

**ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ  
ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ПРИ  
ПАРАКОЛОСТОМИЧЕСКИХ И  
ВЕНТРАЛЬНЫХ ГРЫЖАХ**

КАЙРАТ ШАКЕЕВ, Д.М.Н.  
Карагандинской Медицинский  
Университет, Казахстан

СЕРГЕЙ ЖИТНИКОВ, К.Ф.-М.Н.,  
КОНСТАНТИН ФАЗЫЛОВ, К.Ф.-М.Н.  
Карагандинский Экономический Университет  
Казпотребсоюза, Казахстан

**Title:** THEORETICAL BASING OF ENDOPROSTHESIS REPLACEMENT FOR PARACOLOSTOMAL AND VENTRAL HERNIAS

**UDC:** 616.34-007.253-08-039.71-089+539.3+678.01

**Key words:** Aponeurosis, mechanical properties of aponeurosis, mathematical basing of endoprosthesis replacement of aponeurosis, hernia defectsplasty, intraoperative tensiometry data.

**Abstract:** Experimental examination of mechanical properties of aponeurosis allows to receive empirical data for quantitative measurement of aponeurosis. Based on such research, the paper develops the mathematical methods intended to provide objective information about desirability of endoprosthesis replacement for plasty of hernia defects using in the intraoperative tensiometry data

ISSN: 1804-0527 (online) 1804-0519 (print)

PP. 149-152

### Введение

В герниологии вопросы пластики грыжевых дефектов, несмотря на разработку новых эффективных способов, не всегда остаются решенными. Образование послеоперационных вентральных грыж остается актуальной, и до конца не изученной задачей, причем в 10-40% лапаротомии осложняются образованием послеоперационных грыж. Использование таких новых технологий как сетчатые эндопротезы, рассасывающийся шовный материал, внутрикожные косметические швы, позволяющие скрыть послеоперационные рубцы, не позволили снизить частоту рецидивов грыж. На сегодня не полностью изучены реакции тканей на инородное тело, иммунологическая реактивность и биосовместимость тканей (Шакеев, 2009).

Предложено множество способов пластики местными тканями, с использованием сетчатых эндопротезов, однако вопросы выбора вида пластики остаются субъективными.

Основой тензиометрического исследования апоневроза является оценка его напряженного состояния. Эта оценка должна выражаться количественно и подчиняется закономерностям теории упругости. Одной из сложностей изучения механических свойств апоневроза является ярко выраженная нелинейность математических уравнений, описывающих процессы деформации ткани апоневроза при сверхкритических напряжениях, возникающих при недопустимых как с физиологической точки зрения растяжениях, так и при возникающих патологических изменениях, что наглядно прослеживается в результатах эксперимента.

### Механические свойства апоневроза

Экспериментальные исследования механических свойств апоневроза позволяют получить необходимый эмпирический материал для выполнения количествен-

ных оценок его допустимой деформации. Задача экспериментального исследования была упрощена получением предельных значений механических характеристик апоневроза, что позволило выполнить измерения с ограниченной выборкой. Измерения проводились как с целью определения предельной прочности при нефизиологических растяжениях апоневроза, так и определения величины модуля Юнга при физиологически допустимых растяжениях ткани.

На Рисунке 1 представлена экспериментальная зависимость деформирующего образец усилия  $F$  в ньютонах (Н) от величины абсолютной деформации  $f$  в микрометрах в области нефизиологических деформаций.

Из рисунка видно, что экспериментальная зависимость удовлетворительно аппроксимируется линейной функцией. Как показывает численный расчет, линейная аппроксимация зависимости механического напряжения  $\sigma$  (в паскалях) от величины относительной деформации  $\varepsilon$  представляется формулой

$$\sigma = 79 \cdot 10^5 - 9,79\varepsilon \quad (1)$$

Сложность непрерывного контроля толщины апоневроза в процессе его растяжения не позволяет оценить величину предела прочности достаточно точно. В расчетах использовалась величина средневзвешенного значения толщины нерастянутого апоневроза.

Интерпретация эмпирической зависимости требует анализа процессов, происходящих на мезоуровне. Однако, для практических целей достаточно знать общие тенденции, с достаточной точностью иллюстрируемые линейной функцией (1).

При нормальных физиологических и допустимых патологических условиях напряжение апоневроза, описываемое формулой (1), не достигается, что обуславливает необходимость отдельного рассмотрения области его физиологических растяжений.

РИСУНОК 1. ЗАВИСИМОСТЬ РАЗРЫВНОГО УСИЛИЯ ОТ ВЕЛИЧИНЫ АБСОЛЮТНОЙ ДЕФОРМАЦИИ АПОНЕВРОЗА С АППРОКСИМАЦИЕЙ ЛИНЕЙНОЙ ФУНКЦИЕЙ В ОБЛАСТИ НЕФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ РАСТЯЖЕНИЙ

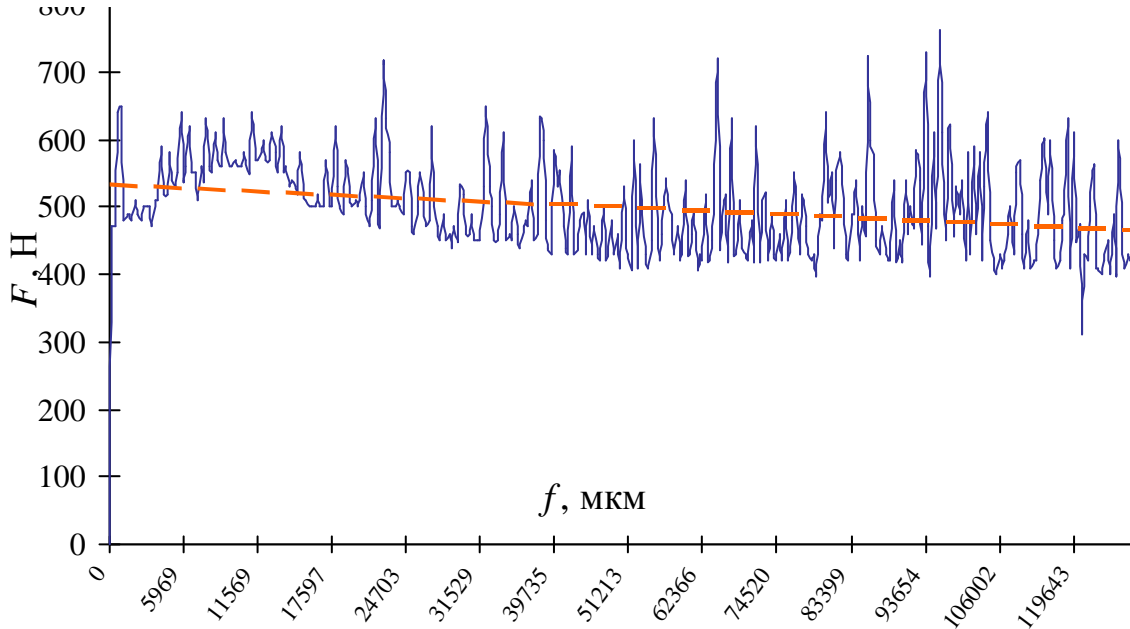
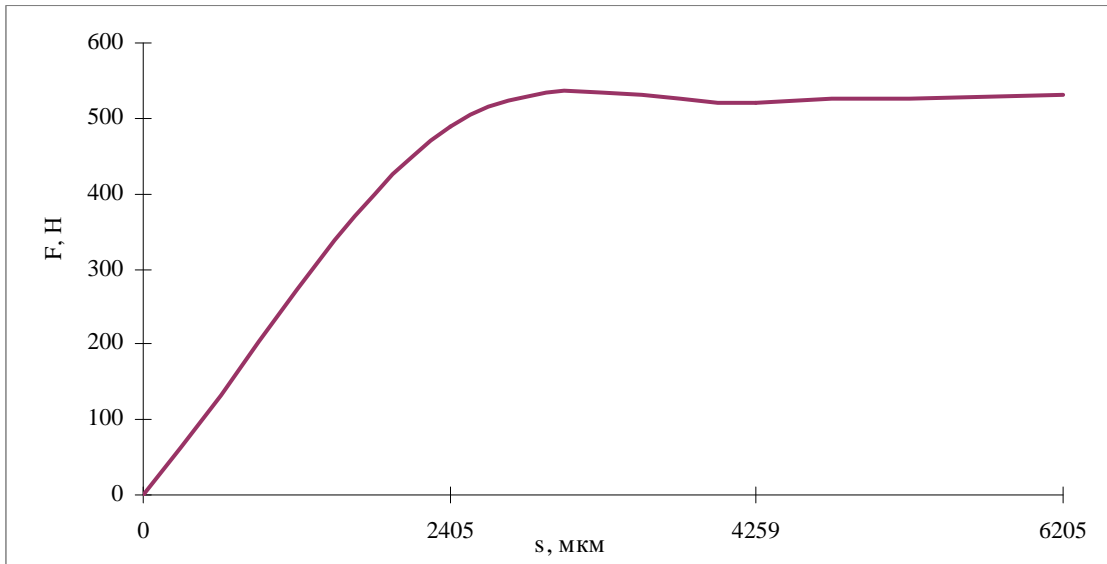


РИСУНОК 2. ЗАВИСИМОСТЬ ДЕФОРМИРУЮЩЕГО УСИЛИЯ ОТ ВЕЛИЧИНЫ ДЕФОРМАЦИИ В ОБЛАСТИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ РАСТЯЖЕНИЙ АПОНЕВРОЗА



Аппроксимация экспериментальной зависимости деформирующего усилия от величины физиологической или патологически допустимой деформации представлена на Рисунке 2.

Образцы апоневроза закреплялись в зажимах таким образом, чтобы расстояние между зажимами (длина деформируемой части образца) составляло 35 мм, ши-

рина образцов - 45 мм. Толщина апоневроза составила  $1.5 \pm 0.5$  мм. Образцы выбирались из однородных фрагментов ткани, не имеющих механических повреждений.

Величина модуля Юнга для образцов апоневроза, полученная в результате измерений в области физиологических растяжений, составила 100.4 МПа.

Таким образом, в результате проведенных измерений мы приходим к выводу, что апоневроз человека является сложной механической системой, сохраняющей линейную зависимость в области нормальных физиологических и допустимых патологических значений относительной деформации до 5%, что видно из Рисунка 2. При относительной деформации  $\varepsilon > 5\%$  экспериментальная зависимость деформирующего усилия от величины деформации переходит в область очень широкого горизонтального плато, в которой происходят нефизиологические растяжения. Поэтому расчет допустимых напряжений и допустимых деформаций необходимо вести в рабочей области, определяемой неравенством  $\varepsilon < 5\%$ .

### Напряжение в тканях апоневроза, создаваемое интраоперационно

Необходимость существенного упрощения математических расчетов в первую очередь обусловлена большой громоздкостью и сложностью математических уравнений, которыми достаточно полно описывается деформация такой сложной системы как апоневроз. Математическая задача получается громоздкой даже в приближении, допустимом с точки зрения физиологии и патологии растяжений ткани, что обусловлено с одной стороны сложностью уравнений, описывающих даже малые деформации (Канцельсон, 1984), а с другой стороны - сложностью формализации в математических терминах граничных условий, которые должны отразить не только условия сопротивления и деформации апоневроза в месте наложения шва, но и взаимодействие с мускулатурой пациента. Строгое математическое рассмотрение нефизиологических растяжений апоневроза упирается в постановку задачи нелинейных деформаций, что приводит к еще более громоздким уравнениям (Лурье, 1980).

Для упрощения количественных оценок положим, что рана имеет эллиптическую форму, а та область апоневроза, на которой находится рана - форму поверхности эллипсоида вращения;  $a, b, c$  - длины его полуосей, причем  $a = c$ ;  $a_p$  и  $b_p$  - большая и малая полуоси раны. Осью симметрии является ось  $OY$ . Такой подход позволяет получить значения главных напряжений  $\sigma_1$  и  $\sigma_2$ , создаваемых в ткани апоневроза в результате внутрибрюшного давления  $p$ . Рассматривая деформируемую ткань как тонкую оболочку, с помощью формулы Лапаласа находим

$$\sigma_1 = \left( \frac{p}{h} - \frac{\sigma_2 b^4 c}{[b^4 - b^2 y^2 + c^2 y^2]^{3/2}} \right) a \sqrt{1 - \frac{y^2}{b^2}}; \quad (2)$$

$$\sigma_2 = p \frac{\xi \varphi + \sqrt{\xi^2 \varphi^2 - (\xi \varphi^2 + 1) \left( \xi - \frac{c^2}{4} \right)}}{h(\xi \varphi^2 + 1)}$$

где

$$\xi = a^2 \left( 1 - \frac{y^2}{b^2} \right); \quad \varphi = \frac{b^4 c}{[b^4 - b^2 y^2 + c^2 y^2]^{3/2}};$$

$h$  - эффективная толщина апоневроза.

Значения главных напряжений оценены нами в предположении, что вспомогательная функция

$$\zeta = \sigma_1^2 + \sigma_2^2,$$

инвариантна относительно преобразований поворота вокруг оси  $OZ$ .

Полученные таким образом формулы, позволяют получить численные оценки главных напряжений апоневроза в результате внутрибрюшного давления и могут быть использованы при нахождении дополнительных напряжений в период после операционной адаптации, что может быть учтено при оценке максимальных размеров раны при использовании эндопротеза.

С целью оценки интраоперационных натяжений ткани апоневроза рассмотрим плоскую развертку области эллиптической раны, проекция большой полуоси которой составляет угол  $\delta$  с осью  $OY$ .

Полученная нами оценка относительной деформации цельной части апоневроза имеет вид

$$\varepsilon = \frac{2b_p \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a_p^2}}}{\frac{\partial a}{\cos \delta} - 2b_p \cdot \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a_p^2}}}. \quad (3)$$

Выражение (3) записано в координатах  $OXY'$ , начало которых находится в центре симметрии эллиптической раны.

Нами учтено, что стягивание апоневроза осуществляется в направлении малой полуоси эллиптической раны. Угловой параметр  $\vartheta$  позволяет в первом приближении выделить область апоневроза, находящуюся в напряженном состоянии.

В силу линейности связи напряжения апоневроза и его деформации в области физиологических натяжений имеем

$$\sigma_n = E \varepsilon. \quad (4)$$

Таким образом, главные напряжения  $\sigma_{1p}$  и  $\sigma_{2p}$ , возникающие в тканях апоневроза в результате натяжения, созданного интраоперационно, определяются по формулам

$$\sigma_{1n} = \sigma_n \cos \delta; \quad \sigma_{2n} = \sigma_n \sin \delta. \quad (5)$$

Формулы (5) позволяют с помощью достаточно простых математических расчетов выполнить оценку напряженного состояния, возникающего в тканях апоневроза в связи с появлением нарушений его сплошности. Строгое получение значений главных напряжений апоневроза методами нелинейной теории упругости не является целью выполненных нами исследований. Полученные же существенно упрощенные выражения да-

ют возможность с помощью удобных на практике простых оценок решить вопрос о целесообразности применения эндопротеза. С этой целью нами теоретически определялась величина допустимого значения интегрального усилия натяжения апоневроза с учетом геометрии раны в области физиологически допустимых растяжений

$$F = 2Ehb_p \int_{-a_p}^{a_p} \frac{\sqrt{1 - \frac{x'^2}{a_p^2}}}{\frac{\partial a}{\cos \delta} - 2b_p \sqrt{1 - \frac{x'^2}{a_p^2}}} dx' \quad (6)$$

Резюмируя полученные результаты, заметим, что выражение (6), дающее числовые значения интегрального усилия натяжения апоневроза, в хирургической практике следует использовать в виде таблицы, в которой представлены допускаемые значения величины  $F$  в зависимости от размеров и геометрии раны.

### Выводы

Мы не ставили задачи установления механизма деформации апоневроза, однако полученные нами результаты позволяют сделать количественные оценки его напряженного состояния и сравнить с предельно допустимым значением, что и отражает новизну и научно-практическую значимость проведенных исследований.

Полученные результаты могут быть положены в основу тензиометрических исследований при оперативном лечении больных.

Интраоперационные тензиометрические исследования должны производиться быстро и просто. С этой целью нами разработан тензиометр, позволяющий оценить напряжение апоневроза и степень его деформации при данном напряжении. Основой оценки является измерение интегрального усилия натяжения апоневроза и перемещения измерительных стержней при тензиометрических исследованиях (Свидетельство, 2009).

Таким образом, проведенные экспериментальные и теоретические исследования позволили изучить ряд механических свойств апоневроза и объективно определить показания к эндопротезированию при пластике грыжевых дефектов на основании данных интраоперационной тензиометрии.

### Литература

- Шакеев, К., 2009. «Основная концепция лечения осложнений колостомии», Вестник Южно-Казахстанской медицинской академии. Т. 43, №2, стр.12-15.
- Канцельсон, А., 1984. Введение в физику твердого тела, Москва, Издательство Московского университета.
- Лурье, А., 1980. Нелинейная теория упругости. Москва, Наука, Главная редакция физико-математической литературы.
- Свидетельство объекта интеллектуальной собственности, 2009. «Лечебно-диагностическая тактика при поздних осложнениях колостомии». Шакеев, К., Манасян, К., Люгай, Е., Житников, С., Фазылов, К., №247. 3 апреля.