

УДК 667.075.004.12

## ОЦЕНКА ПРОЧНОСТНЫХ И УПРУГИХ СВОЙСТВ ОСНОВОВЯЗАННЫХ ПОЛОТЕН ДЛЯ РЕКОНСТРУКТИВНО-ВОССТАНОВИТЕЛЬНОЙ ХИРУРГИИ

*Л.П. РОВИНСКАЯ, В.А. ЖУКОВСКИЙ, Т.С. ФИЛИПЕНКО, А.В. ГРИДНЕВА*

(Санкт-Петербургский государственный университет технологии и дизайна)

Современные технологии пластической хирургии зачастую могут быть реализованы только с использованием сетчатых полимерных имплантатов, укрепляющих опорные мягкие ткани в процессе и после заживления ран [1].

Наибольшее применение в мировой хирургической практике нашли основовязанные эндопротезы из полипропиленовых (ПП) мононитей, характеризующихся высокой биосовместимостью, устойчивостью к биодegradации, а также отсутствием капиллярно-фитильных свойств. Сетчатые полотна, выработанные на основовязальном оборудовании комбинированными двух- и трехгребеночными переплетениями, имеют малорастяжимую пористую структуру, не закручиваются и не распускаются, тем самым соответствуют требованиям, предъявляемым медициной [2].

Однако выпускаемая промышленностью техническая ПП-мононить обладает повышенной жесткостью и низкой эластичностью и, как следствие, низкой прочностью в узле (ниже на 40...45% прочности мононитей). При растяжении основовязанного трикотажа остовы его петель, разворачиваясь в плоскости полотна, затягиваются в узлы, таким образом являясь опасным местом появления разрыва мононити.

На рис. 1 изображен фрагмент петельной структуры эндопротеза с указанием этой опасной зоны.

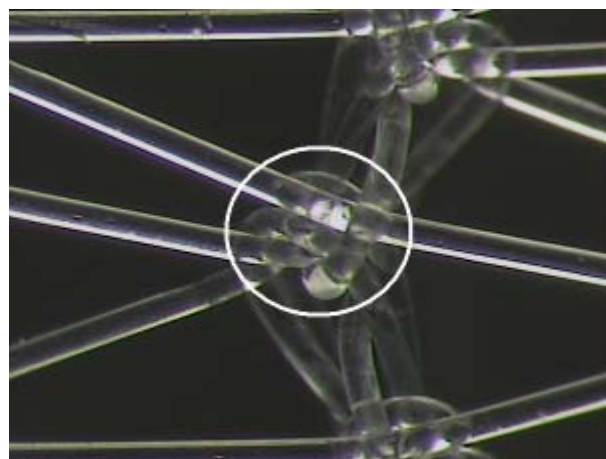


Рис. 1

Изменение механических свойств ПП-мононитей достигнуто посредством их физической модификации, которая совмещена с технологическим процессом получения мононитей. Разработанные хирургические ПП-мононити имеют улучшенные физико-механические свойства: прочность в узле 3,9 Н при удлинении 21 % для мононити диаметром  $d = 0,09$  мм и 5,6 Н при удлинении 25% для мононити диаметром  $d = 0,12$  мм [3].

В связи с использованием модифицированных ПП-мононитей, а также в свете последних исследований физиологии и механики брюшной стенки, для получения адаптированных к ней эндопротезов появилась необходимость полного анализа всего процесса деформации при растяжении сетчатых полотен.

Сетчатое основовязаное полотно для эндопротезов имеет сложную петельную макроструктуру, возможность относительно легкого смещения точек контакта в структуре, особенно для гладких и относительно жестких мононитей, создает благоприятные условия для деформации во всех направлениях в плоскости полотна.

Известно, что деформация трикотажа при растяжении протекает как процесс нарушения внутреннего равновесия системы петель, имевшегося до деформации, и перехода этой системы в новое состояние равновесия. Этот переход сопровождается изменением конфигурации петли и ориентации нити в петле, смещением точек контакта между нитями, а также растяжением или сжатием отдельных участков нитей.

Вследствие этого при оценке свойств основовязанных полотен, применяемых в эндопротезировании, было использовано

классическое положение теории вязания о возможности условного разделения процесса растяжения на три фазы, показывающие характер изменения петельной структуры [4].

Для проведения исследований были отобраны образцы трех вариантов сетчатых основовязанных полотен для эндопротезов, спроектированных в соответствии с медико-техническими требованиями и разработанных в ООО "Линтекс" из хирургических ПП-мононитей диаметром 0,12 и 0,09 мм.

Поскольку сетчатые эндопротезы относятся к текстильным материалам, испытания на прочность осуществляют по методикам, принятым для трикотажных полотен [5]. Однако стандартные методы не дают полной характеристики процесса растяжения эндопротеза, а показывают только критические значения разрывной нагрузки и разрывного удлинения.

В силу этих причин испытания при одноосном растяжении вдоль петельного ряда и вдоль петельного столбика проводились на полуавтоматической разрывной машине Statigraph L с системой статистической и графической обработки полученных результатов Testcontrol.

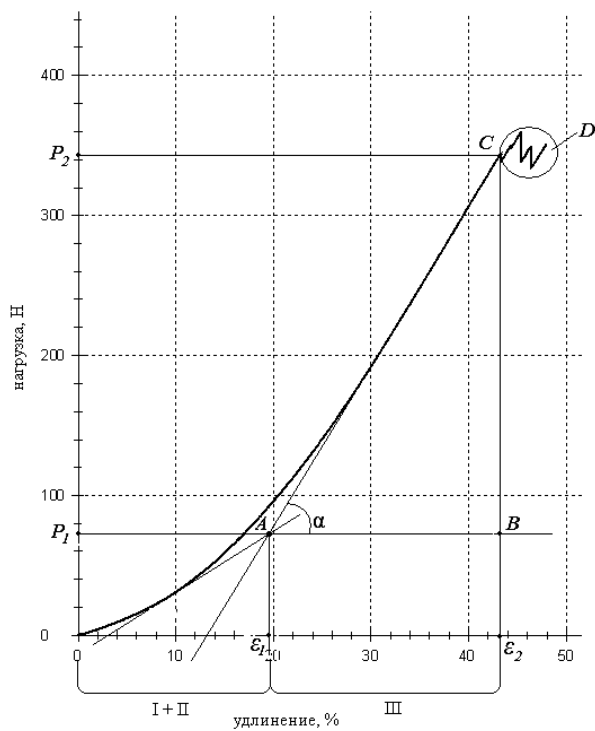


Рис. 2

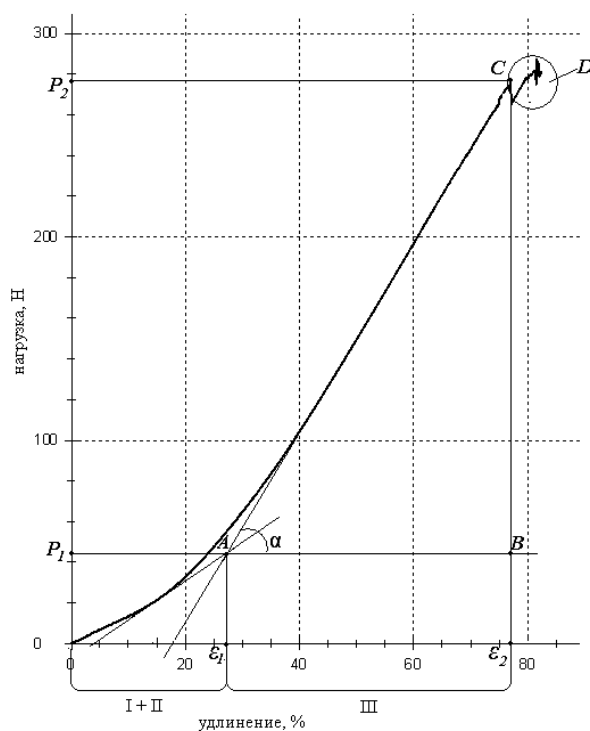


Рис. 3

Обобщенные графики растяжения образцов одного из вариантов (2/0,12) вдоль петельного ряда (рис. 2) и вдоль петельного столбика (рис. 3) представляют собой достаточно выраженную нелинейную зависимость относительного удлинения  $\varepsilon$  от приложенной нагрузки  $P$ .

Это означает, что при различных нагрузках один и тот же образец трикотажа ведет себя как несколько объектов, отличающихся друг от друга по своим механическим свойствам. Графически это может быть описано касательной к определенному участку диаграммы растяжения.

Значения в точке А пересечения касательных будут определять границы фаз растяжения образца. В первой фазе распрямляются изогнутые участки нитей, во второй происходит смещение точек контакта петель. Вследствие скоротечности первой фазы, она не имеет четкой границы и объединена со второй. Третья фаза начинается, когда петельная структура уже исчерпала возможности скольжения и поэтому удлинение образца происходит только за счет растяжения мононитей.

Точка С на графике является критической и характеризует момент начала разрыва отдельных мононитей, хотя удлинение образца продолжается. Это явление обозначено на графике областью D.

Третья фаза характеризуется достаточно стойким сопротивлением растягивающему усилию, удлинение образца растет пропорционально росту нагрузки. Можно считать, что на этом участке материал подчиняется закону Гука и для него можно определить модуль продольной упругости  $E$ , характеризующий способность материала сопротивляться растяжению:

$$E = \frac{\partial \sigma}{\partial \varepsilon}. \quad (1)$$

Графически модуль продольной упругости можно представить как  $\operatorname{tg} \alpha$  (из треугольника ABC):

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{BC}{AB}, \quad (2)$$

где  $AB$  – изменение относительного удлинения образца на участке III  $\varepsilon_2 - \varepsilon_1$ ;  $BC$  – изменение напряжения образца на участке III, выраженное разностью отношений нагрузки  $P$  к площади поперечного сечения образца  $F$ :

$$\sigma_2 - \sigma_1 = \frac{P_2}{F} - \frac{P_1}{F}. \quad (3)$$

Площадь поперечного сечения образца  $F$  может быть рассчитана как произведение площади поперечного сечения мононити на количество мононитей  $n$ , сопротивляющихся растяжению:

$$F = \frac{\pi D^2}{4} n. \quad (4)$$

Таким образом,

$$E = \frac{4(P_2 - P_1)}{\pi D^2 n (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)}. \quad (5)$$

Результаты испытаний и расчетов прочностных и упругих характеристик исследуемых эндопротезов вдоль петельного столбика и вдоль петельного ряда приведены в табл. 1.

По данным [1] минимально необходимая прочность эндопротеза заданного размера составляет 98,7 Н. Как видно из табл. 1, рекомендуемое значение прочности находится в третьей зоне, характеризующейся деформацией мононитей.

Критические значения разрывной нагрузки для всех исследуемых вариантов превышают этот показатель, то есть исследуемые эндопротезы удовлетворяют требованиям по назначению.

Вариант/ диаметр мо- нонити, мм	Вдоль петельного столбика					Вдоль петельного ряда				
	зона I+II (деформа- ция струк- туры)		зона III (деформация мононити)			зона I+II (деформация структуры)		зона III (деформация мононити)		
	изменение нагрузки, Н	изменение удлинения, %	изменение нагруз- ки, Н/ критическое значе- ние, Н	изменение удлинения, %	модуль продольной упругости E, МПа	изменение нагрузки, Н	изменение удлинения, %	изменение нагруз- ки, Н/ критическое значе- ние, Н	изменение удлинения, %	модуль продольной упругости E, МПа
1/0,12	43	64	208/251	41	220	50	22	306/356	42	186
2/0,12	50	28	225/275	49	200	73	19	270/343	24	270
3/0,09	35	54	91/126	26	280	48	37	87/135	24	258

## ВЫВОДЫ

1. Проведена оценка прочностных и упругих свойств основвязанных хирургических полотен из модифицированных ПП-мононитей, установлен характер деформации при растяжении и критические значения нагрузки.

2. Исследуемые варианты эндопротезов удовлетворяют требованиям по показателям прочности и эластичности.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Goldstein H.S. Selecting the right mesh // *Hernia*. – 1999, № 1. P. 23...26.

2. Zhukovsky V.A., Vinokurova T.I., Zhukovskaya I.I., Rovinskaya L.P. The development and manufacturing of polymeric endoprosthetic meshes for surgery of soft tissues // IV International textile conference MEDTEX. – 2002, Lodz. P.81...85.

3. Жуковский В.А., Хохлова В.А., Гриднева А.В., Коровичева С.Ю. Особенности технологии получения полипропиленовых хирургических мононитей // Межвуз. сб. научн. тр. – СПб.: СПбГТИ (ТУ), 2006. С.122...124.

4. Шалов И.И., Далидович А.С., Кудрявин Л.А. Технология трикотажного производства. – М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984.

5. Торкунова З.А. Испытание трикотажа. – М.: Легпромбытиздат, 1991.

Рекомендована кафедрой трикотажного производства. Поступила 21.12.07.