

УДК: 617.55-001-089.844

Лисенко Р.Б.

ЗАСТОСУВАННЯ ЕЛЕМЕНТІВ КОНСТРУЮВАННЯ ПРИ АЛОПЛАСТИЦІ ДЕФЕКТІВ ЧЕРЕВНОЇ СТІНКИ

Вищий державний навчальний заклад України "Українська медична стоматологічна академія" (м. Полтава)

У роботі представлені результати вивчення особливостей конструювання при алопластиці дефектів черевної стінки. При виконанні планування алопластики з приводу дефекту черевної стінки хірургу необхідно враховувати не тільки розмір, розташування дефекту, стан навколишніх тканин, наявність чи відсутність додаткових дефектів, але й тип імплантату, його будову, розмір, фізико-механічні показники, спосіб розташування в тканинах черевної стінки та вид фіксації.

Ключові слова: дефект черевної стінки, алопластика, конструювання.

Дана робота є фрагментом НДР кафедри хірургії №3 „Морфологічні і функціональні порушення органів та систем організму при гострій та хронічній хірургічній патології, оптимізація діагностики та лікувальної тактики, прогнозування, профілактика та лікування післяопераційних ускладнень” (номер державної реєстрації 0112006302).

Вступ

Конструкцію можна визначити як матеріальне утворення будь-якого виду, призначене для того, щоб витримувати навантаження. Вивчення конструкцій – одна з традиційних галузей науки.

Конструкції проходять через усе наше життя, і ми не можемо дозволити собі нічого про них не знати. Крім того, будь-яка тварина, орган, тканина і майже будь-який продукт людської праці повинні витримувати більші або менші механічні навантаження не руйнуючись, так що практично всі предмети навколо нас є того чи іншого виду конструкціями.

Говорячи про конструкції, ми інколи замислюємося про те, чому з часом руйнуються будівлі і мости, розвалюються машини і літаки та інше. Але чомусь не задумуємося про біологічні конструкції та їх біофізичні особливості руйнування. У сьогоднішньому світі, подобається нам це чи ні, ми прив'язані до тієї чи іншої форми сучасних технологій і зобов'язані прагнути до того, щоб продукт нашої діяльності працював надійно й ефективно, а це немислимо без грамотного розрахунку конструкцій. Зазвичай є кілька можливих шляхів руйнування конструкцій, але ламаються вони, природно, способом, що вимагає найменших зусиль, і саме про цей спосіб часто ніхто не здогадується, не кажучи вже про якість розрахунків.

У той же час ми не можемо повністю уникнути математики, яка, як кажуть, зародилася у Вавилоні – можливо, саме після падіння горезвісної Вавилонської вежі. Для вченого та інженера математика – це знаряддя, для математика-професіонала – релігія, а для звичайної людини – камінь спотикання [2]. Але все ж усі ми безперервно використовуємо математику. Аналізуючи ту чи іншу ситуацію за допомогою математики, ми в дійсності створюємо робочу модель досліджуваного предмета. При цьому ми сподіваємося, що наша модель, або математичний аналог реальності, з одного боку, має досить багато спільного з реальним предметом, а з іншого – дозволяє нам зробити якісь корисні передбачення. Математичне моделювання як нормальних фізіологічних, так і патологічних процесів зараз є одним із найактуальніших напрямків у наукових дослідженнях [1, 7].

Хоча досить очевидно, що питання міцності, жорсткості і в'язкості мають відношення до медицини та зоології, лікарі та біологи довгий час не хотіли цього розуміти. Треба думати, таке ставлення частково пояснюється різницею в температурах і відсутністю спільної з інженерами мови, а можливо тут позначаються також неприйняття математизованих інженерних понять і страх перед ними. Проте не можна не погодитися з тим, що "вищі поверхи" теорії пружності

дуже важкі математично, але не менш справедливо й те, що такого роду теорія рідко буває потрібна інженерам-проектувальникам. Те, що буває дійсно необхідно в більшості випадків, зможе легко зрозуміти будь-яка розумна людина, якщо побажає вникнути в суть предмета.

Хірургів не вчать тому, як вирахувати наскільки деформується під навантаження тканина. Так що не дивно, що більшість з них, мабуть навіть не усвідомлюють, що об'єкти їхньої творчості відносяться до конструкцій. Дуже багато людей, це відноситься й до хірургів, не люблять теорії і, як правило, не дуже слухають теоретиків. Тим більше, якщо мова йде про жорсткість і пружність. Проте в деяких галузях конструювання люди-практики століттями діяли на свій власний розсуд. Стародавні будівельники, теслі, корабели працювали на совість і, мабуть, навіть не замислювалися над тим, чому конструкція здатна витримувати навантаження. Інтуїтивне розуміння можливих слабкостей, властивих матеріалам і конструкціям, – одна з найбільш цінних якостей інженера і ніякі інші інтелектуальні властивості не можуть його замінити.

Конструкції зроблені з певних матеріалів, тому можливо говорити як про конструкції, так і про матеріали, однак в дійсності між ними і іншими немає чітко розмежованої лінії. Сталь безсумнівно матеріал, а міст через річку – безсумнівно конструкція, але от армований бетон, дерево, живі тканини мають досить складну будову, а тому їх можна розглядати окремо і як матеріали, і як конструкції [2, 7].

Застосування сітчастих імплантатів різної конфігурації з метою хірургічного лікування хворих із дефектами черевної стінки зараз дуже поширене та сягає 95% всіх операцій такого роду і дозволяє суттєво покращити результати [5]. У пошуках шляхів зменшення кількості рецидивів за останні роки була розроблена концепція "ненатяжної" пластики з використанням синтетичних імплантатів. Але рецидиви після алопластики сягають 10 %, а при складних дефектах живота – 30 % та більше [5, 6]. Однією з причин цього є зшивання різних за фізичними властивостями тканин.

Відомо багато способів алопластики із різними варіантами розташування імплантату в черевній стінці. Найчастіше використовуються методики onlay та sublay. При цьому поряд із технікою оперативного втручання важливе значення мають характеристики імплантату.

Останнім часом з'явилися повідомлення про міграцію, сигароподібну деформацію, shrinking-ефект і навіть розрив сіток після їх імплантації [4, 5, 6]. Існують дані про зменшення розмірів поліпропіленової сітки при вrostанні тканин. Після імплантації, в залежності від м'якості, виникає скорочення сіток до 75%

первинного розміру, що зменшує надійність пластики [4, 6].

Досі залишається невирішеним питання: який найбільш ефективний вид та розмір сітчастого імплантату, спосіб його розташування та фіксації при пластичній дефекті черевної стінки?

Залежність між напруженням та деформацією у більшості випадків на даний час добре відома, однак дані про роботу руйнування м'яких біологічних тканин майже відсутні. Сучасна медицина являє собою, в основному, експериментальну науку з величезним емпіричним досвідом впливу на перебіг тих чи інших захворювань різноманітними способами. Щодо досконалого вивчення певних процесів у біологічних тканинах, то їх експериментальне дослідження є обмеженим, і найбільш ефективним апаратом їх дослідження може бути математичне моделювання. Механіко-математичні моделі реакції певної механічної системи на динамічні навантаження можна використовувати як інструмент для вивчення різноманітних параметрів її функціонування [1].

Мета дослідження

Вивчення деяких конструктивних особливостей при алопластиці дефектів черевної стінки.

Об'єкт та методи дослідження

Об'єктом дослідження є особливості конструювання при алопластиці дефектів черевної стінки. Предмет дослідження - біомеханічні особливості тканин черевної стінки щодо деформації. Методи дослідження - біофізичні, механіко-математичні.

Уже у 1676 р. Гук розумів, що опір твердих тіл механічним навантаженням виникає внаслідок сил протидії, а також, що будь-яке тверде тіло змінює свою форму, розтягуючись, і ці зміни форми дозволяють твердому тілу викликати силу протидії. Основний закон механіки: Дія дорівнює протидії за величиною і протилежна їй за напрямком. Надалі розвитку набула

теорія пружності - наука про співвідношення між силами і зміщеннями в матеріалах і конструкціях.

Під деформацією розуміють зміну об'єму чи форми тіла під дією зовнішніх сил. Деформація $E = \text{подовження} / \text{під дією навантаження по відношенню до первинної довжини } L$ ($E = l/L$). Напруження S (кгс/см^2) = навантаження P / площа A ($S = P/A$). Модуль Юнга = напруження S / деформацію E [2]. Він є мірою пружності або, податливості, і характеризує жорсткість (пружність) даного матеріалу. Зараз модуль Юнга вважається фундаментальним поняттям - воно є оновним в інженерній справі, в матеріалознавстві і починає добиратися до біології.

Жорсткість і міцність - властивості різні. Міцність - це напруження, що необхідне для руйнування матеріалу. Міцність сітчастих ендопротезів визначається їх складом і структурою. Використання більш товстих ниток забезпечує підвищення міцності імплантатів, але при цьому різко підвищується їх жорсткість і матеріалоемність. Це може бути причиною збільшення запальних реакцій на імплантат у ранньому післяопераційному періоді і підсилення відчуття ригідності черевної стінки, появі хронічного болю у різьному післяопераційному періоді. На тяжких сітках з дрібними порами формується міцний, але товстий, грубий і жорсткий рубець, що негативно впливає на функціонування черевної стінки і якість життя пацієнта. Значення модуля Юнга та міцність на розрив для різноманітних матеріалів представлені в таблиці №1 [2, 7].

На думку багатьох авторів, будова сполучної тканини залежить від функціональних особливостей, зокрема біомеханічної функції. Властивості тканин щодо розриву та модуль Юнга у колагенових волокнах різних порядків несуттєво розрізняються. Головним фактором, що впливає на архітектоніку волокон, є сила та вектор розподілення навантаження на тканину.

Таблиця 1.
Значення модуля Юнга та міцність на розрив для різноманітних матеріалів.

Матеріал	Модуль Юнга МН/м ²	Міцність на розрив МН/м ²
Гума	7	350
М'язова тканина	0,2	0,1
Хрящ людини	24	3
Сухожилок людини	600	82
Кістка людини	21000	110
Нейлон	7000	1050

Характеристики щодо в'язкості і механічні властивості залежать від часу, виду механічного навантаження і його напрямку. Міцність на розрив, що необхідна хірургічним імплантатам, які використовуються для реконструкції черевної стінки, при великих дефектах повинна бути не менше ніж 32 Н/см², а при невеликих - 16 Н/см². Враховуючи, що міцність на розрив абдомінальної фасції (апоневрозу) складає 60-80 Н/см² по горизонталі і 20-30 Н/см² - по вертикалі [4], та коли міцність сітчастих імплантатів вздовж петельного стовпчика суттєво відрізняється від такої вздовж петельного ряду, необхідно розташовувати імплантати у напрямку з більшою міцністю по горизонталі. Важливе значення має стабільність розмірів сіток у всіх напрямках. Більшість виробників розробили та випускають імплантати з достатньо близькими подовженням і міцністю в подовжньому та поперечному напрямках. Але у випадку, наприклад Parietex, Ultrapro, виробники рекомендують розташовувати їх у напрямку з більшим подовженням поперек черевної стінки,

тобто по горизонталі, оскільки еластичність останньої в цьому напрямку вища, ніж у подовжньому.

При виконанні алопластичних реконструктивних операцій у більшості випадків не враховуються фізико-механічні показники сітчастих імплантатів. Для нового покоління імплантатів подовження при підпороговому навантаженні 16 Н/см² рекомендується не більше 20-30%. Зменшення розтягуваності імплантатів призводить до ригідності черевної стінки (тяжкі сітки). Обмеження розтягуваності імплантатів забезпечує стабільність черевної стінки і об'єму черевної порожнини. Надлишкова розтягуваність може призвести до досить значного випинання черевної стінки, що може викликати у пацієнтів відчуття рецидиву грижі (Vupro).

Однак, вже через 30 діб основне навантаження у всіх напрямках сприймає сформована навколо імплантату капсула [4, 5]. Тому механічні характеристики імплантатів після їх проростання сполучною тканиною в основному визначаються властивостями рубця.

Черевну порожнину умовно можливо представити

як циліндр, при поперечному зрізі якого утворюється коло. Дугою кола називається частина кола між його двома точками. Хордою називається відрізок, який сполучає дві точки кола [3]. При алопластиці за методикою sublay сітчастий імплантат розташовується за напрямком хорди, хоча мав би бути за ходом дуги кола. При виконанні оперативних втручань з приводу невеликих дефектів різниця між довжиною хорди і дуги кола не суттєва, але у випадку великих дефектів – значима. При таких обставинах випадає круговий сегмент кола, що є причиною підвищення внутрішньо-черевного тиску та розвитку подальших ускладнень. Для попередження даних ускладнень необхідно застосовувати імплантати з дещо більшою розтягнутістю (наприклад Ultrapro), пропорційною до зменшення об'єму черевної порожнини, але з надійною фіксацією до опірних тканин, або розташування тяжких сіток (Prolen) більших розмірів за ходом дуги кола.

Результати дослідження та їх обговорення

Як виявилось, розуміння справжніх причин того, чому взагалі можуть працювати конструкції і чому вони ламаються, дається зі значно більшими труднощами і вимагає значно більшого часу, ніж можна було б очікувати.

Конструкції повинні бути міцними, що витримують певні навантаження, і ми можемо вдосконалювати всякого роду рукотворні споруди, враховуючи ці вимоги, у тому числі і щодо живих біологічних конструкцій.

Важливо усвідомити, що виникнення зміщень у кожній конструкції внаслідок дії навантаження є нормальним. Зміщення у конструкціях – не дефект, а важлива властивість, без якої жодна конструкція не могла б працювати. Величина зміщень залежить від двох факторів:

- від розміру і геометричної форми конструкції;
- від матеріалу, із якого зроблена конструкція.

Враховуючи основний сучасний постулат герніології про пластику без натягу (напруження), то чим більша площа імплантату (A), тим менше напруження /натяг (S) в тканинах при стабільному навантаженні (P). Так як максимальний внутрішньочеревний тиск при кашлі – 20 кПа, то його можна вважати граничним. Більш широкий оперативний доступ, роз'єднання та розшарування тканин у межах їх анатомо-фізіологічних можливостей дозволяють виконати більш поширену мобілізацію клаптів тканин для закриття поряд розташованих дефектів черевної стінки і таким чином зменшити їх натяг (напруження, згідно формули $S = P/A$). Тому для досягнення якнайкращого ефекту і зменшення негативних наслідків необхідно забезпечити оптимальне натягнення тканин.

Однак до сьогодні такі величини, як глибина та межі відшарування клаптя, залишаються емпіричними і залежать від досвіду хірурга, що часто призводить до додаткової деформації цієї ділянки та розвитку ускладнень. Проведені нами біомеханічні дослідження вказують на неможливість єдиного підходу до оптимізації методик мобілізації країв дефектів у різних топографоанатомічних ділянках черевної стінки. Для кожної окремо взятої ділянки є чіткі межі відшарування та ступінь можливого натягу тканин у межах пластичної деформації. Усі оперативні втручання повинні виконуватись за принципом максимальної деформації структур, але строго в межах пластичної деформації враховуючи глибину, межі відшарування клаптів та належність їх до різних топографоанатомічних ділянок черевної стінки. Будь-яке переміщення клаптів створює деформований, тобто напружений, стан тканин,

який призводить до реалізації сукупності біологічних репаративних процесів у зоні, що мобілізується.

Якщо проводити аналогію, то той чи інший варіант алопластики черевної стінки можна порівняти із мостобудуванням. Сучасні мости використовуються в будівництві, стоматології і відрізняються великим різноманіттям форм. Найпростіша з них є балочна, яку можливо порівняти із стандартними видами алопластик, але для закриття складних дефектів даний тип не відповідає всім вимогам. Тому є інші варіанти: консольні, підвісні, вантові, форми яких необхідно впроваджувати в герніологію.

При вирішенні подібних завдань виникають невідзначеності при пошуку напруги і деформацій у точках прикладання сили. Тому повинно застосовуватися розподілене навантаження, що моделює сили, які виникають у місці дефекту після зшивання тканини.

Деформація відбувається в два етапи: розтягнення постійним навантаженням і релаксація розтягнутого клаптя. При вирішенні цього завдання вважається, що перший етап, тобто розтягування постійною силою, відбувається достатньо швидко. Тому основним завданням є розгляд релаксації напруги, що відбувається в тканинах з часом. Враховуючи одержані результати, можливо зробити висновок, що з віком для досягнення величини у межах пластичної деформації час навантаження на тканини зростає, при цьому сила навантаження суттєво зменшується.

Дійсна напруга в якомусь не відомому заздалегідь місці конструкції може набагато перевищувати обчислену. Для повної безпеки роблять найбільшу обчислену існуючу напругу багато меншою – в декілька разів, – ніж міцність матеріалу, знайдена шляхом руйнування протист, однорідних його зразків, що навантажувалися в лабораторній установці. Цю процедуру називають введенням коефіцієнта запасу.

Причиною невдач після операцій найчастіше всі схильні визнавати дефекти матеріалу або тканин, а не якісь інші причини. Міцність матеріалів дійсно змінюється від зразка до зразка, і завжди присутній деякий ризик, що для виготовлення конструкції використаний поганий матеріал. На практиці настільки великі розбіжності між розрахованою та дійсною міцністю завжди бувають викликані іншими причинами. Навіть у випадку крашних, найбільш стійких матеріалів цей захист тільки відносний і будь-яка конструкція в чомусь вразлива. Тому про коефіцієнт запасу іноді говорять як про коефіцієнт незнання.

Отвори, тріщини, надрізи, гострі кути та інші особливості поверхні, на які раніше не звертали уваги, підвищують локальну напругу; такі ділянки підвищених напруг можуть бути дуже малими, але наслідки – вельми драматичними. Навколо отвору або надрізу напруга може значно перевищувати напругу, що є руйнівною для даного матеріалу навіть у тих випадках, коли загальний середній рівень напруги невисокий і, згідно "дрібномасштабним" обчисленням, конструкція здається цілком безпечною. Слід зазначити, що не тільки отвори, тріщини та інші порожнечі можуть бути причиною зниження міцності матеріалу.

Викликати концентрацію напружень може, наприклад, і добавка матеріалу, якщо це призводить до різкого локального збільшення жорсткості. Так, якщо поставити латку з нового матеріалу на старий одяг або товстий лист броні на тонкий борт військового корабля, з цього не вийде нічого хорошого. Часткова міцність призводить до загальної неміцності. Причина тут у наступному: траєкторії напруг можуть настільки ж сильно притягуватися до більш жорсткої області (лат-

ки), як і відштовхуватися від ділянки з більш низькою жорсткістю (отвори). Будь-який елемент конструкції, що відрізняється від оточуючих його елементів своїми пружними властивостями, викликає концентрацію напруги і може бути небезпечним. Концентрація напружень може бути істотним моментом хірургії гриж живота, особливо при з'єднанні м'яких тканин черевної стінки жорсткими синтетичними протезами.

Таким чином, при виконанні планування алопластики з приводу дефекту черевної стінки хірургу необхідно враховувати не тільки розмір, розташування дефекту, стан навколишніх тканин, наявність чи відсутність додаткових дефектів, але й тип імплантату, його будову, розмір, спосіб розташування в тканинах черевної стінки та вид фіксації.

Висновки

Усі види алопластик черевної стінки необхідно розцінювати як біологічні конструкції, що призначені для того, щоб витримувати навантаження. Необхідно застосовувати елементи конструювання на етапах планування оперативних втручань з приводу дефектів черевної стінки, особливо складних, що потребують додаткових пластичних матеріалів. Для зменшення напруження (натягу) тканин при алопластиці необхідно використовувати більш широкі оперативні доступи, роз'єднання та розшарування тканин у межах їх анатомо-фізіологічних можливостей, імплантати більших розмірів. При плануванні алопластичних реконструктивних операцій, що пов'язані з широкою мобілізацією клаптів тканин для закриття поряд розташованих дефектів черевної стінки, потрібно враховувати межі анатомо-фізіологічних можливостей тканин щодо пластичної деформації всіх структур цієї зони. При виконанні алопластичних реконструктивних операцій з приводу дефектів черевної стінки необхідно враховувати фізико-механічні показники різновидів сітчастих

імплантатів. Точки фіксації імплантатів мають відповідати за фізичними властивостями (модуль Юнга, міцність на розрив) характеристикам імплантатів. Прагнучи підвищити міцність за допомогою додаткових матеріалів, варто задуматися, а чи не зменшиться вона насправді.

Перспективи подальших досліджень

Виходячи із вищезазначеного, дослідження потребує подальшого вивчення біомеханіки в ділянках складних дефектів черевної стінки, особливо з врахуванням опірних тканин. Розробка повної фізико-математичної трьохмірної моделі і числове рішення відповідного динамічного просторового завдання при алопластиці складних дефектів черевної стінки також є перспективною проблемою. Перспективним напрямком сучасної медицини може бути комп'ютерна реалізація віртуальних хірургічних операцій і прогнозування їх наслідків.

Література

1. Белоцерковский О.М. Компьютерные модели и прогресс медицины / О.М.Белоцерковский, А.С.Холодов. – М. : Наука, 2001. – 300 с.
2. Гордон Д. Конструкции, или почему не ломаются вещи / Гордон Д. – 2001. – 278 с.
3. Доценко І.Д. Геометрія. 7-11(12) / І.Д.Доценко, К.В.Гордова. – Полтава, 2008. – 95 с.
4. Жуковский В.А. Полимерные эндопротезы для герниопластики / Жуковский В.А. – СПб. : Эскулап, 2011. – 114 с.
5. Фелештинський Я.П. Експлантація сіток при ускладненнях алогерніопластики, показання та профілактика / Я.П.Фелештинський, В.Ф.Ватаманюк, С.В.О.виридовський, В.О.Дубенець // Львівський медичний часопис. – 2009. – Т.ХV. – №2. – С. 61-64.
6. Basoglu M. Late complications of incisional hernias following prosthetic mesh repair / Basoglu M., Yildiran M., Yilmaz I. [et al.] // Acta Chir Belg. – 2004. – №104(4). – P.425-428.
7. Wainwright S. A. Mechanical Design of Organisms / S. A.Wainwright, W. D.Biggs, J. D.Currey, J. M.Gosline // Edward Arnold. – 1976. – 212 p.

Реферат

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ КОНСТРУИРОВАНИЯ ПРИ АЛЛОПЛАСТИКЕ ДЕФЕКТОВ БРЮШНОЙ СТЕНКИ

Лысенко Р.Б.

Ключевые слова: дефект брюшной стенки, аллопластика, конструирование.

В работе представлены результаты изучения особенностей конструирования при аллопластике дефектов брюшной стенки. При планировании аллопластики по поводу дефекта брюшной стенки хирургу необходимо учитывать не только размер, расположение дефекта, состояние окружающих тканей, наличие или отсутствие дополнительных дефектов, но и тип имплантата, его строение, размер, физико-механические показатели, способ расположения в тканях брюшной стенки и вид фиксации.

Summary

APPLICATION OF DESIGN ELEMENTS IN ALLOPLASTY OF ABDOMINAL WALL DEFECTS

Lysenko R. B.

Key words: abdominal wall defects, alloplasty, design.

This paper presents the results obtained by studying the design peculiarities for alloplasty of abdominal wall defects. When the planning alloplasty on abdominal wall defects the surgeon must consider not only the size and the location of the defect, the condition of the surrounding tissue, the presence or absence of additional defects, but he should also take into account the type of graft, its structure, size, physical and mechanical properties, method of its placement in the tissues of the abdominal wall and the type of its stabilization.