

Дзевульська Ірина Викторовна - к.мед.н., доц., доцент кафедри анатомії людини Національного медичного університету імені А.А. Богомольця; +38 097 423-26-25; dzevulska@gmail.com

Черкасов Ельдар Вікторович - к.мед.н., доц., доцент кафедри патологічної анатомії Національного медичного університету імені А.А. Богомольця; +38 067 239-93-00; xthrfcd@bigmir.net,

Маликов Александр Вячеславович - асистент кафедри анатомії людини Національного медичного університету імені А.А.Богомольця; +38 096 344-97-53; ovmalikoff@i.ua

Лахтадыр Татьяна Валеріївна - асистент кафедри анатомії людини Національного медичного університету імені А.А.Богомольця; +38 067 416-30-31; anatomi@ukr.net

Титаренко Валентин Николаєвич - асистент кафедри анатомії людини Національного медичного університету імені А.А.Богомольця; +38 067 995-43-96; tivani@bigmir.net

Матківська Ружена Михайлівна - асистент кафедри анатомії людини Національного медичного університету імені А.А. Богомольця; +38 097 307-67-51; mrm@ukr.net

© Монастирський В.М., Кулик А.Я., Півторак В.І., Козак І.О.

УДК: 616.61 - 007.61:611.061.1:611.068:53.091

Монастирський В.М., Кулик А.Я., Півторак В.І., Козак І.О.

Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова (21018, м. Вінниця, вул. Пирогова, 56)

МОДЕЛЮВАННЯ ЗМІНИ ПОЛОЖЕННЯ ЄДИНОЇ НИРКИ ПРИ ГІПЕРТРОФІЇ

Резюме. В статті при моделюванні в квазістатичному режимі визначені загальні закономірності зміни положення єдиної нирки при гіпертрофії. Результати моделювання на даному етапі показують квазілінійну залежність кута обертання нирки від зсуву центра мас по горизонталі. При цьому кути обертання на початковій стадії невеликі. Кут нахилу характеристики показує різницю у ваго-габаритних параметрах лівої та правої нирки у чоловіків та жінок.

Ключові слова: єдина нирка, моделювання, положення нирки.

Вступ

У хворих з єдиною ниркою після контрлатеральної нефректомії функціональний стан нирки, що залишилася, у більшості пацієнтів значно погіршений [Марченко і др., 2014]. Розвивається хронічний пієлонефрит, нерідко спостерігається нефролітіаз, рідше пухлини та туберкульоз [Бойко, 2012]. Видільна функція єдиної нирки порушується, часто виникає артеріальна гіпертензія, розвивається ряд супутніх захворювань, що обтяжують загальний стан пацієнтів. Урологічні захворювання єдиної нирки в даний час виявляються у 87,9% хворих, що істотно частіше, ніж у минулі десятиліття. Питома вага пієлонефриту й уролітіазу, що ведуть до порушення функції єдиної нирки та хронічної ниркової недостатності, в структурі її патології досягає 79,3% [Іванов, Тюзиков, 2011].

Діяльність нирок і їх регуляція були предметом вивчення як біологів, так і лікарів різних спеціальностей, проте багато питань залишаються не з'ясованими.

При нефректомії розвивається ряд компенсаторно-приспосувальних реакцій нирки, що залишилася, головним механізмом яких є збільшення об'єму та маси нирки, яка здійснюється за рахунок гіперплазії клітин каналців і внутрішньоклітинних регенераторних процесів [Лазарев та ін., 2009; Лященко і др., 2011]. Збільшення маси часто приводить до нефроптозу. Яке положення займе нирка при цьому, важливо знати для оцінки механізмів розвитку ускладнень.

Мета роботи: з'ясувати закономірності зміни положення нирки при гіпертрофії.

Матеріали і методи

Нирка розташовується в середовищі, яке можна вважати однорідним. Складність моделювання вимагає на-

кладення додаткових обмежень: середовище, в якому розташовується нирка, вважається ізотропним без врахування анізотропних властивостей [Чалий, 1999]; не враховується зміна температури і її вплив на середовище розташування; нирка теж вважається однорідним тілом без врахування 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:

$$F_n = m_n \cdot g, \quad (1)$$

де m_n - 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 розтягування пружного елемента, а друга - на стиснення [Бушок та ін., 2001].

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 [Костюк, 2000] дає можливість побудувати елемент Максвелла послідовним поєднанням пружини та поршня в циліндрі. Але цей елемент має залишкову деформацію, тому доцільно вибрати елемент Фойгта (рис. 1). При прикладенні прямо-

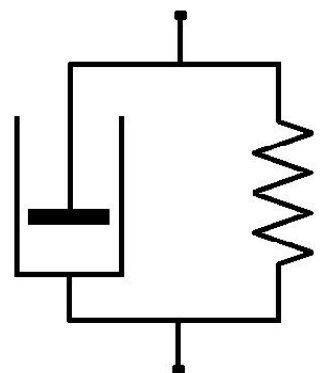


Рис. 1. Елемент Фойгта.

кутного імпульсу він розтягується і релаксує за експоненціальним законом:

$$\varepsilon(t) = \varepsilon(t_1) \cdot \exp\left(-\frac{E}{\eta}(t - t_1)\right) \quad (2)$$

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma}{2E} \cdot \left(1 - \exp\left(-\frac{E}{\eta}t\right)\right) \quad (3)$$

де $\varepsilon = \Delta l / l$ - відносна деформація;
 l - початкова довжина;
 Δl - зміна довжини;
 t - поточний час;
 t_1 - момент часу зняття збурення;
 $\sigma = F/S$ - напруження;
 F - прикладена сила;
 S - площа перерізу;
 η - коефіцієнт в'язкості матеріалу;
 E - модуль Юнга.

Результати. Обговорення

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 $M_{оп}$

$$M_{об} = M_{оп};$$

$$F_n \cdot \frac{a}{2} = (F_{оп.в} + F_{оп.н}) \cdot \frac{a}{2}. \quad (4)$$

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

$$F_n = F_{оп.в} + F_{оп.н}. \quad (5)$$

Підставивши значення діючих сил, можна отримати:

$$m_n \cdot g = \frac{\Delta l_b}{l_b} \cdot E \cdot S_b + \frac{\Delta l_n}{l_n} \cdot E \cdot S_n = E \cdot \left(\frac{\Delta l_b}{l_b} \cdot S_b + \frac{\Delta l_n}{l_n} \cdot S_n \right). \quad (6)$$

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

$$m_n \cdot g = E \cdot S \cdot \left(\frac{\Delta l_b}{l_b} + \frac{\Delta l_n}{l_n} \right). \quad (7)$$

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

$$m_n \cdot g = \frac{E \cdot S}{l} \cdot (\Delta l_b + \Delta l_n) = \frac{E \cdot S}{l} \cdot \Delta l, \quad (8)$$

звідки

$$\Delta l = \frac{m_n \cdot g \cdot l}{E \cdot S}. \quad (9)$$

Співвідношення $\Delta l/a$ дає $\tan \alpha$ - тангенс кута нахилу нирки відносно вісі, звідки з урахуванням напрямку

$$\alpha = -\arctg\left(\frac{m_n \cdot g \cdot l}{E \cdot S \cdot a}\right). \quad (10)$$

Величина g є фізичною константою, площа перерізу оточуючого середовища S та товщина шару зверху і знизу l є сталими величинами для правої та лівої нирки для кожної окремої людини при сталих умовах, модуль Юнга E для різних видів тканин наведених в літературі [Березовский, Колотилов, 1990]. Таким чином змінними в даному рівнянні є змінена маса нирки $m_n = m_0 + \Delta m_{тн}$ та відстань, на яку відхилився у проекції на вісь центр мас a , що викликано локальною зміною маси нирки $\Delta m_{тн}$.

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:

$$a_1 = a \cdot \cos \alpha_0, \quad (11)$$

де α_0 - природний кут нахилу нирки у фронтальній площині.

З урахуванням природного нахилу нирки відносно вертикалі (рис.) діапазон зміни параметра a визначається як:

$$\left[-\frac{s}{2} - \frac{d}{2} \cdot \cos \alpha_0; \frac{s}{2} + \frac{d}{2} \cdot \cos \alpha_0\right], \quad (12)$$

де s - ширина нирки, d - її довжина.

Аналогічні співвідношення можна отримати для розташування нирки у сагітальній площині при зсуві центра мас на відстань b вздовж горизонтальної осі (рис.):

$$\beta = -\arctg\left(\frac{m_n \cdot g \cdot l}{E \cdot S \cdot b}\right), \quad (13)$$

$$b_1 = b \cdot \cos \beta_0. \quad (14)$$

Відповідно діапазон зміни параметра b визначається як:

$$\left[-\frac{t}{2} - \frac{d}{2} \cdot \cos \alpha_0; \frac{t}{2} + \frac{d}{2} \cdot \cos \alpha_0\right] \quad (15)$$

де t - товщина нирки.

Дані щодо реальних параметрів нирок для різних умов наведені в літературі [Костюк, 2000].

Висновки та перспективи подальших розробок

1. Результати моделювання на даному етапі показують квазілінійну залежність кута обертання нирки від зсуву центра мас по горизонталі. При цьому кути обертання на початковій стадії невеликі. Кут нахилу характеристики показує різницю у ваго-габаритних параметрах лівої та правої нирки у чоловіків та жінок.

Подальших досліджень вимагають стадії при збільшених кутах обертання, а особливо близьких до критичних. При цьому необхідно звертати увагу на суттєву нелінійність характеристик і розташування локальних додаткових мас.

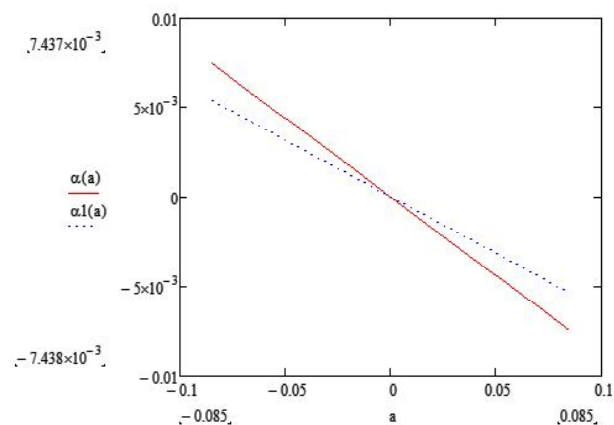


Рис. 2. Залежність кута обертання правої нирки у фронтальній площині при зсуві центра мас вздовж горизонтальної осі (суцільна лінія - у чоловіків, штрихова - у жінок).

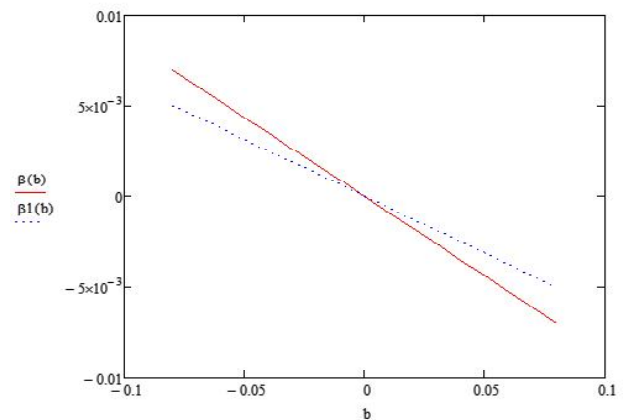


Рис. 3. Залежність кута обертання правої нирки у сагітальній площині при зсуві центра мас вздовж горизонтальної осі (суцільна лінія - у чоловіків, штрихова - у жінок).

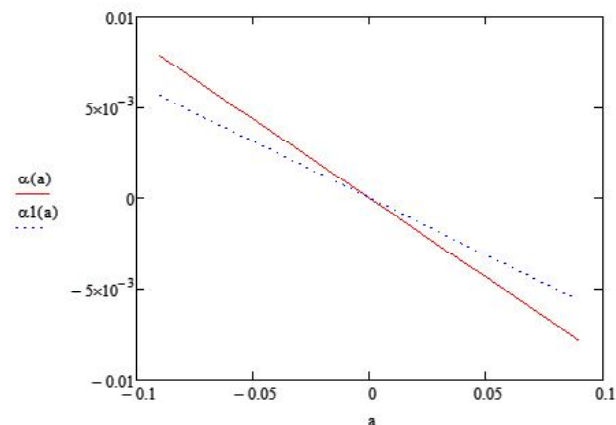


Рис. 4. Залежність кута обертання лівої нирки у фронтальній площині при зсуві центра мас вздовж горизонтальної осі (суцільна лінія - у чоловіків, штрихова - у жінок).

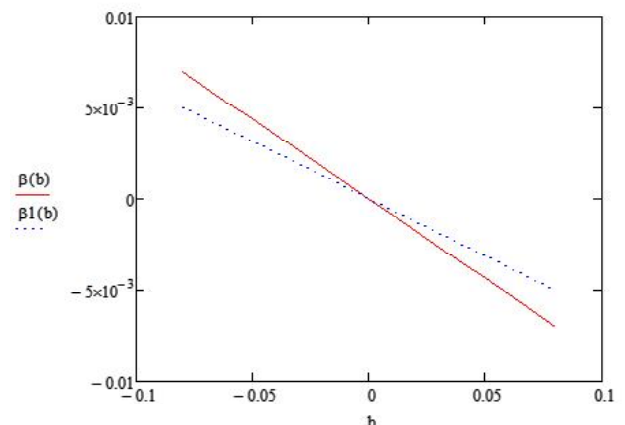


Рис. 5. Залежність кута обертання лівої нирки у сагітальній площині при зсуві центра мас вздовж горизонтальної осі (суцільна лінія - у чоловіків, штрихова - у жінок).

Список літератури

- Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилков. - К.: Наукова думка, 1990. - 224 с.
- Бойко А.І. Єдина нирка як ризик для нирковокам'яної хвороби / А. І. Бойко // Таврический медико-биологический вестник. - 2012. - Т. 15, № 1 (57). - С. 36-41.
- 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.
- Иванов А.П. Нефрэктомия в современных условиях: причины и дальнейшая судьба больных с единствен-
- ной почкой / А.П. Иванов, И.А. Тюзиков // Фундаментальные исследования. - 2011. - № 7. - С. 64-66.
- Костюк І.В. Введення в біомеханіку: Навч. посібник / І.В. Костюк. - Л.: Львівська політехніка. - 2000. - С. 18 - 48.
- Лазарев К.Л. Сравнительные биохимические аспекты состояния компенсаторных процессов при нефрэктомии в условиях моделирования хронической алкогольной нефропатии / К.Л. Лазарев, Т.П. Сатаева, А.Н. Захарова // Актуальні проблеми сучасної медицини. - 2009. - Т. 9, Вип. 4(28), Ч. 3. - С. 77-80.
- Лященко С.Н. Прижизненная анатомия
- почек в норме и при объёмных процессах / С.Н. Лященко, С.В. Чемезов, Ю.В. Моница // Морфология и доказательная медицина (Республика Казахстан). - 2011. - № 3-4. - С. 45-49.
- Марченко Т.В. Функциональное состояние единственной почки после нефрэктомии у живых доноров родственной почки: так ли все просто? / Т.В. Марченко, Ю.А. Морозов, Л.Г. Долецкая // Почка - 2014. - Т. 7, № 1. - С. 14-17.
- Чалий О.В. Медична і біологічна фізика: Підручник / під заг. Ред. О.В. Чалого. - К.: ВІПОЛ, 1999. - С. 173 - 182.

Монастырский В.Н., Кулик А.Я., Пивторак В.И., Козак И.А.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ ПОЛОЖЕНИЯ ЕДИНСТВЕННОЙ ПОЧКИ ПОСЛЕ ГИПЕРТРОФИИ

Резюме. В статье при моделировании в квазистатическом режиме определены общие закономерности изменения положения единственной почки при гипертрофии. Результаты моделирования на данном этапе показывают квазилинейную зависимость угла вращения почки от смещения центра масс по горизонтали. При этом углы вращения на начальной стадии небольшие. Угол наклона характеристики показывает разницу в весо-габаритных параметрах левой и правой почки у

мужчин и женщин.

Ключевые слова: единственная почка, моделирования, положение почки.

Monastirskiy V.M., Kulik A.Ya., Pivtorak V.I., Kozak I.A.

MODELLING REPOSITION SINGLE KIDNEY AFTER HYPERTROPHY

Summary. The article when used modelling in quasistatic mode identified the general patterns changing the position in hypertrophy single kidney. The simulation results show at this stage quasi-linear dependence of the angle of rotation of the kidney from the center of mass shift horizontally. This rotation angles at an early stage small. Angle characteristics shows the difference in weight-and-dimensional parameters of the left and right kidney in men and women.

Key words: single kidney, modelling, kidney position.

Стаття надійшла до редакції 15.09.2014р.

Монастирський Володимир Миколайович - к.мед.наук, асистент кафедри хірургії факультету післядипломної освіти Вінницького національного медичного університету імені М. І. Пирогова

Кулик Анатолій Ярославович - д.технічних наук, професор, завідувач кафедри медичної фізики Вінницького національного медичного університету імені М. І. Пирогова

Півторак В.І. - д.мед.н., професор кафедри оперативної хірургії та топографічної анатомії Вінницького національного медичного університету імені М. І. Пирогова

Козак Іван Олександрович - д.мед.н., доцент кафедри хірургії факультету післядипломної освіти Вінницького національного медичного університету імені М. І. Пирогова

© Власенко В.В., Блащук М.В., Блащук В.В., Власенко І.Г.

УДК: 619:576.8.078:616-025

Власенко В.В., Блащук М.В., Блащук В.В., Власенко І.Г.

Вінницький національний аграрний університет м. Вінниця, Україна (вул. Сонячна, 3, м. Вінниця, Україна, 21008)

ВПЛИВ ПОЛІСАХАРИДІВ РОСЛИННОГО ПОХОДЖЕННЯ НА РОСТОВІ ВЛАСТИВОСТІ ЖИВИЛЬНОГО СЕРЕДОВИЩА АПМ-ВІНТУБ ДЛЯ ПРИСКОРЕНОГО ВИДІЛЕННЯ ЗБУДНИКА ТУБЕРКУЛЬОЗУ

Резюме. На базі Вінницького національного аграрного університету було проведено дослідження впливу полісахаридів рослинного походження на ростові властивості поживного середовища АПМ-ВІНТУБ для прискореного виділення збудника туберкульозу. В якості дослідного зразка використовували спеціальну біологічну добавку "МАІС". Дослідження проводили з використанням поживного середовища АПМ-ВІНТУБ. В результаті дослідження було встановлено, що запропоноване поживне середовище володіє високими ростовими властивостями, у порівнянні із традиційними за рахунок введення до його складу спеціального рослинного компоненту із вмістом полісахаридів до 19%. Компонент є доступним та недорогим. Запропонований склад поживного середовища дозволяє проводити більш швидку детекцію збудника туберкульозу (24-48 годин) у порівнянні із традиційними методами (30-60 діб). Отримане поживне середовище є простим у приготуванні та використанні.

Ключові слова: полісахариди, маїс, поживне середовище, туберкульоз, АПМ-ВІНТУБ.

Вступ

На сьогоднішній день для детекції туберкульозу використовують всі мікробіологічні методи: бактеріологічний, бактеріоскопічний, серологічний, біологічний та алергічні проби.

Важливою перевагою методу культурального дослідження є можливість отримання культури збудника, яка може бути детально досліджена, ідентифікована і вивчена у відношенні до лікарської чутливості, вірулентності та інших властивостей [Калистратова, 1983; Чернушенко та ін., 2000; Борисов, 2001].

Мікобактерії не ростуть на простих поживних середовищах, вони потребують речовин, які необхідні для метаболізму клітин.

В більшості лабораторій посів для виявлення мікобактерій здійснюється на щільні живильні середовища, основу яких становлять курячі яйця з розчинами солей та гліцерину (середовища Левенштейна-Єнсена, Гельберга, Мордовського, Фінна та ін.) [Хоменко, 1996].

Також використовують різноманітні агарові середовища Міддлбука, синтетичні та напівсинтетичні середовища Сотона, Дюбо, Проскауера-Гека, Школьникової та ін. На синтетичних (безбілкових) середовищах (Павловського, Левенштейна-Єнсена, Петран'яні, Гельберга, ФАСТ-2, ФАСТ-3Л, Сотона, Моделя та ін.) при оптимальних параметрах культивування (рН 7,1-7,2; температура +37°C) мікобактерії розвиваються в терміни від 3 тижнів до 3 місяців [Козловський, Емельяненко, 1982; Донченко та др., 2004].

Для підвищення результативності культурального методу рекомендується застосовувати посів патологічного матеріалу одночасно на декілька середовищ (2-3). За стандарт для виділення збудника і визначення його лікарської чутливості ВОЗ рекомендовано середовище Левенштейна-Єнсена. Це щільне середовище, на якому хороший ріст з'являється на 15-25 добу після посіву бактеріоскопічно позитивного матеріалу [Хоменко, 1996; Чернушенко та ін., 2000].