

G. Hertsen, D. Shtonda

Treatment of periprosthetic femoral fractures with functioning hip endoprosthesis**Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education**

According to various data, complications in the form of periprosthetic femoral fractures (PFF) after total hip arthroplasty (THA) occur from 0.1 to 4% of cases, their number increases significantly after revision arthroplasty.

Aim. Improving the osteosynthesis technique of PFF with a functioning endoprosthesis.

Methods. In the study, we have analyzed the long-term results of treatment of 17 cases with PFF functioning THA, which were classified as Vancouver Type B1 and occurred in the postoperative period.

Conclusion. The study has shown that PFF after THA according to Vancouver classification were as following: Type A - 4.8%, B1 - 40.5%, B2 - 29.4%, B3 - 20.1%, P - 5, 2%. Using long plates (long splinting), eccentric screw insertion through standard plates at the level of prosthesis leg, periprosthetic special plates, as well as using metal cables for stable osteosynthesis of periprosthetic femoral fractures Type B1 after total hip arthroplasty made it possible to get good long-term functional results (82-89 points) by Harris scale in 76,5% of cases.

Key words: hip arthroplasty, periprosthetic femoral fracture, classification.

Відомості про авторів:

Герцен Генріх Іванович - д. мед. наук, професор, зав. кафедрою ортопедії та травматології №1 НМАПО імені П.Л. Шупика. Адреса: Київ, вул. Кондратюка 8, Київська міська клінічна лікарня №8, тел.: (044) 432-25-79.

Штонда Дмитро Володимирович - аспірант кафедри ортопедії і травматології №1 НМАПО імені П.Л.Шупика. Адреса: Київ, вул. Кондратюка 8, Київська міська клінічна лікарня №8.

УДК 616.711.6/.728.2-007.29:616-089**© КОЛЕКТИВ АВТОРІВ, 2014*****С.В. Дибкалюк, В.А. Черняк, В.Ю. Зоргач,
В.В. Удовиченко, В.В. Сулик*****ВИВЧЕННЯ ПРУЖНО-РЕГУЛЯТОРНИХ ТА
ГІДРАВЛІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КОМПРЕСІЇ
ХРЕБТОВОЇ АРТЕРІЇ В НИЖНЬОМУ ШИЙНОМУ
ВІДДІЛІ ХРЕБТА МЕТОДОМ МАТЕМАТИЧНОГО
МОДЕЛЮВАННЯ****Національна медична академія післядипломної
освіти імені П.Л. Шупика,
Національний медичний університет
імені О.О. Богомольця**

Мета. Встановлення напружено-деформованого стану хребткової артерії, що стискується м'язом та визначення залежності гідравлічного опору від ступеня перекриття хребткової артерії.

Матеріал і методи. При стисненні артерій спірально-видними м'язами спостерігається їх компресія (зменшення прохідного перетину). Це має місце на початкових ділянках артерій і спостерігається на ангіограмах. Визначено напружено-деформований стан артерії перекрытої м'язом. Розрахунки проведені з використанням метода скінченних елементів. Метод скінченних елементів (МСЕ) – технологія, що дозволяє провести аналіз напружено-деформованого стану об'єкту за його тривимірною моделлю. В процесі моделювання програмний комплекс розв'язує рівняння, які описують напружено-деформований стан для кожного скінченного елемента моделі. Результати розрахунків в більшості випадків візуалізуються. Стиск артерії має місце на довжині

$$x \leq 40 \text{ мм}$$

При цьому стиснений перетин повертається по гвинтовій лінії на кут

$$\varphi \leq 200^\circ$$

Стиск артерії залежить від величини напруження спірально-видного м'яза.

Результати. Форма поперечного перетину артерії при навантаженні змінюється від кругової до серповидної. Встановлено, що найбільше відношення площ поперечного перетину нормальної артерії та зі звуженням чисельно дорівнює восьми. Довжина ділянки з максимальним звуженням складає 20 мм, при загальній довжині артерії 200 мм. На основі одержаних даних були проведені розрахунки гідравлічних характеристик перетиснутої артерії. Це дозволило визначити перепади тиску в місці звуження артерії. Результати гідравлічних розрахунків підтверджують значне зростання гідравлічного опору при зменшенні площі поперечного перетину артерії у 5-8 разів. Для визначення додаткового перепаду тиску, обумовленому гвинтовим рухом крові використаємо рівняння зміни моменту кількості руху. Воно встановлює співвідношення між моментами кількості руху елементів рідкого середовища і має вигляд:

$$\iiint_W \mathbf{r} \times \rho \frac{d\mathbf{V}}{dt} dW = \iint_S \mathbf{r} \times p_n \rho d\sigma$$

де знак \times визначає векторний добуток векторів;

ρ – радіус-вектор довільної точки в середині контрольного об'єму W ;
 ρ – середня густина крові Із порівняння результатів розрахунків випливає, що гвинтовий рух потоку крові підвищує втрати напору. При помірному стисненні гвинтовий рух підвищує перепад тиску на 10-15%.

Висновки. Визначено, що при деформації артерії, яка відповідає зменшенню її площі в 5-8 разів різко зростає перепад тиску на стиснутій ділянці. При цьому перепад тиску може сягати 20 мм.рт.ст. і вище, що в десятки раз перевищує перепад тиску в артерії без стиснення. Наявність гвинтового каналу при стисненні підвищує перепад тиску на 10-15%.

Ключові слова: хребтова артерія, математичне моделювання, компресія
ВСТУП

Кровоносна система людини, що складається з артерій і вен, тісно кон-

тактус з іншими органами, зокрема, з м'язами. У деяких випадках це призводить до перетискання артерії та зменшення кровотоку в ній. Тому дослідження, які дозволили б кількісно та якісно оцінити деформацію хребтової артерії, що перекивається м'язом з подальшим визначенням гідравлічного опору, що при цьому виникає, є актуальними.

Проблема в загальному вигляді полягає у встановленні причин і наслідків негативного впливу сусідньорозташованих м'язів на артерії середнього розміру.

Проблема пов'язана із важливими науковими і практичними завданнями розробки радикальних методів лікування патології хребтових артерій шийного відділу людини.

В літературних джерелах наявна значна кількість результатів досліджень механіки судин та гідравліки крові [1]. Розглядаються різноманітні характеристики артерій та особливості течії в них рідини [2, 3]. Ряд публікацій присвячено вивченню особливостей зміни форми артерій шийного відділу при їх стисканні спіралевидним м'язом [4, 5]. Досліджень направлених на розрахунок напружено-деформативного стану артерій при їх стисканні та відповідних змін гідравлічних характеристик артерій із врахуванням специфіки руху крові і літературних джерелах не виявлено.

До невирішених раніше частин загальної проблеми відносяться знаходження напружено-деформованого стану хребтової артерії, яка стискається спіралевидним м'язом та визначення на цій основі гідравлічного опору стиснутої артерії із врахуванням специфічних особливостей руху крові.

Артерія при наявності патології являє собою складний об'єкт досліджень, який потребує неординарних методів. Доцільним є проведення міждисциплінарних досліджень фахівцями в галузі медицини та механіки. Ефективним є застосування фундаментальних положень механіки деформованого тіла та методів гідромеханіки [6].

Мета дослідження - дослідити встановлення напружено-деформованого стану хребтової артерії, що стискується м'язом та визначення залежності гідравлічного опору від ступеня перекриття хребтової артерії.

Задачами досліджень є встановлення особливостей геометричних, механічних та гідравлічних характеристик хребтової артерії, де наявне її стискання спіралевидним м'язом та визначення зміни параметрів течії крові у звуженій артерії.

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ

Характеристика об'єкта та предмета досліджень

Хребтові артерії відносяться до артерій середнього розміру. Їх діаметр знаходиться в межах $d=3,5-4,5$ мм. Хребтові артерії розташовані паралельно сонним артеріям (рис. 1) і забезпечують подачу крові до всіх органів голови.

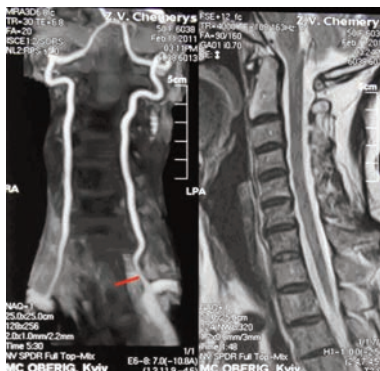


Рис. 1. Ангіограма артерій шийного відділу (стрілками показано місця звуження хребтових артерій)

В нормальному стані в артерії має місце рух крові близький до ламінарного. Швидкість руху крові в артеріях не перевищує 0,5 м/с. Артерії мають незначну конфузорність, що стабілізує течію крові і зменшує ймовірність вихроутворення. При стисненні артерій спіралевидними м'язами спостерігається їх компресія (зменшення прохідного перетину). Це має місце на початкових ділянках артерій і спостерігається на ангіограмах (показано стрілками на рис. 1). Звуження артерій носить складний просторовий характер. Для дослідження зміни форми артерії проведено математичне моделювання її напружено-деформованого стану.

Хребтова артерія контактує з іншими органами, зокрема з м'язами. У випадку хребтової артерії контакт із спіралевидним м'язом приводить до компресії (перетискання) артерії та зменшення кровотоку в ній.

Визначено напружено-деформований стан артерії перекритої м'язом. Розрахунки проведені з використанням метода скінченних елементів [7].

Метод скінченних елементів (МСЕ) – технологія, що дозволяє провести аналіз напружено-деформованого стану об'єкту за його тривимірною моделлю.

МСЕ дозволяє достатньо точно визначити напрямок та величину деформацій у точках (вузлах) моделі, а також напруження, що виникають у цих точках.

Згідно методу тривимірна модель розбивається за допомогою сітки на велику кількість скінченних елементів. Точність моделювання залежить від кількості елементів, чим їх більше, тим вища точність.

В процесі моделювання програмний комплекс розв'язує рівняння, які описують напружено-деформований стан для кожного скінченного елемента моделі. Результати розрахунків у більшості випадків візуалізуються.

Важливо було правильно встановити форму м'язу, що взаємодіє із артерією, схему за якою він навантажується, а також яким чином він контактує з артерією. Згідно із літературними джерелами [3,4] м'яз має спіралевидну форму і по всій довжині прилягає до артерії та навантажується аксіально.

Для даної схеми навантаження проведено розрахунок напружено-деформованого стану артерії, що перетискається (рис. 2а).

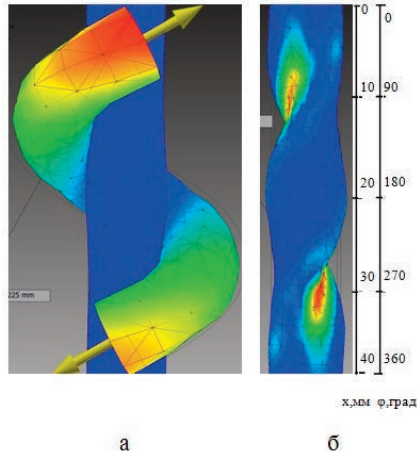


Рис. 2. Схема навантаження (а) та типова деформація хребтової артерії (б)

Навантаження, що створюється м'язом є досить значним і лежить у широких межах [3]. Воно є достатньо великим і порівнянні із силами жорсткості стінок артерії. Тому оцінювалися насамперед форма стінки навантаженої артерії та визначалися області максимальних деформацій при різних величинах навантаження. Прийняті пружні властивості матеріалів артерії та м'яза отримані з літературних джерел [6].

При проведенні моделювання методом МСЕ навантаження, що приклалися до артерії варіювалися. В результаті дії зовнішніх зусиль артерія приймала форму близьку до спіральної на навантаженої ділянці (рис. 2б).

Стиск артерії має місце на довжині $x \leq 40 \text{ мм}$

При цьому стиснений перетин повертається по гвинтовій лінії на кут.

$\varphi \leq 200^\circ$

Стиск артерії залежить від величини напруження спірального м'яза (рис. 3).

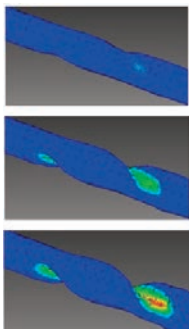


Рис. 3. Послідовні кадри компресії артерії при збільшенні напруження спірального м'яза

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Математична обробка даних моделювання показала яким чином змінюється форма поперечного перетину артерії в залежності від навантаження. Визначено яким чином змінюється форма поперечного перерізу по довжині та чисельно знайдено цю зміну. Форма поперечного перетину артерії при навантаженні змінюється від кругової до серповидної. Встановлено, що найбільше відношення площ поперечного перетину нормальної артерії та зі звуженням чисельно дорівнює восьми. Довжина ділянки з максимальним вууженням складає 20 мм, при загальній довжині артерії 200 мм. Проведені дослідження дали змогу встановити, що форма поперечного перетину каналу перетиснутої артерії може бути апроксимована деформованим еліпсом серповидного виду. Довжина великої вісі еліпса є сталою при різних зовнішніх навантаженнях. Розмір малої вісі змінюється, причому ця зміна є пропорційною до зміни площі поперечного перетину артерії. На основі одержаних даних були проведені розрахунки гідравлічних характеристик перетиснутої артерії. Це дозволило визначити перепади тиску в місці звуження артерії.

При стисненні артерії еритроцити, які рухаються по артерії, будуть деформованими. Поперечний перетин апроксимовано еліпсом із піввісьми a та b . Раніше показано, що при максимальному стисненні артерії площа перетину артерії зменшується у вісім разів. Тому визначити a та b можна із наступної залежності:

$$\frac{\pi d^2}{4} = 8 \cdot \pi ab. \quad (1)$$

Враховуючи, що $d=3,6$ мм знаходимо

$$b=0,23\text{мм}; a=1,85 \text{ мм}. \quad (2)$$

Для еліптичного каналу середня швидкість знаходиться за наступною залежністю [8-10]:

Для стаціонарного руху рідини при відсутності джерел маси в об'ємі рів-

$$V_{cp} = \frac{\Delta p}{4\mu l} \cdot \frac{a^2 b^2}{a^2 + b^2}, \quad \Delta p = p_1 - p_2, \quad (3)$$

де l - довжина каналу.

няння збереження мас в інтегральній формі має вигляд:

$$\iint_S V_n d\sigma = 0$$

Дане рівняння відповідає рівнянню нерозривності. Для еліптичного каналу з даного рівняння знаходимо витрату крові:

$$Q = \pi ab V_{cp}$$

Втрати тиску на ділянці з максимальним звуженням:

$$\Delta p = \frac{4 \cdot \mu \cdot l \cdot Q \cdot (a^2 + b^2)}{\pi \cdot a^3 \cdot b^2} \quad (4)$$

Розрахунок згідно залежності (4) для значень параметрів (2) дає значення перепаду тиску на деформованій ділянці артерії:

$$\Delta p = 5237 \text{ Па} = 39 \text{ мм.рт.ст.}$$

Втрати напору при звуженні та розширенні каналу є незначними. Порівнявши знайдене значення втрат напору для звуженої артерії із втратами напору по довжині у артерії без компресії, що не перевищують 2-3 мм.рт.ст. згідно літературних джерел [2], а також проведених попередніх розрахунків, можна зробити висновок, що гідравлічні втрати значно стиснутої артерії збільшуються у 10-20 раз.

Проведено порівняння отриманих результатів із наявними в літературних джерелах [8], підтвердило достовірність проведених розрахунків.

Розрахунки проведено для артерій із різними площами поперечного перетину. Результати представлені у вигляді кривих залежності втрат напору від площі поперечного перерізу каналу.

Результати гідравлічних розрахунків підтверджують значне зростання гідравлічного опору при зменшенні площі поперечного перетину артерії у 5-8 разів.

Гідравлічні втрати в основному обумовлюються звуженою ділянкою артерії, що апроксимована еліпсом, або щілиною і в набагато меншій мірі звуженням та розширенням потоку та іншими гідравлічними втратами.

Розрахунки гідравлічного опору проведені на основі геометричних параметрів отриманих МСЕ. Це насамперед форма поперечного перерізу у місцях із середнім та максимальним стисненням артерії та закрутка криволінійного каналу по довжині артерії.

Як показано раніше звужена ділянка артерії має вигляд гвинтового каналу. Тому в артерії має місце гвинтовий рух крові, що збільшує гідравлічний опір стисненої ділянки. Кручення каналу визначено в результаті розрахунку напружено-деформованого стану артерії. У гвинтовому каналі має місце переміщення еритроцитів із набуттям ними обертового руху.

Для визначення додаткового перепаду тиску, обумовленому гвинтовим рухом крові використовуємо рівняння зміни моменту кількості руху. Воно встановлює співвідношення між моментами кількості руху елементів рідкого середовища і має вигляд [8]:

$$\int_W \mathbf{r} \times \rho \frac{dV}{dt} dW = \int_S \mathbf{r} \times p_n d\sigma, \quad (5)$$

де знак \times визначає векторний добуток векторів; \mathbf{r} – радіус-вектор довільної точки в середині контрольного об'єму W ; ρ – середня густина крові.

Інтеграл в правій частині формули (5) обчислено наближено. Прийнято, що стиснутий перетин артерії має невелику товщину. Для контрольного об'єму одиничної довжини маємо:

$$\iint_S \rho r \times P_n^\rho d\sigma = R \cdot \frac{\Delta P \cdot S \rho}{\cos \gamma} i \quad (6)$$

де R – середній радіус стисненого перетину відносно вісі артерії, S – площа стисненого перетину, γ – кут нахилу гвинтової траєкторії руху крові в стисненому перетині; i – ортотичної в циліндричній системі координат.

Для обчислення інтеграла в лівій частині рівняння визначимо похідну швидкості у вигляді [7]:

$$\frac{dV^\rho}{dt} = \frac{\partial V^\rho}{\partial t} + \left(V^\rho \cdot \nabla \right) V^\rho, \text{ де } \nabla - \text{оператор Набла.}$$

$$\text{Для стаціонарного руху } \frac{\partial V^\rho}{\partial t} = 0.$$

Проекція інтеграла в правій частині (5) на напрямок дотичної:

$$\iiint_W \rho r \times \rho \frac{dV^\rho}{dt} = \rho V_n^2 \operatorname{tg} \gamma \cdot S \cdot i_\varphi^\rho \quad (7)$$

Прирівнявши праві частини (6) і (7) визначимо перепад тиску обумовлений гвинтовим рухом крові в залежності від витрати:

$$\Delta p = \rho \frac{Q^2 \operatorname{tg} \gamma \cdot \cos \gamma l}{S^2 R} \quad (8)$$

Розрахунки по формулі (8) були представлені в графічному вигляді. Із порівняння результатів розрахунків випливає, що гвинтовий рух потоку крові дещо підвищує втрати напору. Особливо це проявляється при значних стисненнях артерії. При помірному стисненні гвинтовий рух підвищує перепад тиску на 10-15%.

В результаті розрахунку напружено-деформованого стану ділянки хребтової артерії, деформованої спіралевидним м'язом встановлено, що перетин артерії набуває серповидної форми довжиною близько 4 мм та шириною близько 0,5 мм, а сама артерія утворює гвинтовий криволінійний канал довжиною 18-22 мм, який відповідає кроку гвинтової лінії та має вхідну ділянку звуження (конфузорності) та вихідну ділянку розширення (дифузорності) довжиною близько 10 мм кожна.

На основі розрахунку основних параметрів еритроцита, встановлено, що він має три рівні по об'єму та площі мембрани конфігурації: двояко ввігнутий диск, сплюснутий та витягнутий еліпсоїди обертання. При цьому при незначних напруженнях зсуву у рухомій крові, які характерні для течії в артерії без стиснення, еритроцит набуває форми близької до сплюсненого еліпсоїду, а при великих напруженнях зсуву, які характерні для місця звуження артерії, його форма буде близькою до витягнутого еліпсоїду обертання.

Показано, що при невеликих напруженнях зсуву еритроцит обертається, а при значних напруженнях він перестає обертатися, а його мембрана здійснює інтенсивний циркуляційний рух відносно малорухомого рідкого вмісту еритроциту. Цим забезпечується рух крові з характеристиками близькими до ламінарного та стабілізується течія в пристінному шарі унеможливаючи вихроутворення та відрив потоку крові від стінки артерії на дифузійній ділянці звуження.

ВИСНОВКИ

1. Визначено, що при деформації артерії, яка відповідає зменшенню її площі в 5-8 разів різко зростає перепад тиску на стиснутій ділянці. При цьому перепад тиску може сягати 20 мм.рт.ст. і вище, що в десятки раз перевищує перепад тиску в артерії без стиснення.

2. Наявність гвинтового каналу при стисненні підвищує перепад тиску на 10-15%.

3. Як напрямки подальших досліджень рекомендується визначити гідравлічні характеристики всього комплексу артерій шийного відділу людини врахувавши при цьому можливість компресії обох хребтових артерій.

Література

1. Черняк В.А. Современные аспекты хирургической профилактики ишемического инсульта / В.А. Черняк // Практична ангіологія. – 2012. – № 2/1 — С. 21-29.

2. Скобцов Ю.А. Моделирование и визуализация поведения потоков крови при патологических процессах / Ю.А. Скобцов, Ю.В. Родин, В.С. Оверко. — Донецк: Издатель Заславский А.Ю., 2008. — 212 с.

3. Аналіз клінічних варіантів та форм синдрому хребтової артерії у хворих з екстравазальною компресією в сегментах V1-V2 залежно від віку / В.Г. Мішалов, Л.М. Яковенко, В.А. Черняк [та ін.] // Серце і судини. – 2011. – №2 (34). – С. 57-64.

4. Клініко-доплерографічні кореляції та результати інструментальних методів діагностики синдрому хребтової артерії у хворих з екстравазальною компресією в сегменті V1-V2 / В.Г. Мішалов, В.А. Черняк, В.В. Сулік [та ін.] // Серце і судини. – 2011. – № 4 (36). – С. 9-16.

5. Спосіб відновлення кровотоку в басейні хребтової артерії людини: Пат. на корисну модель №54580 (UA) МПК А 61 В 17/00 / Мішалов В.Г., Черняк В.А., Сулік В.В., Дибкалюк С.В., Сулік Р.В., Сулік В.К., Сулік С.І.; заявник і патентотримувач Національний медичний університет ім. О.О.Богомольця. – № і 201008493; заявл. 07.07.10; опубл. 10.11.10. Бюл. №21.

6. Дибкалюк С.В. Математичне моделювання пружно-регуляторних та гідравлічних характеристик хребтових артерій шийного відділу людини / С.В. Дибкалюк, В.А. Черняк, С.В. Струтинский // Промислова гідравліка і пневматика. – 2013. – №2(40). – С.47-56.

7. Черняк А.В. Использование силиконовых герметиков в качестве наполнителей при изготовлении аналитических коррозионных препаратов полых трубчатых органов / А.В. Черняк, Ю.В. Малеев, В.В. Стекольников. // Вестник морфологии. – 2010. – №16(1). – С.217-220.

8. Чен, Р. К. С. Autodesk Inventor / Р. К. С. Чен. – М.: Лори-пресс, 2002. - 568 с.

С.В.Дыбкалюк, В.А.Черняк, В.Ю.Зоргач,
В.В.Удовиченко, В.В. Сулик

**Изучение упруго-регуляторных и гидравлических характеристик
компрессии позвоночной артерии в нижнем шейном отделе
позвоночника методом математического моделирования
Национальная медицинская академия последипломного
образования имени П.Л. Шупика,**

Национальный медицинский университет им. О.О. Богомольца

Цель. Определение напряженно-деформированного состояния позвоночной артерии, которая сжимается мышцей и определение зависимости гидравлического сопротивления от степени перекрытия позвоночной артерии.

Материал и методы. При сжатии артерий спиралевидными мышцами наблюдается их компрессия (уменьшение проходного сечения). Это имеет место на начальных участках артерий и наблюдается на ангиограммах. Определено напряженно-деформированное состояние артерии, перекрытой мышцей. Расчеты проведены с использованием метода конечных элементов. Метод конечных элементов (МКЭ) - технология, позволяющая провести анализ напряженно-деформированного состояния объекта по его трехмерной модели. В процессе моделирования программный комплекс решает уравнения, которые описывают напряженно-деформированное состояние для каждого конечного элемента модели. Результаты расчетов в большинстве случаев визуализируются. Сжатие артерии имеет место на длине. При этом сжатый поперечник вращается по винтовой линии на угол. Сжатие артерии зависит от величины напряжения спиралевидной мышцы.

Результаты. Форма поперечного сечения артерии при нагрузке меняется от круговой до серповидной. Установлено, что наибольшее отношение площадей поперечного сечения нормальной артерии и с сужением численно равна восьми. Длина участка с максимальным пережатием составляет 20 мм, при общей длине артерии 200 мм. На основе полученных данных были проведены расчеты гидравлических характеристик пережатой артерии. Это позволило определить перепады давления в месте сужения артерии. Результаты гидравлических расчетов подтверждают значительный рост гидравлического сопротивления при уменьшении площади поперечного сечения артерии в 5-8 раз.

Из сравнения результатов расчетов следует, что винтовое движение потока крови повышает потери давления. При умеренном сжатии винтовое движение повышает перепад давления на 10-15%.

Выводы. Установлено, что при деформации артерии, которая соответствует уменьшению ее площади в 5-8 раз, резко растет перепад давления на сжатом участке. При этом перепад давления может достигать 20 мм.рт.ст. и выше, что в десятки раз превышает перепад давления в артерии без сжатия. Наличие винтового канала при сжатии повышает перепад давления на 10-15%.

Ключевые слова: позвоночная артерия, математическое моделирование, компрессия.

**S. V. Dybkaliuk, V. A. Cherniak, V. Yu. Zorgach,
V. V. Udovychenko, V. V. Sulyk**

Study of elastic-regulating and hydraulic characteristics of vertebral artery in low cervical spine by mathematical modeling method

**Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education,
O.O. Bogomolets National Medical University**

Summary. The blood vessel system of a human being consists of arteries and veins and contacts with muscles. It can be a reason of arterial compression and blood stream regression. That's why the investigations that can quantitative and qualitative estimate the deformation of vertebral artery and give the calculation of hydraulic resistance are of great importance.

Aim. To determine the shape of the deformed artery by the spiral muscle and to define the pathological changes in the hydraulic characteristics of the artery on the deformed section.

Material and methods. The local place of extravessel compression of vertebral artery can be seen on MRI-angiograms of brahiocephalic arteries with or without contrasting. There was determined strain-deformed condition of the artery, compressed by paravertebral muscle, performed by mathematic modeling method of final elements. Method of final elements is a technology, which allows us to conduct the analysis of strain-deformed condition of the subject by its three-dimensional model. During the modeling process the programme complex performs the calculation of strain deformity condition for every final element of the whole model. The artery can be compressed on the length $x \leq 40$ mm. In this moment the place of impression is at the angle of 200 degrees (). Compression of the artery depends on the strain of spiral muscle.

Result. The form of transverse dissection of the artery changes from circular to crescent. It was determined that the major correlation of transverse dissection square in normal and compressed artery is eight. The length of place with maximal narrowing is 20 mm and the total length of artery makes up 200 mm. On the basis of the obtained results there was made the calculation of hydraulic characteristics of compressed artery. The results of hydraulic calculations confirm the increased hydraulic resistance in time of diminishing arterial transverse dissection in 5-8 times.

In moderate compression the screw stream raises the change of pressure on 10-15%.

Conclusions. It was determined that during the deformation of the artery with the decrease of its transverse dissection on 5-8 times, the change of pressure has been growing sharply. The presence of the screw canal during the compression increased the change of pressure by 10-15%.

Key words: vertebral artery, mathematic model, compression.

Відомості про авторів:

Дибкалюк Сергій Віталійович – к.мед.н., доцент кафедри ортопедії і травматології №1 НМАПО імені П.Л.Шупика. Адреса: Київ, вул. Кондратюка, 8, тел.: (044) 432-25-79.

Черняк Віктор Анатолійович – д.мед.н., професор кафедри хірургії №4 НМУ імені О.О.Богомольця. Адреса: Київ, бульв. Шевченка, 13, тел.: (044) 255-15-48.

Зоргач Віталій Юрійович – к.мед.н., лікар УЗ-діагностики. Адреса: Київ, вул. Кондратюка, 8.
Удовиченко Владислав Валерійович – к.мед.н., зав. відділення рентгенології клініки «Оберіг». Адреса: Київ, вул. Зоологічна, 3.

Сулік Володимир Володимирович – аспірант кафедри хірургії №4 НМУ імені О.О.Богомольця. Адреса: Київ, бульв. Шевченка, 13.