Дискусійні статті

УДК 616.617-089.818.3

О.К.Зенин, Р.П.Федоришин, А.В.Лашин

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕДУРЫ БАЛЛОННОЙ ДИЛАТАЦИИ МОЧЕТОЧНИКА

Кафедра физиологии, физической и психологической реабилитации (зав. – проф. О.К.Зенин)
Донецкого государственного института здоровья, физического воспитания и спорта

Резюме. В работе представлена математическая модель процедуры баллонной дилатации мочеточника человека. На основании модели были рассчитаны распределения напряжений в оперируемом участке мочеточника, деформация этого участка, а также критическое давление, создаваемое внутри него расширяющимся баллоном и распределение специфической энергии напряжения внутри стенки мочеточника.

Ключевые слова: мочеточник, баллонная дилатация, математическое моделирование.

Введение. Баллонная дилатация (БД) - один из наиболее эффективных и перспективных методов лечения стриктур (сужений) мочеточника [1,3]. Суть процедуры БД состоит в том, что упругий баллон-катетер вводится в просвет суженного участка мочеточника, далее в полость баллона под давлением нагнетается жидкость, что приводит к его раздуванию и соответственно расширению мочеточника в зоне сужения.

Данная операция связана с большим риском. С одной стороны, при недостаточно большом расширении, оперируемый участок после проведения манипуляции принимает свои исходные размеры. С другой стороны, слишком большое растяжение приводит к появлению трещин, размер которых сложно предсказать заранее. Поэтому успех проведения процедуры без контроля над появлением трещин и их размерами во многом случаен. Отсутствие микроразрывов (трещин) чаще всего свидетельствует о неэффективности проведенной процедуры. Наличие больших трещин приводит к опасным для здоровья пациента и даже смертельным результатам.

К сожалению, в настоящее время не существует надежного метода, который позволял бы определить момент появления и размер трещин в ходе проведения процедуры БД.

Цель исследования. Создать математическую модель процедуры БД и определить на основе этой модели критические параметры: давление нагнетаемой в баллон-катетер жидкости, при котором деформация стенки мочеточника перестаёт быть упругой, величины деформации и распределение напряжений по толщине и длине дилатируемого (расширяемого) участка мочеточника, распределение энергии деформации и другие.

Материал и методы. Физическая модель исследуемого процесса строилась на основе теории больших деформаций. Это связано с тем, что рассматриваемая деформация стенки мочеточника не является бесконечно малой, а достигает 40-90% исходного размера. Упругие свойства материала стенки мочеточника, как и крупных кровеносных сосудов человека, характеризуются двумя особенностями: нелинейностью и анизотропностью, а точнее ортотропностью, т.е. физические величины, характеризующие упругие свойства вещества, не линейно зависят от величины деформации, но остаются постоянными вдоль трёх координатных линий цилиндрической системы координат. Первая параллельна оси мочеточника, вторая направлена по касательной к радиусу, и третья направлена вдоль его радиуса.

Уравнение стационарного состояния деформированного тела имеет следующий вид:

$$\tau^{ij} + \Gamma^{j}{}_{ir}\tau^{ir} + \Gamma_{ir}{}^{i}\tau^{rj} = 0 \quad , \qquad (1)$$

где τ^{ij} – тензор напряжений, Γ^{k}_{ij} – символы Кристоффеля. Для упругих тел существует связь между тензором напряжений t^{ij} и тензором деформаций g_{ij}. Для случая несжимаемых тел, каковым является мочеточник [2], эта связь имеет следующий вид:

$$\tau^{ij} = \left(\frac{\partial W}{\partial \gamma_{ij}} + \frac{\partial W}{\partial \gamma_{ji}}\right) + qg_{ij} \quad , \qquad (2)$$

здесь W – функция удельной энергии деформации, q – скалярная функция координат точек деформированного тела, g_{ij} - метрический тензор в деформированной системе координат. Для случая, когда полостные биологические объекты находятся под действием осевого растяжения и внутреннего давления (постоянного вдоль оси) получена следующая формула для функции удельной энергии деформации:

$$W = \alpha_1(\exp(\alpha_2(\lambda_1-\lambda_2)^2 + \alpha_3(\lambda_2-\lambda_3)^2 + \alpha_4(\lambda_3-\lambda_1)^2) - 1) + \alpha_5(\exp(\alpha_6(\lambda_1-\lambda_2)^2 + \alpha_7(\lambda_2-\lambda_3)^2 + \alpha_8(\lambda_3-\lambda_1)^2) - 1) \quad ,(3)$$

здесь λ_1, λ_2, λ_3 – степени удлинения вдоль трех осей, α_1, α_2, α_3, α_4, α_5, α_6, α_7, α_8 – набор эмпирически подобранных констант. Вследствие несжимаемости вещества стенки биообъекта и условия - $\lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3 = 1$, в дальнейшем можно использовать только две независимые величины - λ_1 и λ_2. Для того, чтобы вычислить тензор напряжений по формуле (2), используя выражение (3), необходимо знать связь между компонентами тензора деформации g_{ij} и степенями удлинения

λ_i. Для случая однородных деформаций эта связь имеет следующий вид:

$$\gamma_{ij} = \frac{1}{2}\left(\lambda_i^2 - 1\right), \quad (4)$$

Так как мы выбрали систему координат, в которой координатные оси совпадают с главными осями тензора деформации, то компоненты γ_{ij}, для которых $i \neq j$, равны нулю. Показано, что для данного вида деформации напряжения, возникающие в стенке биообъекта, имеют следующий вид:

$$\begin{cases} \sigma_3 = -\int\limits_{\rho}^{R_2}\left(2\lambda_2\dfrac{\partial W}{\partial\lambda_2} + \lambda_1\dfrac{\partial W}{\partial\lambda_1}\right)\dfrac{d\rho}{\rho} \\ \sigma_2 = \sigma_3 + 2\lambda_2\dfrac{\partial W}{\partial\lambda_2} + \lambda_1\dfrac{\partial W}{\partial\lambda_1} \\ \sigma_1 = \sigma_3 + 2\lambda_1\dfrac{\partial W}{\partial\lambda_1} + \lambda_2\dfrac{\partial W}{\partial\lambda_2} \end{cases} \quad (5)$$

Здесь ρ - расстояние от оси до точки, в которой вычисляется напряжение; R_2 – внешний радиус деформированного биообъекта. При этом давление p, оказываемое жидкостью на его внутреннюю стенку, равно (с точностью до знака) значению σ_3 на расстоянии ρ, равном внутреннему радиусу R_1 деформированного биообъекта:

$$P = \int\limits_{R_1}^{R_2}\left(2\lambda_2\frac{\partial W}{\partial\lambda_2} + \lambda_1\frac{\partial W}{\partial\lambda_1}\right)\frac{d\rho}{\rho} \quad (6)$$

В ходе проведения процедуры БД на некотором участке биообъекта расширяющимся баллоном-катетером создаётся дополнительное давление. Вследствие этого его форма перестаёт быть цилиндрической и выше приведенные формулы к этому участку не применимы.

Результаты исследования и их обсуждение. Метод решения, который мы предлагаем, заключается в следующем. Рассматриваемый участок мочеточника делится на N сегментов одинаковой ширины плоскостями, перпендикулярными оси. На внутреннюю стенку каждого такого сегмента действует давление, равное физиологическому давлению, если данный сегмент не содержит внутри себя расширяющегося баллона-катетера или давление, оказываемое баллоном, если сегмент содержит последний внутри себя. Мы предполагаем, что давление, создаваемое расширяющимся баллоном-катетером, одинаково для всех сегментов, внутри которых он находится. Далее мы предполагаем, что в процессе деформации границы между сегментами продолжают быть перпендикулярными оси. Если два соседних сегмента растянуты в радиальном направлении поразному, т.е. имеют различные средние радиусы, то между такими сегментами возникают касательные напряжения, стремящиеся увеличить меньший и уменьшить больший сегмент.

Основная идея предлагаемого нами метода решения данной задачи заключается в следующем. При бесконечно малой ширине сегментов эти касательные напряжения, действующие вдоль радиусов соседних сегментов, могут быть заменены соответствующими объёмными силами, действующими на каждый из сегментов. В этом случае необходимо решать систему уравнений типа (1) с дополнительным членом, учитывающим эти объемные силы. Эта система уравнений будет иметь следующий вид:

$$\begin{cases} {}^{(1)}\tau^{ij}_{\ ,i} + \Gamma^j_{ir}\,{}^{(1)}\tau^{ir} + \Gamma^i_{ir}\,{}^{(1)}\tau^{rj} + {}^{(1)}f^j = 0 \\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots \\ {}^{(k)}\tau^{ij}_{\ ,i} + \Gamma^j_{ir}\,{}^{(k)}\tau^{ir} + \Gamma^i_{ir}\,{}^{(k)}\tau^{rj} + {}^{(k)}f^j = 0 \\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots\ldots\ldots\ \ldots \\ {}^{(N)}\tau^{ij}_{\ ,i} + \Gamma^j_{ir}\,{}^{(N)}\tau^{ir} + \Gamma^i_{ir}\,{}^{(N)}\tau^{rj} + {}^{(N)}f^j = 0 \end{cases} ,(7)$$

здесь f^j – компоненты объёмных сил. В нашем случае отличной от нуля будет только одна компонента объёмных сил – f^3.

Для того чтобы получить выражение для f^3, рассмотрим два соседних сегмента: i и i+1 - ый. Обозначим через R_{init} серединный радиус такого сегмента в недеформированном состоянии. Он равен полусумме внутреннего и внешнего радиуса мочеточника в недеформированном состоянии. Обозначим далее через R_i и R_{i+1} расстояния от оси до точек в деформированных сегментах, которые в недеформированном состоянии находились на расстоянии R_{init} от оси. Пусть расстояние от оси до произвольной точки в стенке такого недеформированного сегмента равно r, тогда расстояние ρ до той же точки в деформированном сегменте будет равно:

$$\rho_i = \sqrt{R_i + \left(r^2 - R^2_{init}\right)/\lambda_1};$$

$$\rho_{i+1} = \sqrt{R_{i+1} + \left(r^2 - R^2_{init}\right)/\lambda_1}, \quad (8)$$

соответственно для i и i+1 – ого сегмента. Эти соотношения являются следствием несжимаемости вещества стенки мочеточника. Так как средние удлинения вдоль главных осей равны:

$$\lambda_1 = \frac{l}{l_0}$$
$$\lambda_2 = \frac{\rho}{r}$$
$$\lambda_3 = \frac{d\rho}{dr}, \quad (9)$$

а их произведение в любой точке деформированного мочеточника равно единице, то:

$$\lambda_1\frac{\rho}{r}\frac{d\rho}{dr} = 1 \quad (10).$$

Решение этого дифференциального уравнения даёт зависимости (8). Расстояние d между двумя точками бесконечно тонких сегментов с номерами i и i+1, точками, которые в недеформированном состоянии имели одинаковые координаты x^2 и x^3, будет равно:

$$d = \left|\rho_{i+1} - \rho_i\right| \quad (11).$$

Поэтому величина сдвига φ для этих точек равна:

$$\varphi = d/\Delta l, \quad (12)$$

где Δl – длина одного сегмента. Отсюда следует, что на поверхность i – го сегмента со стороны i+1 – го действует касательное напряжение σ^{right}_{13}, зависящее от расстояния ρ и равное:

$$\sigma^{right}{}_{13} = \frac{(\rho_{i+1} - \rho_i)}{\Delta l} G \quad , \quad (13)$$

где G – эффективный касательный модуль упругости. Аналогично на i-ый сегмент действует касательное напряжение σ^{left}_{13} со стороны i и i-1 - го сегмента, а их сумма равна:

$$\sigma_{13} = \frac{(\rho_{i+1} - \rho_i)}{\Delta l} G + \frac{(\rho_i - \rho_{i-1})}{\Delta l} G \quad . \quad (14)$$

Мы предлагаем заменить сумму этих касательных напряжений одной объёмной силой f_i действующей вдоль радиусов сегментов. В этом случае f_i равно:

$$f^3 = \frac{\sigma_{13}}{\Delta l} \quad . \quad (15)$$

С учетом этой силы уравнение (6) перепишется в виде:

$$^{(i)}p = {}^{(i)}p_0 + \Delta\, {}^{(i)}p \quad (16)$$

Здесь $^{(i)}p_0$ давление, которое создавалось бы на внутренней стенке деформированного сегмента без учета касательных напряжений. Оно равно:

$$^{(i)}p_0 = \int_{^{(i)}R_1}^{^{(i)}R_2} \left(2\,{}^{(i)}\lambda_2 \frac{\partial W}{\partial\, {}^{(i)}\lambda_2} + {}^{(i)}\lambda_1 \frac{\partial W}{\partial\, {}^{(i)}\lambda_1} \right) \frac{d\rho_i}{\rho_i} \quad , (17)$$

где $\Delta^{(i)}p_0$ - дополнительное слагаемое, возникающее из-за наличия касательных напряжений между соседними сегментами. Оно равно:

$$\Delta^{(i)}p_0 = \int_{^{(i)}R_1}^{^{(i)}R_2} 2\pi\rho \left[\left(\frac{\rho_{i+1} - \rho_i}{\Delta l} \right) G + \left(\frac{\rho_{i-1} - \rho_i}{\Delta l} \right) G \right] d\rho_i \quad , (18)$$

здесь ρ_{i-1} и ρ_{i+1} являются функциями ρ_i и R_i.

Если ввести среднее значение $^{(i)}\overline{\lambda}_2$ для i - го сегмента как:

$$^{(i)}\overline{\lambda}_2 = \frac{R_i}{R_{init}} \quad , \quad (19)$$

то $^{(i)}p$ будет функцией только $^{(i+1)}\overline{\lambda}_2$, $^{(i-1)}\overline{\lambda}_2$, $^{(i)}\overline{\lambda}_2$.

В стационарном состоянии $^{(i)}p$ равно физиологическому давлению p_{phys}, если внутри i - го сегмента нет баллона-катетера. В противном случае $^{(i)}p$ равно давлению p_{bal}, которое создается расширяющимся баллоном. Пусть катетер находится внутри сегментов с номерами $i \in [-k, k]$.

Окончательно получаем систему из N+1 уравнений:

$$^{(i)}p\left({}^{(i-1)}\lambda_2, {}^{(i)}\lambda_2, {}^{(i+1)}\lambda_2\right) = p_{bal}[\eta(i+k) - \eta(i-k)] + p_{phys}[\eta(k-i) + \eta(i-k)] \quad , \quad (20)$$

где $i \in [-N/2+1, N/2-1]$, а η(x) – функция Хевисайда:

$$\eta(x) = \begin{cases} 1, x \geq 0 \\ 0, x < 0 \end{cases} \quad (21)$$

Для $i = \pm N/2$, мы выбираем граничные условия в виде:

$$\begin{aligned} ^{(N/2)}\lambda_2 &= {}^{(N/2-1)}\lambda_2 \\ ^{(-N/2)}\lambda_2 &= {}^{(-N/2+1)}\lambda_2 \end{aligned} \quad (22)$$

Эти граничные условия соответствуют случаю, когда на краевые сегменты не действуют касательные напряжения со стороны свободной поверхности.

Запишем следующую систему уравнений:

$$m^{(i)}\ddot{\lambda}_2 + \beta^{(i)}\dot{\lambda}_2 + \left(\frac{p\left({}^{(i-1)}\lambda_2, {}^{(i)}\lambda_2, {}^{(i+1)}\lambda_2\right)}{p_{bal}[\eta(i+k) - \eta(i-k)] + p_{phys}[\eta(k-i) + \eta(i-k)]} - 1 \right) = 0 \quad (23)$$

Она аналогична системе уравнений, описывающих колебания связанных осцилляторов с нелинейной возращающей силой и трением. Очевидно, что стационарное решение данной системы уравнений будет являтся одновременно решением системы уравнений (20). Это стационарное решение находилось стандартным методом Рунге-Кутты.

Вывод

В работе обоснована математическая модель процедуры балонной дилатации мочеточника человека. На основе модели рассчитано оптимальное напряжение в оперируемом участке мочеточника.

Перспективы дальнейших исследований. К сожалению, практическая проверка предложенной модели в данный момент невозможна. В настоящее время нами проводятся исследования биомеханических свойств мочеточника и работа по созданию компьютерной программы, представленной в этой работе математической модели, что в дальнейшем позволит ответить на вопрос об адекватности описанной выше математической модели баллонной дилатации мочеточника.

Література

1. Застосування балонної дилатації для лікування хворих з набутими стриктурами сечоводів / О.Ф.Возіанов, В.В.Черненко, С.О.Возіанов, Д.В.Черненко // Урологія. - 2001.- №1.- С.25-27.
2. Исследование биомеханических свойств мочеточника / Р.П. Федоришин, О.К. Зенин, Е.В. Жданов, Ю.В. Рощин // Укр. мед. альманах. – 2004.-№4.- С.166-169.
3. The role of Acucise Endopyelotomy in the Treatment of Ureteropelvic Junction Obstruction / Biyani C.S., Minhas S., El Cast J. et al. // J. European Urology. – 2002. – Vol. 41, №3. – P. 305-312.

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕДУРИ БАЛОННОЇ ДИЛАТАЦІЇ СЕЧОВОДА

О.К.Зенін, Р.П.Федоришин, А.В.Лашин

Резюме. У наданій роботі розглянуто математичну модель процесу дилатації сечовода людини. На підставі моделі розраховані розподіли напружень в оперованій ділянці сечовода, деформація цієї ділянки, а також критичний тиск, створюваний усередині балоном, що розширяється, і розподіл специфічної енергії напруги усередині стінки сечовода.

Ключові слова: сечовід, балонна дилатація, математичне моделювання.

MATHEMATICAL SIMULATION OF THE URETERAL BALLOON DILATATION PROCEDURE

O.K.Zenin, R.P.Fedorishin, A.V.Lashin

Abstract. The paper presents a mathematical model of the procedure of human ureteral balloon dilatation. On the basis of the model the authors have calculated the distributions of stresses in the operated site of the ureter, the deformity of this site, as well as critical pressure created inside by an expanded balloon and the distribution of the specific energy of tension inside the wall of the ureter.

Key words: ureter, balloon dilatation, mathematical modelling.

Institute of Health, Physical Training and Sport (Donetsk)

Рецензент – проф. М.В.Шаплавський

Buk. Med. Herald. – 2007. – Vol.11, №2.- P.130-133

Надійшла до редакції 29.11.2006 року

УДК 614.253.3.004.4 (477.85)

В.П.Пішак, В.Е.Кардаш, І.Р.Головатий, І.А.Бутаковський, А.П.Зубович

АВТОМАТИЗОВАНИЙ ОБЛІК ЛІКАРІВ-ІНТЕРНІВ ЗА ДОПОМОГОЮ ЕЛЕКТРОННОЇ ПРОГРАМИ “МЕДИЧНІ КАДРИ УКРАЇНИ”

Кафедра соціальної медицини та організації охорони здоров’я (зав. – доц. В.Е.Кардаш)
Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці

Резюме. Розглянуто перспективи запровадження автоматизованого обліку лікарів-інтернів за допомогою електронної програми “Медичні кадри України” з метою створення єдиного інформаційного простору.

Ключові слова: автоматизований облік, лікарі-інтерни, єдиний інформаційний простір.

Одним із важливих напрямів розвитку сучасного суспільства є створення єдиного інформаційного простору. В Україні активно ведуться роботи такого напряму і включення його в міжнародний. Проекти, що створюються, орієнтовані на інформаційне забезпечення науки та вищої школи. Учасники парламентських слухань із питань розвитку інформаційного суспільства в Україні, які відбулися 21 вересня 2005 року, наголошували на зацікавленості громадськості, наукових і освітянських установ, органів державної влади, органів місцевого самоврядування та відповідних міжнародних організацій, предметом діяльності яких є розбудова інформаційного суспільства. У Рекомендаціях парламентських слухань, схвалених постановою Верховної Ради України від 1 грудня 2005 року №3175-IV зазначено, що основними стратегічними цілями розвитку в Україні інформаційного суспільства слід вважати:

- Прискорення впровадження новітніх інформаційно-комунікаційних технологій в усі сфери суспільного життя, економіку України і органів державної влади та органів місцевого самоврядування.
- Забезпечення комп’ютерної грамотності населення, насамперед шляхом створення освітньої системи, орієнтованої на використання нових інформаційно-комунікаційних технологій у формуванні всебічно розвиненої особистості.
- Створення національної інформаційно-комунікаційної інфраструктури та інтеграцію її з світовою інфраструктурою.
- Створення загальнодержавних інформаційних систем, насамперед у сфері освіти, науки, культури, охорони здоров’я та довкілля.
- Досягнення ефективної участі всіх регіонів у процесах становлення інформаційного суспільства шляхом децентралізації і підтримки регіональних і місцевих ініціатив.

З метою забезпечення розвитку інформаційного простору в Україні визначено стратегічними такі напрями і рекомендовано Кабінетом Міністрів України:

- Розробити проекти законів про інформацію, дистанційне навчання, надання медичних послуг із застосуванням інформаційно-комп’ютерних технологій.