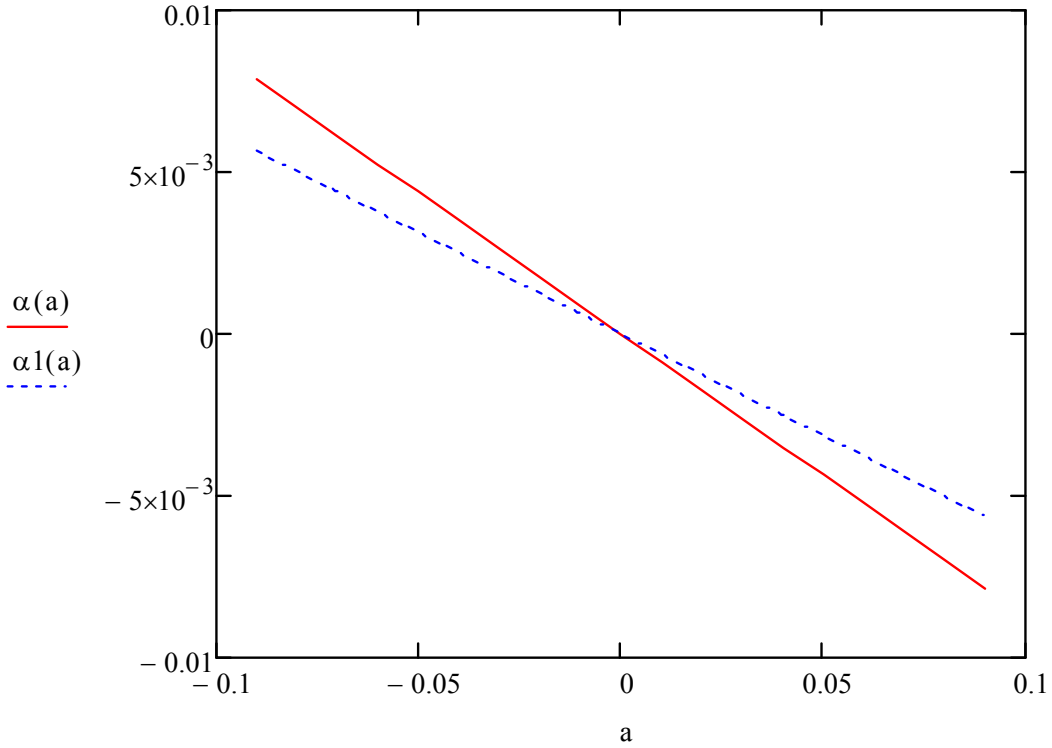


**Рис. 4.** Залежність кута обертання лівої нирки у фронтальній площині при зсуві центра мас уздовж горизонтальної вісі (суцільна лінія – чоловік, штрихова – жінка)

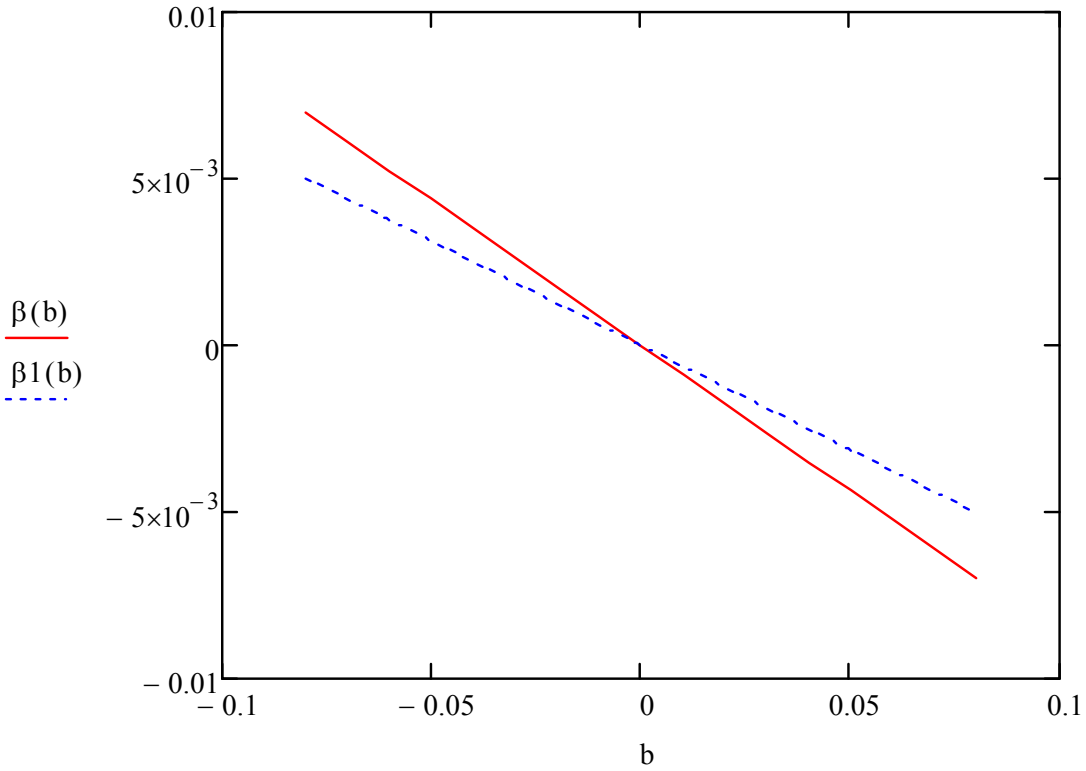


**Рис. 5.** Залежність кута обертання лівої нирки у сагітальній площині при зсуві центра мас уздовж горизонтальної вісі (суцільна лінія – чоловік, штрихова – жінка)

## ЛІТЕРАТУРА


1. Лапач С. Н. Планирование в пассивном эксперименте / С. Н. Лапач // Математичні машини і системи. – 2013. – № 4. – С. 156–160.
2. Радченко С. Г. Системное оптимальное планирование регрессионного эксперимента / С. Г. Радченко // Заводская лаборатория. Диагностика материалов. – 2012. – № 7. – Т. 78. – С. 71–75.
3. Радченко С. Г. Основные концепции множественного регрессионного анализа / С. Г. Радченко, С. Н. Лапач // Математичні машини і системи. – 2013. – № 1. – С. 150–156.
4. Чалий О. В. Медична і біологічна фізика : [підручник] / під заг. ред. О. В. Чалого. – К. : ВІПОЛ, 1999. – С. 173–182.
5. Бушок Г. Ф. Курс фізики : [навч. посібник] / Г. Ф. Бушок, В. В. Левандовський, Г. Ф. Півень. Кн. 1. Фізичні основи механіки. Електрика і магнетизм. – К. : Либідь, 2001. – С. 47–52.
6. Костюк І. В. Введення в біомеханіку : [навч. посібник] / І. В. Костюк. – Л. : Львівська політехніка, 2000. – С. 18–48.
7. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : [справочник] / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. – К. : Наукова думка, 1990. – 224 с.
8. Лященко С. Н. Прижизненная анатомия почек в норме и при объёмных процессах [Електронний ресурс] / С. Н. Лященко, С. В. Чемезов, Ю. В. Монина. – Режим доступа : kaznmu.kz/rus/wp-content/uploads/2011/12/.



***Кулик А. Я.,*** *Винницкий национальный университет имени Н. И. Пирогова, г. Винница, Украина*
***Крещенко И. П.,*** *Винницкий национальный университет имени Н. И. Пирогова, г. Винница, Украина*


## ПРОЦЕДУРА КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПОЛОЖЕНИЯ ПОЧКИ ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ


*Проведено моделирование изменения пространственного положения почки после оперативного удаления другой. Это позволяет использовать результаты в автоматизированных системах медицинской диагностики. Расчёты проводились в среде MatCad.*



***Ключевые слова:*** *положение почки; моделирование.*



***Kulyk A. Y.,*** *National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya, Ukraine*
***Kreschenko I. P.,*** *Vinnytsya National Technical University, Vinnytsya, Ukraine*


## COMPUTER MODELING PROCEDURE PROVISIONS KIDNEY AUTOMATED DIAGNOSTIC SYSTEMS


*After surgical removal of kidneys in humans and the remaining is an additional burden. This changes its spatial arrangement, since the expense ra-changing center of mass is its rotation. Achieving the balance can be accompanied by the development of kidney stones and other abnormal consequences. The process of rotation of the kidney is influenced by many factors, but the use of the classical theory of multivariate regression analysis and experiment can not be used because the influence of these factors in order to plan the experiment not only desirable, but also harmful. However, further investigation (imaging, diagnostics, etc.) preferably have at least appraisals kidney predictive location changes. Thus, the problem of modeling in this context is very important and promising as modern medical simulation systems can not solve it.*

*The complexity of the simulation requires the imposition of additional restrictions: the environment, which houses the kidney is considered isotropic without anisotropic properties; not take into account the change in temperature and its impact on the environment location; kidney also considered homogeneous body without gradient mass; not take into account the effect of the lateral component of the forces.*

*For the correctness of calculations in projection on the horizontal axis is necessary to consider not only the angle of the kidney in the frontal plane under normal conditions, but also to introduce a correction to the last recorded position of the kidney, as it affects the projection of an ideal location as the center of mass, so the local modified.*

*The simulation results show quasi-linear dependence of the angle of rotation-rky us from the center of mass shift horizontally. This rotation angles in the initial hundred-performance small. Require further research stage at increased rotation angles, especially close to critical. It is necessary to pay attention to the essential no linearity characteristics and location of additional local masses.*



***Key words:*** *kidney position; modeling.*


© Кулик А. Я., Крещенко І. П., 2014

*Дата надходження статті до редколегії 29.12.2014 р.*