

ОЦЕНКА СПОСОБНОСТИ МАТЕРИАЛОВ К ФОРМИРОВАНИЮ НАДЕЖНОГО ВАЛА ВДАВЛЕНИЯ НА ОСНОВАНИИ ИХ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ

Проведена доклиническая оценка способности к формированию надежного вала вдавления губчатого силикона, аллопланта для вдавления склеры и биоматериала для эписклерального пломбирования. Механические свойства материалов изучены путем одноосного сжатия. Установлено, что высокая упругая податливость и пластичность силиконовой губки может привести к неполной тампонаде разрыва сетчатки из-за недостаточной высоты вала вдавления. Напротив, большая упругость и жесткость биоматериала для эписклерального пломбирования обеспечивает формирование дозированного по высоте, надежного вала вдавления.

Ключевые слова: эписклеральное пломбирование, биоматериал, упругость, пластичность.

Актуальность

Эписклеральное пломбирование уже более полувека с успехом применяется в хирургии отслойки сетчатки. В основе метода – блестящая идея Е. Custodis (1949): пломба из эластичного материала, с натяжением подшитая к склере в проекции ретинального разрыва, создает вал вдавления, который тампонирует дефект сетчатки, в результате чего активизируется насосная функция хориоидеи, субретинальная жидкость рассасывается, и сетчатая оболочка прилегает. Для пломбирования склеры используют различные материалы синтетического или биологического происхождения, которые характеризуются эластичностью, легкостью моделирования, хорошей переносимостью тканями глаза. При этом одни отличаются биостабильностью [2], другие, напротив, биолabileльны и подвергаются постепенной резорбции и замещению соединительной тканью [3, 8]. Однако исход операции во многом зависит от способности материала к формированию надежного вала вдавления: достаточно высокого для тампонады разрыва сетчатки при буллезной отслойке и достаточно стойкого для возникновения прочного хориоретинального сращения в этой зоне.

Высоту и стабильность вала вдавления оценивают в эксперименте с помощью морфологических исследований, ультразвуковой биометрии [1], компьютерной томографии [7], а также в ходе клинических наблюдений путем офтальмоскопии и эхобиометрии.

Вместе с тем, возможность доклинической оценки способности материала к формирова-

нию надежного вала вдавления представляет практический интерес.

С позиции прикладной механики надежность элементов конструкции оценивается рядом критериев, важнейшие из которых: прочность, жесткость и износостойкость [4].

Прочность – способность конструкции (вала вдавления) сопротивляться разрушению при действии на нее внешних сил (нагрузок).

Жесткость – способность элемента конструкции (материала для пломбирования) сопротивляться деформации.

Инженерные расчеты конструкций невозможны без сведений о материалах, из которых они изготавливаются. Литературные данные о механических характеристиках материалов, применяемых для эписклерального пломбирования, ограничены упоминаниями [4,7]. В связи с этим перед нами была поставлена

Цель

Провести доклиническую оценку способности материалов к формированию надежного вала вдавления на основании их механических свойств.

Материалы и методы

Для проведения испытаний были отобраны материалы 3 видов:

1. Губчатый силиконовый имплантат (производство ЗАО «Медсил» г.Мытищи) – наиболее распространенный в отечественной практике материал для эписклерального пломбирования. Имеет вид пористого жгута диаметром 6 мм.

2. Аллоплант для вдавления склеры, предложенный для хирургического лечения отслойки сетчатки ФГБУ «Всероссийский центр глазной и пластической хирургии» Минздрава РФ. Трансплантат имеет вид прямоугольного параллелепипеда со стороной 6 мм.

3. Биоматериал для эписклерального пломбирования, изготовленный по технологии «Аллоплант». Имеет вид цилиндра, свернутого из полоски биоматериала, диаметром 6 мм с продольным швом.

В соответствии с требованиями ГОСТ 4651-82 образцы материалов были выполнены в виде цилиндров диаметром 6 мм (Аллоплант для вдавления склеры – в виде параллелепипеда со стороной 6 мм) и длиной 12 мм [5].

Эписклеральная пломба является точкой приложения двух сил: силы, действующей со стороны фиксирующих П-образных швов в направлении, перпендикулярном оси пломбы, и силы реакции (противодействия) оболочек глаза. Пломба, таким образом, оказывается сжатой между поверхностью склеры и фиксирующими швами. Поскольку в ходе испытаний объекты должны подвергаться тем же внешним воздействиям, что и на практике, механические характеристики материалов для пломбирования определяли путем одноосного сжатия. Для этого образцы устанавливали между опорными площадками пресса так, чтобы действие нагрузки приходилось в направлении перпендикулярном оси испытуемого объекта. Образцы подвергали последовательному сжатию с нагрузкой (F), возрастающей в пределах 0,143–4,848 ньютонов, при установленной скорости деформирования. Испытание биоматериала для эписклерального пломбирования проводили в двух положениях: «шов сверху» и «шов сбоку» (под углом 90° к направлению действия нагрузки). Для исключения влияния силы трения между пластинами пресса и образцами помещали фторопластовую пленку.

Результаты измерений обрабатывали методами сравнения попарно связанных выборок с использованием критерия Стьюдента для зависимых выборочных совокупностей. Значимыми считали различия при $p < 0,05$ и $p < 0,001$. Расчеты производили с помощью пакета прикладных программ Statistica for Windows v.5.0 и 7.0 (StatSoft Inc.).

Результаты и обсуждение

Результаты испытаний на сжатие/растяжение принято отображать в виде диаграммы – графика, связывающего напряжение ($\sigma = F/A_0$), развивающееся в образце, с его относительной продольной деформацией ($\varepsilon = \Delta d/d$). Все реальные тела под действием нагрузки испытывают деформацию. Упругие тела отличаются способностью восстанавливать исходную форму и размеры после прекращения действия нагрузки [4].

Диаграмма сжатия испытуемых образцов представлена прямой (Рис.1-4), что означает, в данном диапазоне нагрузок материалы проявляют свойство линейной упругости. Деформация образца происходит прямо пропорционально развитию напряжения. Эту зависимость описывает закон Гука:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E}$$

Тангенс угла наклона ОА к оси абсцисс соответствует величине E – модулю упругости (Юнга) – коэффициенту, характеризующему сопротивление материала сжатию/растяжению при упругой деформации, т. е. его жесткость. Наибольшие значения модуля упругости были получены при сжатии биоматериала для эписклерального пломбирования в положении «шов сверху»: $0,182 \pm 0,025$ и «шов сбоку»: $0,156 \pm 0,03$. Несколько меньшим оказался модуль упругости аллопланта для вдавления склеры: $0,147 \pm 0,027$. Наименьшую жесткость продемонстрировала силиконовая губка: $0,123 \pm 0,028$. Различия в показателях статистически значимы ($p < 0,0001$). Полученные данные согласуются с описанной в литературе высокой упругой податливостью (малой жесткостью) материалов на основе искусственного каучука, к которым и относится губчатый силикон [4].

При больших нагрузках реальные тела обнаруживают свойство пластичности, выражающееся в отклонении от линейности и появлении остаточных деформаций после устранения нагрузки. Точка перехода прямолинейного участка диаграммы в криволинейный соответствует пределу пропорциональности – наибольшему напряжению, при котором еще выполняется закон Гука: $\sigma_{np} = \frac{F}{A_0}$. Эта величина характеризует упругие свойства материала.

В нашем исследовании ни у одного из материалов не был достигнут предел пропорцио-

нальности, т. к. эта величина находится вне диапазона применявшихся нагрузок. Поэтому за условный предел пропорциональности было принято напряжение, развивавшееся в ответ на максимальную нагрузку. Наименьшие значения были получены при сжатии губчатого силикона: $0,069 \text{ МПа} \pm 0,05$ – и аллопланта для вдавления склеры: $0,082 \text{ МПа} \pm 0,013$. Биоматериал для эписклерального пломбирования сохранял упругие свойства при большем напряжении: в положении «шов сверху» – $0,105 \text{ МПа} \pm 0,01$, в положении «шов сбоку» – $0,091 \text{ МПа} \pm 0,014$. Различия в показателях статистически значимы ($p < 0,007$). Полученные данные согласуются

с описанной в литературе высокой пластичностью силиконовых каучуков [7].

Заключение

Таким образом, результаты исследования показали: при сжатии с нагрузкой, возрастающей в пределах $0,143\text{--}4,848$ ньютонов, все испытываемые материалы проявляли свойство линейной упругости. Наибольшую упругость и жесткость продемонстрировал биоматериал для эписклерального пломбирования при сжатии в положении «шов сверху». Несколько меньшие – аллоплант для вдавления склеры. Наименьшую упругость и жесткость показала силиконовая губка.

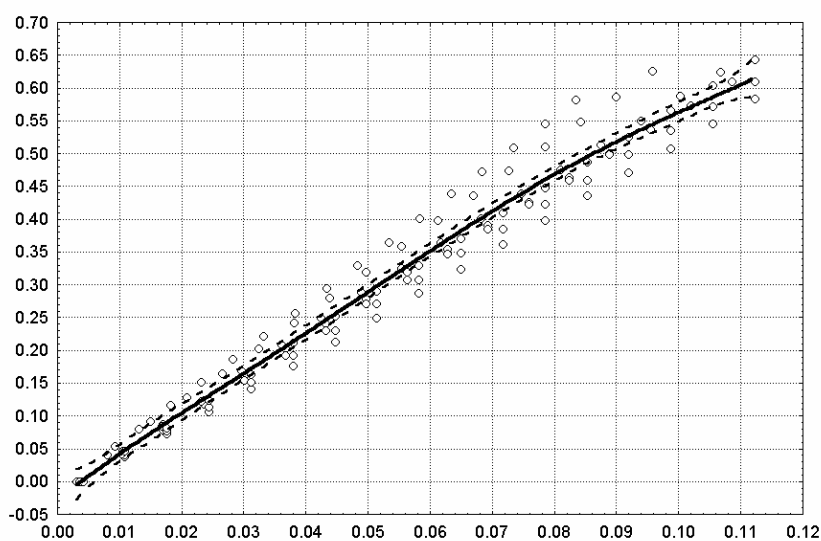


Рисунок 1. Диаграмма сжатия биоматериала для эписклерального пломбирования в положении «шов сверху» (ось абсцисс – относительная продольная деформация, ось ординат – напряжение, МПа)

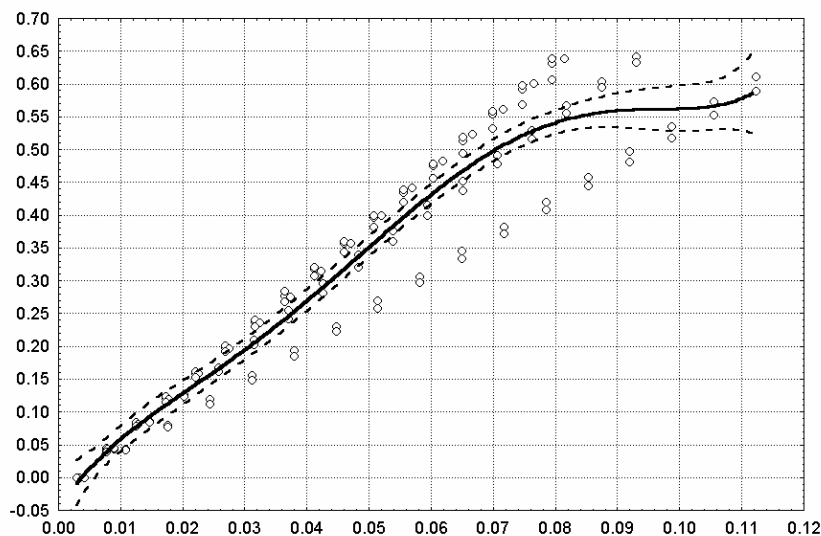


Рисунок 2. Диаграмма сжатия биоматериала для эписклерального пломбирования в положении «шов сбоку» (ось абсцисс – относительная продольная деформация, ось ординат – напряжение, МПа)

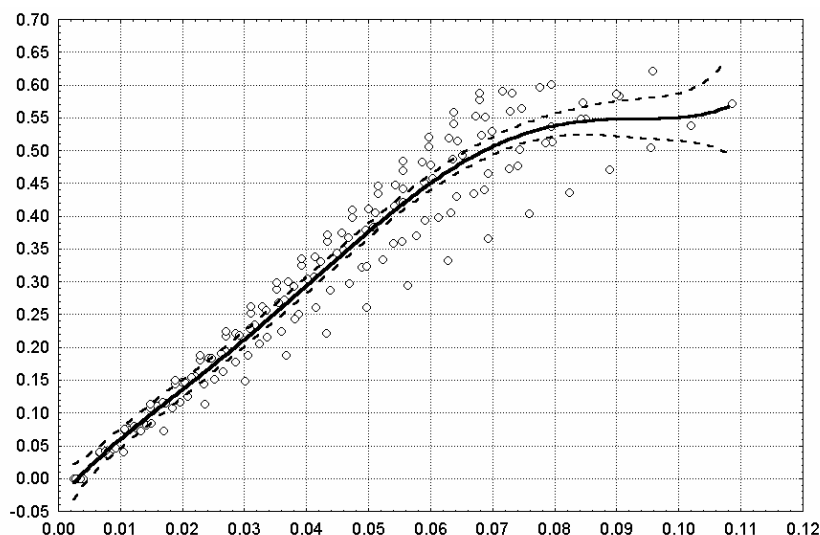


Рисунок 3. Диаграмма сжатия аллопланта для вдавления склеры (ось абсцисс – относительная продольная деформация, ось ординат – напряжение, МПа)

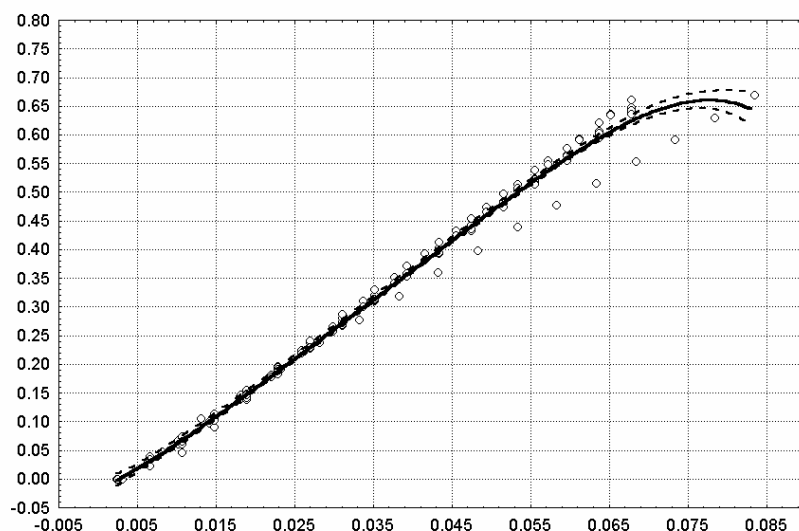


Рисунок 4. Диаграмма сжатия губчатого силиконового имплантата (ось абсцисс – относительная продольная деформация, ось ординат – напряжение, МПа)

Известно, что при использовании губчатых силиконовых имплантатов формирование вала вдавления происходит в течение суток после операции, по мере компенсации офтальмотонуса [5]. Это затрудняет интраоперационную оценку высоты вала вдавления и может привести к неполной тампонаде разрыва сетчатки. Недостаточная высота вала вдавления может быть вызвана и большой пластичностью губчатого силикона, которая выражается в неполном восстановлении формы и размеров имплантата после устране-

ния нагрузки (компенсации офтальмотонуса) из-за возникновения остаточных деформаций. Напротив, большая жесткость биоматериала для эписклерального пломбирования позволяет проводить точную интраоперационную оценку выраженности эффекта вдавления. А большая упругость обеспечивает восстановление его формы и размеров после устранения нагрузки (компенсации офтальмотонуса) и приводит к формированию дозированного по высоте, надежного вала вдавления.

28.09.2012

Список литературы:

1. Антонова М.Д. Применение текстильных имплантатов из полиэфирного полотна для хирургического лечения отслойки сетчатки. Автореф. дис. ... кан. мед.наук. – Москва, 2007. – 28с.
2. Волков В.В., Бржеский В.В., Ушаков Н.А. Офтальмохирургия с использованием полимеров. – СПб: Гиппократ, 2003. – С.5-37, 261-309
3. Галимова А.Б. Пломбирование склеры биоматериалом Аллоплант при регматогенной отслойке сетчатки // Ерошевские чтения: тезисы. – Самара, 2012. – С.293-296
4. Иосилевич Г.Б., Лебедев П.А., Стреляев В.С. Прикладная механика: для студентов вузов. – М., 1985. – С.146-168, 233-238, 250-270
5. Крейссиг И. Минимальная хирургия отслойки сетчатки: Практическое руководство / пер. с англ. – В 2 т. – М., 2005 – Т.1 – 289с.
6. Лекции по прикладной механике: электронный учебный курс для студентов вузов/ составитель: Каримов И.И. – Уфа, 2010. URL: <http://www.prikladmeh.ru/lect.html>;
7. Эластомеры и каучуки. URL: <http://kalinaplast.ru/maim/informaciya/stati/751/731.html> (дата обращения: 20.09.2012);
8. Lansman S. Evaluation of bioabsorbable poly-L/D-lactide implant for scleral buckling. An experimental study // Acta Univ. Oul. D Medica 1039, 2009.

Сведения об авторах:

Галимова Айсылу Булатовна, аспирант кафедры офтальмологии Российской медицинской академии последипломного образования г. Москва и ФГБУ «Всероссийский центр глазной и пластической хирургии» Минздрава РФ
450075, г. Уфа, Р.Зорге 67/1, e-mail: aible@mail.ru

Первушин Юрий Сергеевич, доктор технических наук, профессор
Уфимского государственного авиационного технического университета
450000, г.Уфа, К. Маркса, 12

UDC 617.735-007.281-089.844:531./539.3

Galimova A.B., Pervushin Yu.S.

ESTIMATION OF MATERIALS POSSIBILITIES TO FORMATION OF IMPRESSION ROBUST BANK ON THE BASE OF MECHANICAL PROPERTIES

A preclinical evaluation of an ability of the silicone sponge and biomaterial for scleral buckling to create a reliable buckling effect was done. The mechanical properties of the materials were tested by an axial compression. An elasticity modulus and proportional elastic limit were measured. It was established that the flexibility and pliability of the silicone sponge can result in an insufficient buckling effect. In contrast, higher elasticity and stiffness of the biomaterial for scleral buckling provide a reliable and controlled intendation.

Key words: scleral buckling, biomaterial, elasticity, pliability.

Bibliography:

1. Antonova M.D. Application of textile grafts from polyether material for surgical treatment of retinal detachment. Author's abstract ... cand. med. sciences. – Moscow, 2007. – 28p.
2. Volkov V.V., Brzheskiy V.V., Ushakov N.A. Ophthalmosurgery with polymers application. – SPb: Gippokrat, 2003. – P.5-37, 261-309
3. Galimova A.B. Sclera filling by biomaterial Alloplant at rhegmatogenous retinal detachment // Eroshevskiy chteniya: theses. – Samara, 2012. – P.293-296
4. Iosilevich G.B., Lebedev P.A., Strelyayev V.S. Applied mechanics: for students of universities. – М., 1985. – P.146-168, 233-238, 250-270
5. Kreyssig I. Minimal surgery of retinal detachment: Practical guidance / translated from english. – In 2 vol. – М., 2005 – Vol.1 – 289 p.
6. Lectures at applied mechanics: electronic instructional course for students of universities/ author: Karimov I.I. – Ufa, 2010. URL: <http://www.prikladmeh.ru/lect.html>
7. Elastomer and India rubbers. URL: <http://kalinaplast.ru/maim/informaciya/stati/751/731.html> (the data of resort: 20.09.2012)
8. Lansman S. Evaluation of bioabsorbable poly-L/D-lactide implant for scleral buckling. An experimental study // Acta Univ. Oul. D Medica 1039, 2009.