

ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ТРАНСПЛАНТАТОВ ДЛЯ СКЛЕРОПЛАСТИКИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

Изучены биомеханические свойства различных тканей, применяемых для склеропластики по поводу прогрессирующей миопии в норме. Изучены прочностные характеристики трансплантатов в процессе структурной перестройки при экспериментальной склеропластике, изучены особенности и различия примененных трансплантатов.

Актуальность

В последние годы отводится большое внимание изучению биомеханических свойств различных тканей не только в аспекте изучения особенностей патогенеза некоторых заболеваний, но и выяснения механизмов возможных путей воздействия для восстановления патологически измененных прочностных характеристик различных структур и тканей.

При склеропластике трансплантат выполняет роль каркаса, препятствующего дальнейшему удлинению глазного яблока, в основном, в передне-заднем направлении. Поэтому применяемый для данной цели трансплантат должен обладать адекватными упруго-деформативными свойствами. Следует учитывать биомеханические свойства формирующего регенерата. Часто используемым материалом для склеропластики при прогрессирующей миопии является склера, видимо, не из-за биомеханических характеристик, а в силу ее геометрических форм и возможностью адаптации склерального бокала при ее трансплантации. Однако, по данным Е.Н. Иомдиной (2000), склера обладает, по сравнению с другими трансплантатами, минимальными прочностными характеристиками.

Цель исследования

Изучение биомеханических свойств различных трансплантатов в норме и в процессе структурной перестройки в эксперименте.

Материалы и методы

Физико-механические исследования тканей проведены на секционном материале 65 трупов людей обоего пола, погибших от травм в возрасте 18-50 лет.

У 30 кроликов мужского пола весом 3,5-4,0кг забирали различные ткани и исследовали с целью выявления нормальных упруго-деформативных параметров различных трансплантатов.

Исследования динамики биомеханических свойств различных трансплантатов в процессе «замещения-перестройки» проводили на 280 кроликах мужского пола весом 3,5-4,0 кг. Всем кроликам проводили по одной методике склеропластику различными трансплантатами. Животных выводили из опыта через 7, 14, 21, 30, 90, 180, 360 суток внутривенным введением фенобарбитала в дозе 100 мг/кг, затем производили забор материала.

Для исследований изготавливали стандартного образца трансплантаты: их вырезали пресс-ножом стандартной конструкции. В данном случае были одинаковы длина и ширина трансплантатов, а их толщину определяли дополнительно в каждом случае.

Физико-механические свойства различных тканей испытывали на разрывной машине ZM-40 (Carl Zeiss, Германия) при одноосном растяжении. Регистрировали предельные значения нагрузки и удлинения трансплантата, проводили графическую запись диаграммы растяжения с целью получения зависимости «напряжение-деформация», определяли предел прочности, предельную продольную деформацию и модуль упругости Юнга.

С целью выяснения особенностей и различий примененных трансплантатов проводили статистическую обработку данных однофакторным и двухфакторным дисперсионным анализом.

Результаты и обсуждение

Изучены различные ткани, имеющие пластинчатое строение, которые могли бы

быть применимы в качестве трансплантата для склеропластики при прогрессирующей и осложненной миопии. К критериям подбора трансплантатов для этих целей мы также отнесли моделируемость, биомеханические свойства и фиброархитектонику коллагеновых волокон: прежде всего, обращали внимание на плотное однонаправленное расположение пучков коллагеновых волокон в основном слое. К таковым структурам относятся сухожилия, сухожильно-фасциальные образования, фасции. А также наше внимание привлекла белочная оболочка яичка, которая ввиду своей сферичности (эллипсоидности) и была бы идеальным трансплантатом для склеропластики и адекватно плотно прилегала к ложу глазного яблока.

Таковыми тканями явились:

1. Сухожильно-фасциальный комплекс, образованный сухожилием широчайшей мышцы спины (*tendo m. latissimus dorsi*) и поверхностным листком грудно-поясничной фасции (*lamina superficialis fascia thoracolumbalis*) – ТЛД;

2. Сухожилие подвздошно-реберной мышцы (*tendo m. ileocostalis*) – СМИК;

3. Белочная оболочка яичка (*tunica albuginea testis*) – ТАТ.

Сухожильно-фасциальный комплекс имеет пластинчатое строение с двухслойным плотным расположением соединительнотканых структур друг к другу под углом, примерно, 50-70° с прочной связью между слоями. Такое строение предрасполагает к хорошей шовной фиксации, плотному облепанию глазного яблока при его трансплантации и формированию плотного, прочного регенерата на поверхности склеры, который может играть фиксирующую роль, например, при склеропластике по поводу прогрессирующей миопии. Данный трансплантат имеет оптимальную толщину – 0,8-1,0мм, его полезная площадь составляет 120-180см² (с обеих сторон два раза больше).

Физико-механические свойства данного сухожильно-фасциального комплекса у человека по линии сухожилия широчайшей мышцы спины характеризуются высокой предельной прочностью, которая составляет 22,78±12,02 мПа, и небольшой величи-

ной абсолютной продольной деформации – 0,06±0,02. Отсюда и вытекает высокий для биологических тканей модуль упругости Юнга – E= 379±49,68 мПа. Несколько меньше прочностные свойства по одноосному растяжению по направлению волокон поверхностного листка груднопоясничной фасции: предел прочности – 22,32±11,06 мПа, относительное удлинение – 0,21±0,02 и высокие показатели модуля упругости Юнга – 106±24 мПа. В практике идеально различить эти направления на трансплантате не всегда удается, поэтому за норму приняты последние значения.

Сухожилие подвздошно-реберной мышцы имеет толщину 1,0-2,0 мм, имеет маленькую полезную площадь в 20-25см² (с обеих сторон 50см²), волокнистые структуры расположены однонаправлено с рыхлой поперечной связью между ними, что затрудняет шовную фиксацию. Но следует отметить, при пересадке образуется плотный, прочный регенерат. Обладает высокими биомеханическими свойствами.

Белочной оболочке яичка характерны двухслойное расположение волокнистых структур с их ориентированием в одном направлении в слоях, но не совпадающим с предыдущими слоями, более рыхлое их расположение. Поэтому она обладает меньшими прочностными свойствами, чем сухожилия и фасции.

Для сообразности сравнений приводим прочностные характеристики склеры человека в меридиональном направлении (таб. 1)

Таким образом, прочностные параметры сухожильно-фасциального комплекса и сухожилия превышают таковые склеры, разница статистически достоверна (p<0,001). Вышеприведенные данные показывают, какой «запас прочности» имеют сухожилия и сухожильно-фасциальные образования по сравнению со склерой. Прочностные характеристики белочной оболочки яичка аналогичны таковым склеры.

Представляет определенный интерес изучение закономерностей перестройки биомеханических свойств «трансплантата-регенерата» в различные сроки после операции в эксперименте.

Таблица 1. Биомеханические характеристики различных тканей человека.

Трансплантат	Предел прочности = σ (МПа) (M \pm m)	Относительная продольная деформация = ϵ (M \pm m)	Модуль упругости Юнга = E (МПа) (M \pm m)
Сухожильно-фасциальный комплекс	22,32 \pm 11,06	0,21 \pm 0,02	106,39 \pm 24,22
Сухожилие подвздошно-реберной мышцы	15,35 \pm 4,03	0,22 \pm 0,02	69,76 \pm 12,23
Белочная оболочка яичка	7,82 \pm 0,79	0,23 \pm 0,02	34,04 \pm 2,68
Склера	7,71 \pm 0,69	0,23 \pm 0,01	33,55 \pm 2,54

Таблица 2. Биомеханические характеристики различных тканей кролика.

Трансплантат	Предел прочности σ (МПа) (M \pm m)	Относительная продольная деформация = ϵ (M \pm m)	Модуль упругости Юнга =E (МПа) (M \pm m)
Сухожильно-фасциальный комплекс	4,47 \pm 0,05	0,06 \pm 0,009	72,48 \pm 11,38
Сухожилие подвздошно-реберной мышцы	2,83 \pm 0,06	0,21 \pm 0,008	13,89 \pm 0,96
Белочная оболочка яичка	0,87 \pm 0,04	0,33 \pm 0,02	2,69 \pm 0,26
Склера	0,71 \pm 0,02	0,48 \pm 0,02	1,46 \pm 0,08

Прежде, чем приступить к рассмотрению данного вопроса, следует остановиться на стартовых прочностных характеристиках вышеперечисленных трансплантатов у кролика (таблица 2).

Нами были проведены исследования пределов прочности (ПП), абсолютной продольной деформации (АПД) 4-х трансплантатов (ТЛД, СМИК, ТАТ и склеры) и расчет на их основании модуля упругости Юнга (МУП) до операции, через 7, 14, 30, 90, 180 и 360 суток после склеропластики. На каждом «временном срезе» проверяли по 20 образцов каждого трансплантата. Полученные результаты были подвергнуты двухфакторному дисперсионному анализу. Контролируемыми факторами в данном случае являлись сроки измерения (фактор времени) и тип трансплантата.

Исследование динамических пределов прочности (ПП) различных трансплантатов показало, что влияние обоих факторов и их сочетания достаточно велико, высокозначимо, но неравнозначно (рис. 1).

Так наибольшее влияние на ПП оказывал сам тип трансплантата ($\eta^2 = 65\%$, $F=166156$, $p < 0,00001$). Как видно из рисунка, это проявлялось в резком различии уровней ПП ТЛД и СМИК, в сравнении с ТАТ и склерой, имеющем место даже на фоне резких колебаний ПП во времени.

В этом смысле трансплантаты образуют как бы две достаточно отчетливо различающиеся группы. Первую образуют ТЛД и СМИК, у которых, в целом, по всему периоду наблюдений ПП, в среднем, составляет $\sigma = 2,87 \pm 1,33$ МПа и $\sigma = 2,23 \pm 0,59$ МПа, соответственно. Вторую группу образуют ТАТ и склера, для которых эти показатели составляют $\sigma = 0,64 \pm 0,24$ МПа и $\sigma = 0,51 \pm 0,20$ МПа, соответственно. Хорошо заметно, что средние уровни ПП претерпевают изменения во времени (влияние «фактора времени» в целом для всех групп 21%, $F=27313$, $p < 0,00001$), характер которых, однако, не отличается особым своеобразием для разных трансплантатов (сочетанное влияние типа трансплантата и «времени» – всего 14%, $F=5873$, $p < 0,00001$). Как видно, средний уровень ПП для всех трансплантатов снижается уже через неделю после операции, достигая минимальных значений примерно к трем месяцам после нее и медленно возвращаясь к исходному уровню последующие 9 месяцев. Различие трансплантатов в этом отношении состоит лишь в интенсивности подобных изменений. При этом оказалось, что минимальной интенсивностью вариаций ПП обладает СМИК – различия максимальных и минимальных значений в 2,8 раза, а у ТЛД, ТАТ и склеры эта разница практически вдвое больше и примерно одинакова – примерно шестикратная. И

даже в период резкого снижения ПП в срок наблюдения, 90-е сутки, данный показатель для ТЛД и СМИК в 7 и 9 раз (0,77 и 0,99) превышают таковые склеры (0,11) в этот срок наблюдения и даже несколько превышают первоначальные значения ПП склеры.

Совершенно иная картина имела место при анализе абсолютной продольной деформации – ϵ (АПД).

Как видно на рис. 2, у каждого из трансплантатов этот параметр испытывает волнообразные колебания, но лишь в пределах некоего характерного для него диапазона. В силу этого фактор типа трансплантата оказывал на АПД практически исчерпывающее влияние: $\eta^2=98\%$, $F=18926$, $p<<0,00001$. Как следствие, влияние, в целом, фактора времени и сочетания обоих факторов, оказалось хотя и значимым, но практически ничтожным: $\eta^2=0,5\%$, $F=44$, $p<0,0001$ и $\eta^2=0,8\%$, $F=24,7$, $p<0,0001$, соответственно. При этом проверка однофакторным анализом показала, что колебания АПД для каждого трансплантата оказались высоко достоверными. Столь малое влияние фактора времени и отсутствие специфических особенностей его проявления, в целом, объясняются резкими различиями уровня этих вариаций АПД. Кроме того, следует отметить, что, как это хорошо видно даже из общего рисунка, фазы колебаний АПД для ТЛД и СМИК четко совпадают, а для ТАТ и склеры не синфазны ни друг другу, ни ТЛД и СМИК.

Следовательно, в контексте сравнения трансплантатов имеет смысл рассматривать только АПД, усредненные по всему периоду наблюдений, которые составили для ТЛД $\epsilon = 0,09 \pm 0,02$, для СМИК $\epsilon = 0,23 \pm 0,02$, для ТАТ $\epsilon = 0,34 \pm 0,03$ и для склеры $\epsilon = 0,47 \pm 0,02$.

Рассмотрим теперь уровни и динамику модуля упругости Юнга E (МУП), выводимого, из двух рассмотренных выше параметров. Сразу отметим, что, хотя основным, доминирующим на общий уровень МУП фактором опять в этом случае оказался тип трансплантата ($\eta^2=62\%$, $F=5226$, $p<<0,00001$), очень рельефно проявилось влияние сочетания действия фактора трансплантата и времени

($\eta^2=24\%$, $F=335$, $p<<0,0001$). Это указывает на реальную существующую специфику динамических изменений МУП у разных трансплантатов, в результате чего, в целом, по всему их комплексу влияние временного фактора оказалось несущественным ($\eta^2=6\%$, $F=517$, $p<<0,0001$). Это хорошо заметно на рис. 3.

Действительно, наиболее высокий средний уровень МУП ($E=35,7 \pm 21,9$ мПа) имеет ТЛД. Причем, именно у этого трансплантата МУП наиболее резко (с исходных $E=72,5 \pm 11,3$ мПа до $E=7,5 \pm 0,8$ мПа, т. е. почти в 10 раз!) снижается к трем месяцам после операции, причем статистически значимо ($p<0,00001$) не «возвращается» к исходной величине в конце срока наблюдения ($E=59,6 \pm 4,4$ мПа). Для СМИК средний уровень МУП втрое ниже ($E=9,9 \pm 3,0$ мПа) и снижается к 90-му дню после операции всего в 4 раза, а далее постепенно достигает практически исходного уровня: $E=13,7 \pm 0,96$ мПа; $E=4,1 \pm 0,24$ мПа и $E=13,2 \pm 0,38$ мПа, соответственно. Что касается ТАТ и склеры, то в этом случае МУП, во-первых, наиболее низок (в среднем $E=1,9 \pm 0,76$ мПа и $E=1,1 \pm 0,44$ мПа), а, во-вторых, падает к 90-му дню почти столь же резко, как в случае ТЛД (примерно в 7 и 6 раз) и практически восстанавливается к году после операции. Исходно и в эти сроки МУП составляет для ТАТ $E=2,6 \pm 0,26$ мПа, $E=0,38 \pm 0,06$ мПа и $E=2,21 \pm 0,11$ мПа, а для склеры $E=1,46 \pm 0,07$ мПа, $E=0,23 \pm 0,04$ мПа и $E=1,42 \pm 0,05$ мПа.

Заключение

Таким образом, проведенные физико-механические исследования показали, что биомеханические свойства трансплантатов зависят от особенностей фиброархитектоники коллагеновых волокон в их составе. Наибольшие показатели прочности и упругости характерны для ТЛД, несколько меньше для СМИК. А для трансплантата ТАТ характерны аналогичные для склеры прочностные показатели. В процессе «замещения-перестройки» даже на 90-е сутки в момент «падения» этих показателей у трансплантатов ТЛД и СМИК в этот срок наблюдения превышают первоначальные их значения, характерные для трансплантата склеры.

Список использованной литературы:

1. Иомдина, Е.Н. Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: Дисс. ... докт. биол. наук. – М.: – 2000. – 316.

Иллюстрации на стр. 190