



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2024.2.09

УДК 531/534: [57+61]

СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЯЗКОУПРУГОГО ПОВЕДЕНИЯ СЕТОК ДЛЯ ПЛАСТИКИ ГРЫЖ

Д. Пашкулева¹, М. Кирилова-Донева^{1,2}

¹ Институт механики Болгарской академии наук, София, Болгария

² Медицинский университет Софии, София, Болгария

О СТАТЬЕ

Получена: 26 февраля 2024
Одобрена: 06 апреля 2024
Принята к публикации: 14 июня 2024

Ключевые слова:

хирургическая сетка для пластики грыж, ортотропия, релаксация напряжения, биомеханическая характеристика

АННОТАЦИЯ

Вязкоупругое поведение сеток для грыжи может влиять на качество герниопластики. В работе представлены результаты исследования механического поведения сеток, активно применяемых в хирургической практике в Болгарии. Девять видов сеток (стандартные и облегченные), отличающиеся друг от друга по составу и весу, были подвергнуты релаксационным испытаниям *ex vivo* при 5 % деформации. Явления релаксации напряжений отслеживались в течение 1800 с. Экспериментальные результаты наглядно демонстрируют ортотропию всех сеток для пластики грыж. Изменения в снижении напряжений составили 19–100 % через полчаса. Среднее значение снижения напряжений в процессе релаксации ΔT для стандартных сеток составило $66,84 \pm 23,98$ %, а ΔT для облегченных сеток – $51,48 \pm 34,55$ %. У четырех сеток напряжение снизилось до 0. Параметры легких сеток изменяются в более широких интервалах, чем у стандартных сеток, и имеют более высокие значения. Для легких сеток напряжения уменьшается при увеличении плотности, в то время как для стандартных сеток наблюдается обратная тенденция. Параметры полипропиленовых сеток изменяются в более широких интервалах, чем параметры композитных и полиэтилентерефталатных сеток. Полученные результаты об уровне снижения напряжений могут быть использованы для усовершенствования конструкций и материала сеток.

Введение


Сетки для пластики грыж широко используются для хирургического лечения данной патологии [1–4]. Механические свойства сеток сильно влияют на выполнение их основной функции: обеспечение механической поддержки брюшной стенки [5–8]. Механические свойства сеток должны точно соответствовать свойствам брюшной стенки для восстановления нормальной функции тканей [9–13].


Одним из важных механических параметров для сеток является высокая прочность на разрыв [14, 15].

Отсутствие нормативных стандартов и единого протокола испытаний приводит к разнообразию различных методов для исследования механических свойств. В большинстве опубликованных работ в качестве экспериментов проводятся лишь одноосные испытания на растяжение [16–18]. С другой стороны, брюшная стенка состоит из слоев мягких тканей, которые проявляют вязкоупругое поведение, поэтому хирургические сетки также должны обладать вязкоупругими свойствами при приложении постоянных напряжений [19, 20]. Вязкоупругое поведение материалов можно исследовать с помощью экспериментов на релаксацию напря-

© Пашкулева Дессислава – доцент, e-mail: dessip@imbm.bas.bg

© Кирирова-Донева Миглена – профессор, e-mail: mdoneva@pharmfac.mu-sofia.bg

 0000-0002-4339-1414

 0000-0002-8187-8952



жений и ползучесть. Релаксацией напряжений называется процесс постепенного снижения напряжений при постоянном значении деформации [21]. При испытаниях на ползучесть к материалу прикладывается постоянная или циклическая нагрузка; при этом наблюдается медленная, зависящая от времени деформация.

При имплантации сеток в естественных условиях происходят процессы ползучести и релаксации, поэтому необходимо исследовать данные эффекты *in vitro*. Эксперименты по релаксации и ползучести сеток были проведены в работах [22–30]. Велаудхан и соавт. [29], Ист и соавт. [25], Ванг и соавт. [30], Лю и соавт. [28] опубликовали результаты экспериментов по ползучести, а Асаеш и соавт. [22, 23], Гил и соавт. [26], Кирилова и соавт. [27], Донева и соавт. [24] – эксперименты по релаксации напряжений.

Велаудхан и соавт. [29], Ист и соавт. [25] оценили динамические свойства ползучести хирургических сетчатых протезов. Ванг и соавт. [30] сравнили поведение при ползучести поливинилиденфторида и полипропиленовых сеток, а Лю и соавт. [28] исследовали механические свойства заплаток для грыжи с полипропиленовой сеткой.

Гил и соавт. [26] исследовали релаксацию напряжений в полипропиленовых хирургических сетках и обнаружили, что с увеличением уровня деформации релаксация напряжений происходит быстрее. Асаеш и соавт. [22, 23] рассмотрели влияние структуры ткани и уровня деформации на релаксацию напряжения полипропиленовой хирургической сетки. Был введен новый индекс для оценки релаксации напряжений. Результаты показали, что структура сетки оказывает значительное влияние на релаксацию напряжений. Более того, было замечено, что во всех структурах сеток увеличение уровня деформации при растяжении, время релаксации напряжений возрастает.

Кирилова и соавт. [27] представили вязкоупругие свойства некоторых сеток, используя эксперименты по релаксации напряжения, а Донева и соавт. [24] сравнили вязкоупругие свойства легких и тяжелых сеток.

Релаксация напряжений в сетках влияет на их долговечность и прочностные характеристики, исследование которых важно для усовершенствования и разработки новых конструкций сеток.

В литературе имеется мало сведений о вязкопластичном поведении коммерческих сеток для грыжи. Выбор сеток чаще всего основывается на эмпирическом опыте врачей, хотя выбор наилучшего вида сетки для конкретного пациента, основанный на результатах научных исследований будет иметь большую эффективность.

Основная идея данного исследования заключается в сравнении результатов экспериментов на релаксацию напряжений девяти видов коммерческих сеток, изготовленных из различных материалов разной плотности. Данные сетки используются в хирургической практике в Болгарии [31]. Они имеют различный хи-

мический состав и структурные свойства. Полученные результаты могут быть использованы для усовершенствования конструктивных характеристик существующих хирургических сеток для пластики грыж.

Материалы и методы

Для исследования релаксации напряжений были выбраны девять трикотажных сеток. Выбранные образцы представляют собой наиболее часто имплантируемые в Болгарии сетки; кроме того, были исследованы сетки из различных полимерных материалов [31]. Основные физико-механические свойства этих сеток представлены в табл. 1.

Отношение массы к единице площади ($\text{г}/\text{м}^2$) измерялось с помощью высокоточных электронных весов (*AJ 150, Mettler Instrument Corporation*, Швейцария). Морфометрический анализ для измерения размера пор был проведен с помощью оптической микроскопии. Образец каждого сетчатого материала был сфотографирован с помощью цифровой камеры микроскопа. Толщина сетки измерялась в пяти различных точках с помощью электронного микрометра.

Существует множество классификаций сеток в зависимости: от размера пор, веса, типа материала, структуры волокон. В данной работе использовалась классификация *Coda*, по весу [7]. Были исследованы пять стандартных (*Mi-croVal 2DMesh (MV)*, *Parietex Composite Mesh (PTC)*, *Surgimesh (SM)*, *Surgipro (SP)*, *TecnoMesh (TM)*) и четыре облегченных сетки (*Optilene (OL)*, *Parietex Light-weight Mesh (PTL)*, *Ultrapro (UP)*, *Vypro II (VP)*). Поверхностная плотность стандартных сеток с небольшим размером пор составляет $71\text{--}140 \text{ г}/\text{м}^2$ (см. табл. 1). Поверхностная плотность облегченных сеток, изготавливаемых из более тонких нитей с более крупными порами, составляет $35\text{--}70 \text{ г}/\text{м}^2$ (см. табл. 1).

Образцы сетки были вырезаны шириной 10 мм и длиной 70 мм в двух ортогональных направлениях – продольном (направление *L*) и поперечном (направление *T*). Для каждой марки было исследовано по пять образцов в каждом направлении, что позволило получить представление об анизотропии сетки.

Сетки были испытаны на модернизированной универсальной испытательной машине (*Fu1000e*, Германия) с датчиком нагрузки 500 Н (разрешение 0,2 Н). Методика испытаний на релаксацию напряжений основывалась на результатах предыдущих испытаний на растяжение тех же сеток [32]. Каждый образец помещался в зажимы, которые располагались на расстоянии 40 мм друг от друга. Деформация образцов сеток составила 5 %; скорость удлинения $1,26 \text{ мм}/\text{с}$; комнатная температура. После этого расстояние между зажимами поддерживалось постоянным в течение 1800 с, поскольку предварительные испытания показали, что все сетки релаксируют примерно через 1800 с.

Регистрировались сила, смещение и время.

Характеристики материала и волокна исследованных коммерческих сеток

Торговая марка (Производитель)	Тип волокна	Диаметр нити, мм	Толщина, мм	Максимальный размер пор, мм	Поверхностная плотность, г/м ²
<i>MicroVal 2D Mesh</i> (MICROVAL, Франция)	PP моноволокно	0,15	0,56	1,3	90
<i>Parietex Composite Mesh</i> (Covidien, США)	PET/коллаген многослойное двухслойное волокно	0,002	1,90	2,4	78
<i>Surgimesh</i> (Aspide Medical, Франция)	PP моноволокно	0,14	0,60	0,8	85
<i>Surgipro</i> (USSC, США)	PP моноволокно	0,15	0,57	0,9	87
<i>TecnoMesh</i> (TecnoMedic GmbH, Германия)	PP моноволокно	0,20	0,60	0,9	90
<i>Optilene</i> (B-Braun, Германия)	PP моноволокно	0,15	0,25	1,0	36
<i>Parietex Lightweight Mesh</i> (Covidien, США)	PET моноволокно	0,08	0,35	1,5	46
<i>Ultrapro</i> (Ethicon, Johnson&Johnson, США)	PP/PGC-25 моноволокно	0,09	0,50	3,5	54
<i>Vypro II</i> (Ethicon, Johnson&Johnson, США)	PP/PG 910 многослойное волокно	0,04	0,50	3,0	50

PP – полипропилен, PET – полиэтилентерефталат, PGC-25 – полиглекапрон 25, PG 910 – полиглактин 910.

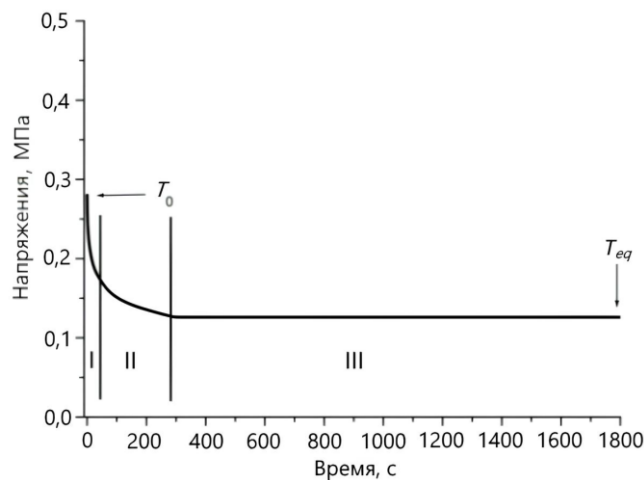


Рис. 1. Релаксационная кривая

Значения силы и времени использовались для построения кривых «напряжение – время». Под «напряжением» здесь понимается отношение нагрузки к площади поперечного сечения образца в исходном ненагруженном состоянии. Из кривых были определены следующие механические параметры для каждой сетки: напряжение T_0 в 0 с, равновесное напряжение T_{eq} в 1800 с (рис. 1), модуль упругости E_0 при начальной деформации 5 % $\left(E_0 = \frac{T_0}{\varepsilon}, \varepsilon = 5 \%\right)$ и модуль упругости в равновесном состоянии E_{eq} $\left(E_{eq} = \frac{T_{eq}}{\varepsilon}\right)$. Также был введен параметр «уровень ортотропии» (LO), определяемый как отношение напряжений в продольном и

поперечном направлениях при $t = 0$ с $\left(LO = \frac{T_r}{T_L}\right)$. На

рис. 1 представлена типичная релаксационная кривая.

Процесс релаксации характеризовался уменьшением напряжения во время релаксации, обозначаемым ΔT и определяемым как $\Delta T = \frac{T_0 - T_{eq}}{T_0} \cdot 100 \%$. Параметр ΔT

при деформации 5 % рассчитывался для каждых 200 с, и проводилось сравнение полученных кривых для каждой исследуемой сетки.

Релаксационные кривые всех сеток были аппроксимированы с помощью уравнения (1), представляющего собой экспоненциальную зависимость:

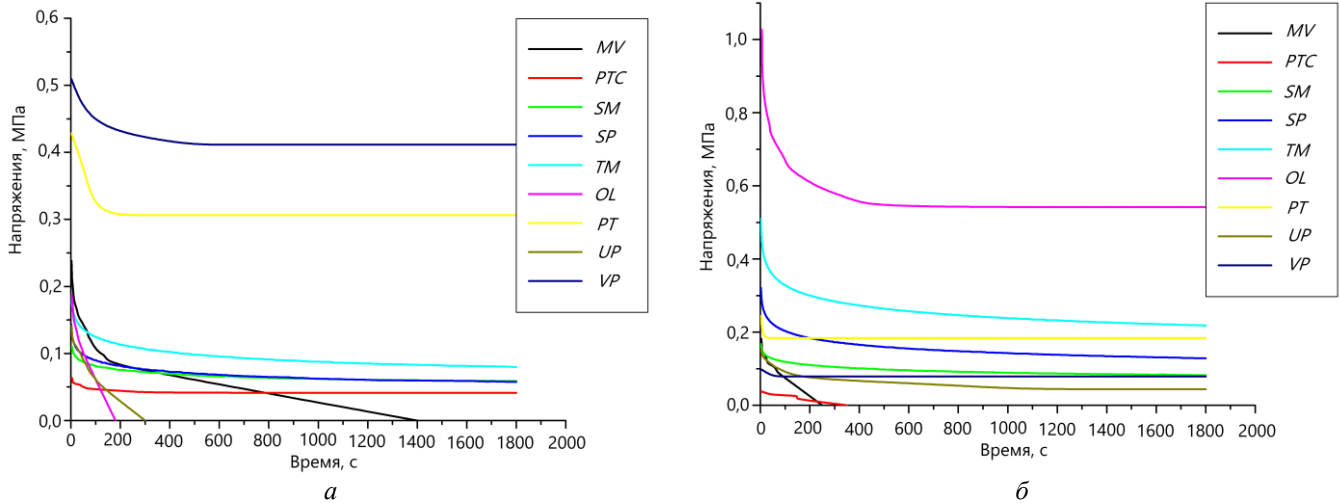


Рис. 2. Кривые релаксации напряжений хирургических сеток: *a* – в направлении *L*; *б* – в направлении *T*

$$y(x) = y_0 + A_1 \exp(-x/t_1), \quad (1)$$

Среднее значение и стандартное отклонение для всех параметров y_0 , A_1 и t_1 были определены и сгруппированы в соответствии с плотностью сеток в две подгруппы – стандартные сетки и облегченные сетки.

Статистический анализ был проведен для изучения возможных вариаций параметров, используемых при аппроксимации стандартных и облегченных сеток, а также для изучения возможных значительных вариаций механического поведения между продольным и поперечным направлениями в тестируемых группах. Сравнивались средние значения начального напряжения T_0 , равновесного напряжения T_{eq} , модуля E_0 , модуля E_{eq} и уменьшения напряжения при релаксации ΔT для обоих направлений в стандартных и облегченных сетках. Эта же процедура применялась для определения уровня ортотропии для двух сравниваемых групп. Все сравнения проводились с помощью онлайн-калькулятора *Med Calc*. Статистическая значимость определялась при $p < 0,05$.

Результаты

Процесс релаксации напряжений в сетке состоит из трех участков: быстрая область, переходная область и медленная область (см. рис. 1). Область быстрой релаксации напряжений была выделена для всех сеток, чтобы описать и понять среднюю разницу в процессе релаксации стандартных и облегченных сеток. Область быстрой релаксации напряжений для стандартных сеток длится $19,09 \pm 9,28$ с, в то время как для облегченных сеток эта же область длится $15,83 \pm 8,11$ с. Не существует статистически значимой разницы между двумя группами сеток ($p = 0,638$).

Результаты зависимости напряжения от времени для испытаний на релаксацию напряжения показаны на рис. 2 для всех сеток. Вначале релаксация очень быстро спадает, а затем выравнивается в устойчиво

уменьшающийся отклик. В большинстве случаев к концу испытаний достигается практически стабильное значение.

Процесс релаксации напряжений в обеих группах различается. Среднее значение снижения напряжения в процессе релаксации ΔT для стандартных сеток составляет $66,84 \pm 23,98$ %, а ΔT для облегченных сеток – $51,48 \pm 34,55$ %. Разница не является статистически значимой ($p = 0,46$).

Было обнаружено снижение напряжения на 19–100 % через полчаса (см. табл. 2). Есть четыре сетки, для которых напряжение падает до 0 МПа. Такое поведение наблюдалось для сеток *MV* (через 1400 с для направления *L* и 250 с для направления *T*), *PTC* (через 150 с для направления *T*), *OL* (через 180 с для направления *L*) и *UP* (через 300 с для направления *L*). Сетка *MV* показала наибольший процент релаксации напряжений в обоих направлениях для стандартных сеток – 100 %. Сетка *UP* показала наибольший процент релаксации напряжений в обоих направлениях для облегченных сеток (100 % в направлении *L* против 71,4 % в направлении *T*).

Результаты для легких сеток показали, что их начальные и равновесные напряжения выше, чем соответствующие напряжения стандартных сеток. Начальное напряжение T_0 составляет $0,349 \pm 0,31$ МПа против $0,196 \pm 0,137$ МПа. Разница не является статистически значимой ($p = 0,35$). Равновесное напряжение T_{eq} облегченных сеток составляет $0,196 \pm 0,204$ МПа, в то время как напряжение стандартных сеток – $0,067 \pm 0,067$ МПа. Разница не является статистически значимой ($p = 0,22$).

Начальный модуль упругости для облегченных сеток выше, чем начальный модуль упругости для стандартных сеток в обоих направлениях. E_0 для стандартных сеток в направлении *L* составляет $2,98 \pm 1,34$ МПа, а E_0 для облегченных сеток в направлении *L* составляет $6,34 \pm 3,61$ МПа. E_0 для стандартных сеток в направлении *T* составляет $4,88 \pm 3,58$ МПа, а E_0 для облегченных сеток в том же направлении – $7,63 \pm$

Значения механических параметров исследуемых сеток

Сетка	T_0 , МПа	T_{eq} , МПа	ΔT , %	E_0 , МПа	E_{eq} , МПа
MV (L направление)	$0,238 \pm 0,042$	0 ($t = 1400$ с)	100	4,76	0
MV (T направление)	$0,182 \pm 0,028$	0 ($t = 250$ с)	100	3,64	0
PTC (L направление)	$0,064 \pm 0,008$	0,041	35,93	1,28	0,82
PTC (T направление)	$0,039 \pm 0,013$	0 ($t = 151$ с)	100	0,78	0
SM (L направление)	$0,111 \pm 0,050$	0,059	46,85	2,22	1,18
SM (T направление)	$0,168 \pm 0,040$	0,082	51,19	3,36	1,64
SP (L направление)	$0,144 \pm 0,029$	0,058	59,72	2,88	1,16
SP (T направление)	$0,321 \pm 0,120$	0,128	60,12	6,42	2,56
TM (L направление)	$0,187 \pm 0,060$	0,080	57,22	3,74	1,6
TM (T направление)	$0,511 \pm 0,040$	0,218	57,33	10,22	4,36
OL (L направление)	$0,187 \pm 0,149$	0 ($t = 180$ с)	100	3,74	0
OL (T направление)	$1,028 \pm 1,270$	0,542	47,28	20,56	10,84
PTL (L направление)	$0,429 \pm 0,040$	0,306	28,67	8,58	6,12
PTL (T направление)	$0,245 \pm 0,020$	0,184	24,90	4,9	3,68
UP (L направление)	$0,141 \pm 0,016$	0 ($t = 300$ с)	100	2,82	0
UP (T направление)	$0,154 \pm 0,003$	0,044	71,43	3,08	0,88
VP (L направление)	$0,510 \pm 0,240$	0,412	19,22	10,2	8,24
VP (T направление)	$0,098 \pm 0,030$	0,078	20,41	1,96	1,56

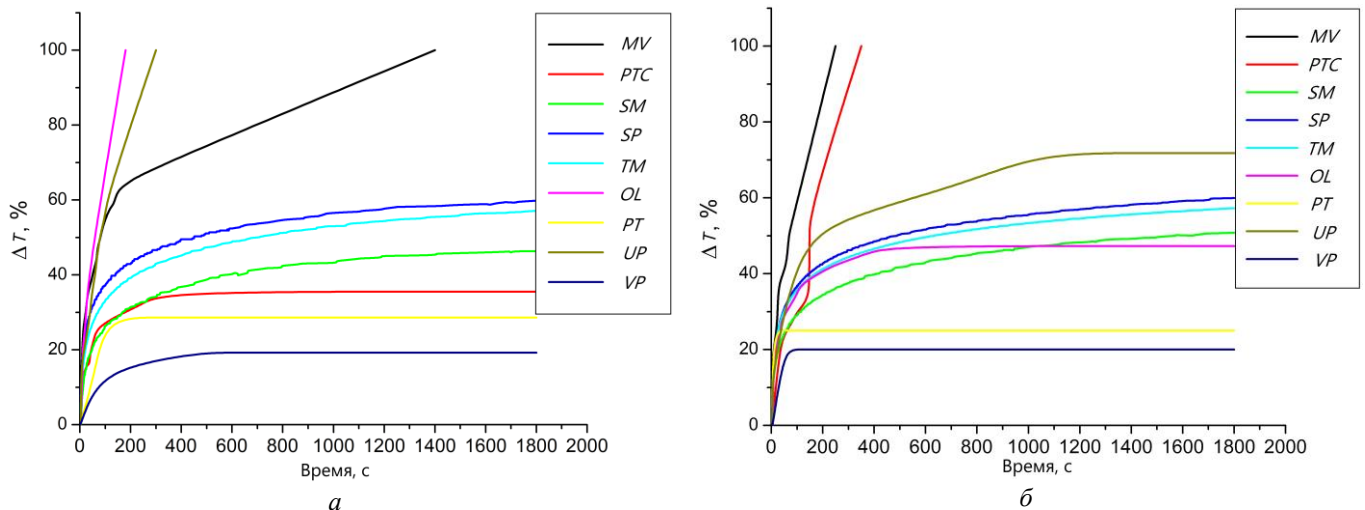


Рис. 3. Уменьшение напряжения при релаксации при 5 % деформации:
 а – в направлении L; б – в направлении T

8,71 МПа. Разница в подгруппах по направлениям не является статистически значимой (для направления L – $p = 0,0927$ и для направления T – $p = 0,53$).

Аналогичная тенденция наблюдается и для модуля упругости при равновесном состоянии E_{eq} . Среднее значение E_{eq} для стандартных сеток в направлении L составляет $0,952 \pm 0,59$ МПа, а среднее значение модуля E_{eq} для легких сеток в направлении L составляет $3,59 \pm 4,23$ МПа. Среднее значение E_{eq} для стандартных сеток в направлении T составляет $1,71 \pm 1,84$ МПа, а E_{eq} для облегченных сеток в направлении T – $4,24 \pm 4,56$ МПа. Статистический анализ показал, что различия в подгруппах по направлениям не являются статистически значимыми (для направления L – $p = 0,204$ и для направления T – $p = 0,28$).

Все исследованные сетки продемонстрировали ортотропные механические свойства. Рассчитанный средний уровень ортотропии для стандартных сеток

составляет $1,57 \pm 0,92$, а для облегченных сеток среднее значение LO составляет $1,84 \pm 2,46$. Эти значения статистически значимо не различаются ($p = 0,83$).

Применяя аппроксимацию экспоненциальной зависимостью первого порядка (1), были определены и сгруппированы средние значения и стандартное отклонение для параметров y_0 , A_1 и t_1 для двух типов сеток стандартной и облегченной. Выявлено, что нет статистически значимой разницы между значениями y_0 ($0,065 \pm 0,067$ в сравнении с $0,218 \pm 0,23$, $p = 0,064$) и A_1 ($0,094 \pm 0,065$ в сравнении с $0,181 \pm 0,126$, $p = 0,087$). Имеется статистически значимая разница между значениями и t_1 ($226,01 \pm 105,47$ в сравнении с $88,01 \pm 33,82$, $p = 0,0083$).

Кривые релаксации для образцов, вырезанных в продольном и поперечном направлениях, приведены на рис. 3. Форма некоторых кривых, таких как OL и UP в направлении L и MV и PTC в направлении T, не

соответствует типичной кривой релаксации напряжений.

Зависимость между ΔT и поверхностной плотностью сеток представлена на рис. 4. Редукция напряжений ΔT одинакова в обоих направлениях для *MV*, *SM*, *SP*, *TM*, *VP* и *PTL*, но слишком отличается для *OL*, *PTC* и *UP* (см. табл. 2).

Обсуждение

Исследование механических свойств сеток для герниопластики – шаг к улучшению результатов хирургических вмешательств, что послужило основной причиной проведения данного исследования. Насколько известно авторам, это первое исследование, в котором сравниваются параметры релаксации сеток в зависимости от типа материала.

Оценка релаксации напряжений в сетках основывалась на сравнении основных механических параметров – начального напряжения T_0 в начале процесса, равновесного напряжения T_{eq} через 1800 с, модуля при начальной деформации 5 % E_0 , модуля в равновесном состоянии E_{eq} , уровня ортотропии сеток и параметра снижения напряжения ΔT . Произведено сравнение выбранных механических параметров в зависимости от плотности сетки и типа полимера, используемого для изготовления сеток.

Параметры облегченных сеток изменяются в более широких интервалах, чем у стандартных сеток, и имеют более высокие значения. Начальное напряжение для стандартных сеток изменяется в интервале 0,039–0,511 МПа, а для облегченных сеток – в интервале 0,098–1,028 МПа. Равновесное напряжение T_{eq} находится в диапазоне от 0 до 0,218 МПа для стандартных сеток, в то время как для облегченных сеток T_{eq} находится в диапазоне от 0 до 0,542 МПа. Аналогичная тенденция наблюдается для модулей E_0 и E_{eq} . E_0 для стандартных сеток находится в интервале 0,78–10,22 МПа, а для облегченных сеток – в интервале 1,96–20,56 МПа. E_{eq} для стандартных сеток находится в интервале 0–4,36 МПа, а для облегченных сеток – в интервале 0–10,84 МПа.

Уровень ортотропии стандартных сеток находится в интервале 0,61–2,74, а уровень ортотропии облегченных сеток – в интервале 0,19–5,49.

Исследуя гипотезу о наличии связи между ΔT и плотностью сеток, мы пришли к выводу, что для легких сеток ΔT уменьшается при увеличении плотности, в то время как для стандартных сеток наблюдается обратная тенденция (см. рис. 4). Разница между значениями ΔT для обоих направлений составляет около 0–76 %. Асаеш и соавт. [25] в своем исследовании релаксационного поведения хирургических сеток отметили, что структура сетки оказывает значительное влияние на механические свойства. Наши результаты подтверждают этот вывод, так как параметр ΔT выше у сеток с более крупными порами.

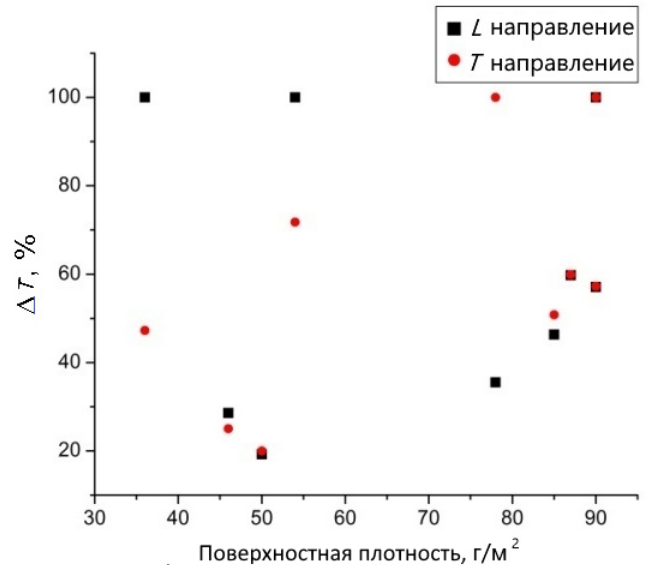


Рис. 4. Зависимость между ΔT и поверхностной плотностью хирургических сеток

Были исследованы пять полипропиленовых сеток (*MicroVal*, *Surgimesh*, *Surgipro*, *TechnoMesh* и *Optilene*), две *PET*-сетки (*Parietex Composite* и *Parietex Lightweight*) и две композитные сетки (*Ul-trapro* и *Vypro II*). Сравнение подгрупп по материалу показало, что наибольшее значение начального напряжения T_0 и равновесного напряжения T_{eq} имеет сетка *OL* в направлении *T* (из подгруппы *PP*). Модуль упругости при начальной деформации 5 % E_0 и модуль упругости при равновесном состоянии E_{eq} также наиболее высоки для *OL*-сетки. Уровень ортотропии сеток составляет 5,49 для *OL* и 2,73 для *TM*. Параметры *PP* сеток изменяются в более широких интервалах, чем параметры композитных и *PET*-сеток. Параметр ΔT не зависит от направления нагружения для всех сеток подгруппы *PP*, кроме *OL*. Это наблюдение справедливо для *PTL* из подгруппы *PET* и *Vypro II* из композитной подгруппы.

Брюшная стенка в процессе жизнедеятельности испытывает различные нагрузки. Несовместимость между механическими свойствами сеток для герниопластики и слоев брюшной полости может привести к несовместимости деформаций в системе «ткань – сетка». В нашем предыдущем исследовании мы опубликовали данные о том, что ΔT для поперечной фасции (*FT*) составляет 38–40,5 %, а ΔT для пупочной фасции (*UF*) – 47–51,4 % [3]. Уровень ортотропии для *FT* составляет 2,11, для *UF* – 0,35 [3]. Можно сделать вывод, что ΔT для *UF* близко к значениям *Surgimesh*, *Surgipro* и *TechnoMesh*, а уровень ортотропии *FT* аналогичен значениям *Surgipro* и *Vypro II*. Если необходимо восстановить паховый канал, то нужна сетка, которая соответствует уровню *LO* и ΔT фасции, то выбор будет затруднен. Ни одна из исследованных сеток не отвечает вышеуказанным требованиям. Полученные результаты свидетельствуют, что необходимо работать над улучшением параметра ΔT для имплантируемых сеток.

Важно отметить, что данное исследование имеет некоторые ограничения. Одноосные испытания сеток были проведены для ограниченного количества образцов. Для получения более полных результатов необходимо увеличить количество образцов в обеих группах (или по крайней мере в группе *PET* и группе композитов).

Заключение

Хирургические сетки при герниопластике испытывают постоянные растягивающие нагрузки. Для успешного проведения оперативных вмешательств важно учитывать их релаксационное и вязкоупругое поведение.

Все параметры облегченных сеток изменяются в более широких интервалах, чем у стандартных сеток, и имеют более высокие значения. Среднее значение ΔT при релаксации для стандартных и облегченных сеток находится в интервале $51,48 \pm 34,55 - 66,84 \pm 23,98 \%$.

Список литературы

1. Brown, C.N. Which mesh for hernia repair? / C.N. Brown, J.G. Finch // *The Annals of The Royal College of Surgeons of England*. – 2010. – Vol. 92, no. 4. – P. 272–278.
2. Klinge, U. Mesh implants for hernia repair: an update / U. Klinge, B. Klosterhalfen // *Expert Review of Medical Devices* – 2018. – Vol. 15, no. 10. – P. 735–746.
3. Mesh versus non-mesh for inguinal and femoral hernia repair / K. Lockhart, D. Dunn, S. Teo, J.Y. Ng, M. Dhillon, E. Teo, M.L van Driel // *Cochrane. Database. Syst. Rev.* – 2018. – No. 9. – 011517.
4. The patenting and technological trends in hernia mesh implants / M. Russo Serafini, F. Medeiros Savi, J. Ren, O. Bas, N. O'Rourke, C. Maher, D.W. Huttmacher // *Tissue Engineering Part B: Reviews*. – 2021. – Vol. 27, no. 1. – P. 48–73.
5. Ambroziak, A. Mechanical properties of mosquito nets in the context of hernia repair / A. Ambroziak, K. Szepietowska, I. Lubowiecka // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2016. – Vol. 19, no. 3. – P. 286–296.
6. Ibrahim, A.M. Properties of meshes used in hernia repair: a comprehensive review of synthetic and biologic meshes / A.M. Ibrahim, C.R. Vargas, S. Colakoglu, J.T. Nguyen, S.J. Lin, B.T. Lee // *Journal of Reconstructive Microsurgery*. – 2015. – Vol. 31, no. 2. – P. 83–94.
7. See, C. Hernia mesh and hernia repair: a review / C.W. See, T. Kim, D. Zhu // *Engineered Regeneration*. – 2020. Vol. 1. – P. 19–33.
8. Tomaszewska, A. Mechanics of mesh implanted into abdominal wall under repetitive load. Experimental and numerical study / A. Tomaszewska, I. Lubowiecka, M. Szymczak // *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. – 2019. – Vol. 107, no. 5. – P. 1400–1409.
9. Assessment of mesh shrinkage using fibroblast-populated collagen matrices: a proof of concept for in vitro hernia mesh testing / R. Khader, T. Whitehead-Clarke, V. Mudera, A. Kureshi // *Hernia*. – 2024. – P. 1–11.
10. Mirjavan, M. The effect of fabric structure on the mechanical properties of warp knitted surgical mesh for hernia repair / M. Mirjavan, A. Asayesh, A.A. Jeddi // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2017. – Vol. 66. – P. 77–86.
11. Interplay between physicochemical and mechanical properties of poly (ethylene terephthalate) meshes for hernia repair / S. Todros, P. Pachera, P.G. Pavan, G. Pace // *Journal of Applied Polymer Science*. – 2018. – Vol. 135, no. 13. – P. 46014.
12. Investigation of the mechanical behavior of polyester meshes for abdominal surgery: a preliminary study / S. Todros, P. Pachera, P.G. Pavan, A.N. Natali // *Journal of Medical and Biological Engineering*. – 2018. – Vol. 38. – P. 654–665.
13. Tomaszewska, A. Mechanical behaviour of knit synthetic mesh used in hernia surgery / A. Tomaszewska // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2016. – Vol. 18, no. 1. – P. 12–25.
14. Dahesh, M.B. Analysis of the role of the structural characteristics of surgical meshes on the tensile properties in different directions / M.B. Dahesh, A. Asayesh, A.A. Jeddi // *Fibers and Polymers*. – 2021. – Vol. 22. – P. 3479–3489.
15. Dahesh, M.B. The effect of fabric structure on the bursting characteristics of warp-knitted surgical mesh / M.B. Dahesh, A. Asayesh, A.A. Jeddi // *The Journal of the Textile Institute*. – 2020. – Vol. 111, no. 9. – P. 1346–1353.
16. Physicomechanical evaluation of polypropylene, polyester, and polytetrafluoroethylene meshes for inguinal hernia repair / C.R. Deeken, M.S. Abdo, M.M. Frisella, B.D. Matthews // *Journal of the American College of Surgeons*. – 2011. – Vol. 212, no. 1. – P. 68–79.
17. Saberski, E.R. Anisotropic evaluation of synthetic surgical meshes / E.R. Saberski, S.B. Orenstein, Y.W. Novitsky // *Hernia*. – 2011. – Vol. 15, no. 1. – P. 47–52.
18. Synthetic surgical meshes used in abdominal wall surgery: Part II-Biomechanical aspects / S. Todros, P.G. Pavan, P. Pachera, A.N. Natali // *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. – 2017. – Vol. 105. – P. 892–903.

19. Castañeda Sáenz, A. Development of a novel synthetic coating for abdominal hernia meshes. PhD thesis / A. Castañeda Sáenz // Monterrey: Nuevo Leon, 2020. – P. 84.
20. Wilder, D.G. The biomechanics of lumbar disc herniation and the effect of overload and instability / D.G. Wilder, M.H. Pope, J.W. Frymoyer // *Clinical Spine Surgery*. – 1988. – Vol. 1, no. 1. – P. 16–32.
21. Asayesh, A. Analysis of the stress relaxation of synthetic surgical meshes in view of loading direction / A. Asayesh, S. Yousefi // *The Journal of The Textile Institute*. – 2022. – Vol. 113, no. 8. – P. 1576–1585.
22. Asayesh, A. Effect of fabric structure on the tensile stress relaxation of net warp knitted fabrics / A. Asayesh, S. Yousefi // *Journal of Textiles and Polymers*. – 2020. – Vol. 8, no. 2. – P. 65–73.
23. Asayesh, A. The influence of mesh structure and strain level on the stress relaxation of warp-knitted surgical mesh for hernia repair / A. Asayesh, S. Yousefi // *Journal of Textiles and Polymers*. – 2022. – Vol. 113, no. 3. – P. 440–448.
24. Doneva, M., Comparison study of the viscoelastic properties of light and heavy hernia meshes / M. Doneva, D. Pashkouleva // *Innovative Biomedical Technologies and Health Care*. – 2017. – Vol. 1, no. 1. – P. 9–13.
25. Dynamic creep properties of a novel nanofiber hernia mesh in abdominal wall repair / B. East, M. Plencner, M. Otahal, E. Amler, A.C. Beaux // *Hernia*. – 2019. – Vol. 23, no. 5. – P. 1009–1015.
26. Stress relaxation tests in polypropylene monofilament meshes used in the repair of abdominal walls / A. Castañeda Sáenz F.J. Gil, J.M. Manero, J.A. Planell, J. Vidal, J.M. Ferrando, M. Armengol, M.T. Quiles, S. Schwartz, M.A. Arbos // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. – 2003. – Vol. 14. – P. 811–815.
27. Kirilova, M. Experimental investigation of the visco-elastic properties of hernia meshes / M. Kirilova // *Proc. of the Bulgarian Academy of Sciences*. – 2012. – Vol. 652. – P. 225–230.
28. Biomechanical behaviors and visco-hyperelastic mechanical properties of human hernia patches with polypropylene mesh / T. Liu, Z. Ye, B. Yu, W. Xuan, J. Kang, J. Chen // *Mechanics of Materials*. – 2023. – Vol. 176. – P. 104529.
29. Velayudhan, S. Evaluation of dynamic creep properties of surgical mesh prostheses – uniaxial fatigue / S Velayudhan., D. Martin, J. Cooper-White // *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. – 2009. – Vol. 91. – P. 287–296.
30. Wang, Y.A. Comparative study of polyvinylidene fluoride and polypropylene hernia meshes in creep behavior and elasticity / Y. Wang, P. Zhang // *Textile Research Journal*. – 2014. – Vol. 84, no. 14. – P. 1558–1566.
31. Application of hernia meshes in Bulgaria and factors that influence their choice / M. Kirilova-Doneva, S. Sopotensky, G. Petrova, N. Gerassimov, M. Dimitrova // *Kasmera Journal*. – 2015. – Vol. 43, no. 2. – P. 279–287.
32. Kirilova-Doneva, M. Recommendations for personalize choice of hernia meshes used for inguinal hernia operations / M. Kirilova-Doneva, D. Pashkouleva // *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. – 2023. – Vol. 23, no. 6. – P. 234002
33. Coda, A. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial / A. Coda, R.Lamberti, S. Martorana // *Hernia*. – 2012. – Vol. 16, no. 1. – P. 9–20.

COMPARATIVE STUDY OF THE VISCOELASTIC BEHAVIOUR OF HERNIA MESHES

D. Pashkouleva¹, M. Kirilova-Doneva^{1,2}

¹ Institute of Mechanics, Bulgarian Academy of Sciences, Bulgaria

² Faculty of Pharmacy, Medical University of Sofia, Bulgaria

ARTICLE INFO

Received: 26 February 2024
Approved: 06 April 2024
Accepted for publication: 14 July 2024

Key words:

hernia mesh, orthotropy,
stress relaxation,
biomechanical characterization

ABSTRACT

The time-dependent mechanical behaviour of hernia meshes may have an influence on the quality of hernia repairs. Viscoelastic behaviour of commonly used meshes in surgical practice in Bulgaria was investigated. The nine meshes (standard and lightweight meshes), differing from each other with respect to composition and weight, were put to the ex vivo relaxation tests at applied nominal strains of 5 %. The stress relaxation phenomena were monitored for 1800 s. The experimental results clearly demonstrate the orthotropy of the all hernia meshes. The changes in the stress reduction were 19–100 % after half an hour. Mean value of the reduction of the stress during relaxation ΔT for standard meshes is 66.84 ± 23.98 %, while ΔT for lightweight meshes is 51.48 ± 34.55 %. There are four meshes for which the tension falls to 0 MPa. All parameters of lightweight meshes change in broader intervals than those of standard meshes and have higher values. For lightweight meshes stress reduction decreases when density increases, while for standard meshes an opposite trend was observed. The parameters of polypropylene meshes change in broader intervals than the parameter of composite and polyethylene terephthalate meshes. Our results about the level of stress reduction can be used as a reference for improvement of hernia meshes.
