

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БОЛЬШОЙ ПОДКОЖНОЙ ВЕНЫ ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ УСЛОВИЯХ ИСПЫТАНИЙ***А.С. Борде**

aenea.doerb@mail.ru

SPIN-код: 1122-8632

И.В. Хайдукова

irina.khaydukova@mail.ru

SPIN-код: 2011-3499

Н.В. Беликов

aneox@list.ru

SPIN-код: 6876-9521

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

Аннотация

Диссипативные свойства венозной стенки применяются в исследовании хирургических воздействий на биоткань, однако являются малоизученными. При их измерении условия испытаний, такие как наличие жидкой среды и ее температура, могут оказывать существенное влияние. В данной работе исследована зависимость начала пластической деформации и необходимого количества циклов предварительной обработки от условий внешней среды: в физрастворе при температуре 37 °С и на воздухе при 23 °С. Для большой подкожной вены человека значение растяжения, соответствующее началу пластической деформации, было равно в среднем 1,8 на воздухе и 2,0 в физрастворе. Необходимое количество циклов составило в среднем 5 на воздухе и 4 в физрастворе. Параметр необходимого количества циклов показал статистически значимую зависимость от условий проведения испытаний, что демонстрирует необходимость проведения биомеханических испытаний с многоцикловой предварительной обработкой в условиях, максимально приближенных к *in vivo*.

Ключевые слова

Биомеханические свойства, большая подкожная вена, диссипативные свойства, пластическая деформация, циклическая предобработка, гистерезис, условия испытаний, одноосное растяжение

Поступила в редакцию 24.04.2020

© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2020

Введение. Исследование биомеханических характеристик венозной стенки человека предполагает описание экспериментальных данных, которые отображают нелинейные упруго-деформативные и прочностные свойства, включающие эффект разупрочнения ткани (*stress softening*) при циклических испытаниях [1, 2].

В процессе циклического воздействия на биоткани при снятии нагрузки наблюдается существенный гистерезис. Его величина характеризует энергию, рассеянную или поглощенную в биоматериале за цикл испытания. Циклические испытания также применяются при предварительной обработке образца до мо-

* Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ №18-31-00433-мол_а.

мента достижения постоянного графика нагрузки-разгрузки с целью повышения повторяемости и достоверности регистрируемых биомеханических свойств. В отличие от упруго-деформативных свойств венозной стенки [3–5], ее диссипативные свойства являются малоизученными.

Важным аспектом испытаний для имитации условий, близких к *in vivo*, является их проведение в жидкой среде [6]. Известно, что ее наличие может значительно влиять на значения биомеханических характеристик артерий [7]. Однако для проведения испытаний в жидкой среде требуется дополнительное оборудование, в то время как на настоящий момент изучение влияния внешней среды на диссипативные свойства вен не проводилось. На основе полученных ранее данных о наличии статистически значимых различий между биомеханическими характеристиками вен нижних конечностей при их испытании на воздухе при комнатной температуре и в изотоническом 0,9%-ном растворе хлорида натрия (физиорастворе) при 37 °С [8] было сделано предположение о наличии подобного влияния на диссипативные свойства венозной стенки.

С этой целью в данной работе была изучена зависимость диссипативных свойств, измеряемых при циклических испытаниях, от условий внешней среды. Условия, приближенные к *in vivo*, моделировали помещением образца в физиораствор при температуре 37 °С. Безжидкостные испытания проводили на воздухе при комнатной температуре.

Материалы. Испытания на гистерезис венозной стенки были проведены на 14 образцах большой подкожной вены (БПВ), пораженной варикозом. Изъятие вены осуществлялось во время операции сафенэктомии. Возраст пациентов варьировался от 42 до 68 лет и в среднем составил 51 год.

Образцы были подготовлены и испытаны в течение 24 ч после изъятия. Форма образцов — двусторонняя лопатка с рабочей частью 12×2 мм. Чтобы избежать деформации образцов, их толщину определяли с помощью электромеханического толщиномера. Измерение осуществлялось в трех точках рабочей части с последующим усреднением.

Образцы были разделены на две группы в зависимости от условий испытаний: на воздухе при температуре 23 ± 2 °С (7 образцов) и в термостатической камере в физиорастворе при температуре 37 ± 1 °С (7 образцов).

Методы. Исследования биомеханических свойств во многих случаях не включают нагрузку до разрыва образцов [6], однако при этом невозможно исследовать свойства материала на участках предельных деформаций, что затрудняет последующее использование полученных данных в исследовании хирургических воздействий на биоткань. Вследствие этого в данной работе образцы вен испытывали до разрыва.

Предложенная методика проведения испытаний, описанная в [9], включает определение начала возникновения микроскопических разрывов в ткани по реакции сосудистой стенки на нагружение. Для этого методика испытаний содержит дополнительный этап, заключающийся в повторном растяжении образца при более низком значении растяжения. Подобные повторные испытания проводятся после каждого шага увеличения растяжения (рис. 1).

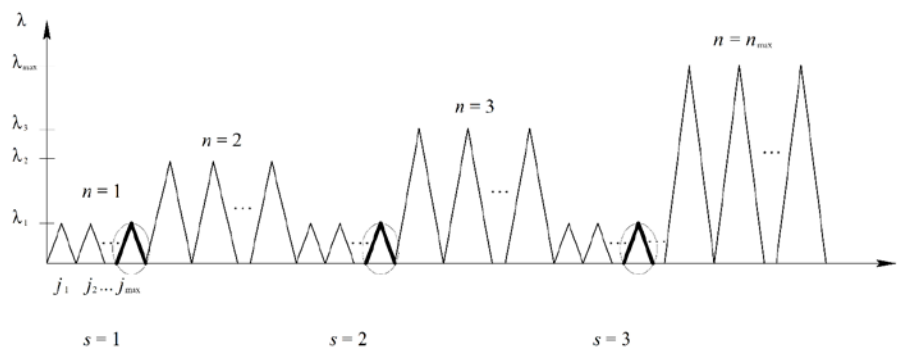


Рис. 1. Схема нагружения образца:

$n = 1, \dots, n_{max}$ — шаг увеличения растяжения; $s = 1, \dots, s_{max}$ — этап испытания; j — номер цикла; λ — растяжение; t — время; предварительное циклическое испытание обозначено треугольником с тонкими линиями; этап сравнения для определения критерия K_1 обозначен треугольником с жирными линиями

Для определения степени разупрочнения ткани можно задать критерий, позволяющий оценивать совпадение графиков гистерезиса при низком уровне растяжения на различных циклах по сравнению с начальным циклом нагружения. В разработанной методике с этой целью предложен критерий K_1 , основанный на методе наименьших квадратов. Сравнение проводится на последнем цикле каждого этапа испытания (j_{max}) по формуле

$$K_1 = \sum_{i=1}^{i_{max}} (F_{i,s} - F_{i,1})^2, \quad (1)$$

где $F_{i,s}$ — сила на i -й точке цикла s -го этапа испытания; $F_{i,1}$ — сила на i -й точке цикла первого этапа испытания.

При большом объеме циклических испытаний мягкие ткани демонстрируют стабилизированную зависимость напряжения от деформации (*equilibrium stress — strain curve*) с постоянной величиной гистерезиса. В связи с этим для определения необходимого количества циклов предварительной обработки предложен аналогичный критерий K_2 для сравнения текущего и последующего циклов нагружения:

$$K_2^{j+1} = \sum_{i=1}^{i_{max}} (F_{i,j+1} - F_{i,j})^2, \quad (2)$$

где j — номер цикла.

Растяжение, соответствующее началу пластических деформаций, определялось по максимуму полученных значений критерия K_1 . Необходимое количество циклов определялось по минимуму полученных значений критерия K_2 среди всех шагов увеличения растяжения.

Максимальное растяжение образцов определялось по формуле

$$\lambda = \frac{l_k}{l_n}, \quad (3)$$

где l_k — конечная рабочая длина образца; l_n — начальная рабочая длина образца.

Таким образом, методика состоит из следующих этапов:

- 1) предварительная нагрузка образца до 0,01 Н для устранения провиса;
- 2) 7 циклов растяжения образца из нерастянутого состояния ($\lambda_0 = 1$) до минимального значения растяжения ($\lambda_1 = 1,1$, отмечено на рис. 1);
- 3) 7 циклов растяжения образца из нерастянутого состояния ($\lambda_0 = 1$) до $\lambda_2 = 1,2$ (отмечено на рис. 1);
- 4) повторение этапов 3, 4 е для каждого шага увеличения до конца испытания ($n = 3, \dots, \max, s = 3, \dots, \max$), соответствующих различным значениям растяжения ($\lambda = 1,3, \dots, \max$ соответственно, значения λ отмечены на рис. 1);
- 5) расчет критерия K_1 по формуле (1) (определение положения точки начала пластической деформации);
- 6) расчет критерия K_2 по формуле (2) (определение необходимого количества циклов нагружения).

Получаемое значение гистерезиса мягких тканей несущественно зависит от скорости растяжения [10]. В связи с этим для уменьшения времени проведения испытания скорость растяжения была выбрана равной 20 мм/мин.

Результаты. Вид регистрируемой зависимости силы от удлинения на примере образца из группы испытываемых в физрастворе представлен на рис. 2.

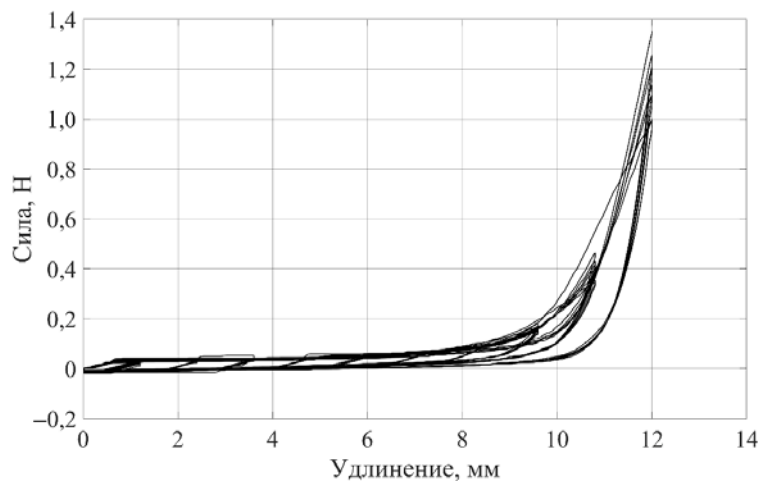


Рис. 2. Циклическое нагружение образца венозной стенки

Нормированные значения критерия K_1 для групп образцов, испытанных на воздухе и в физрастворе, отражены на рис. 3 и 4 соответственно. Серым цветом отмечены данные образцов, черным — среднее значение для всех образцов в группе. Каждый тип меток соответствует отдельному образцу, среднее значение для всех образцов отмечено жирной линией.

Начало пластической деформации соответствовало максимальному значению критерия K_1 для всех этапов испытания s . Проверка на нормальность распределения значений критерия K_1 в исследуемых группах проводилась по критерию Шапиро — Уилка. В каждой из групп распределение значений критерия K_1 соот-

ветствовало нормальному распределению ($p < 0,05$). Достоверность различий средних значений критерия определения начала пластической деформации для образцов на воздухе и в физрастворе проверяли с помощью критерия Стьюдента. Статистически значимых различий в значениях критерия не было обнаружено ($p < 0,05$).

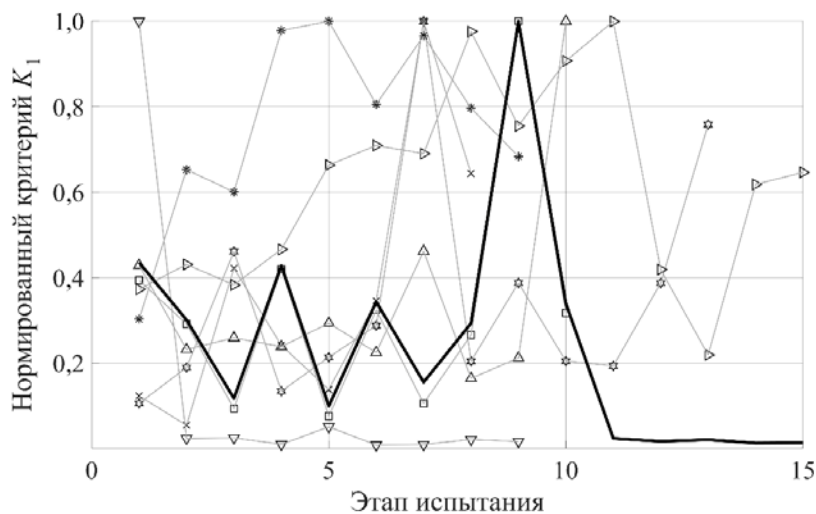


Рис. 3. Нормированный критерий K_1 определения положения точки начала пластической деформации для образцов на воздухе

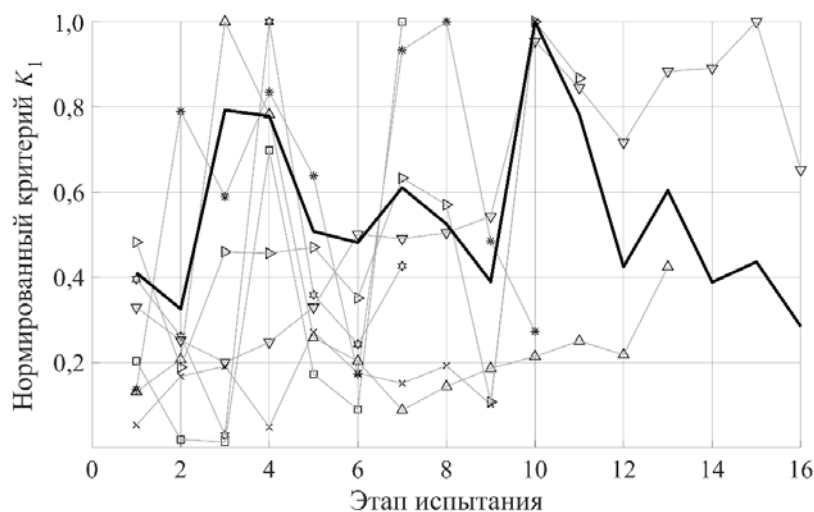


Рис. 4. Нормированный критерий K_1 определения положения точки начала пластической деформации для образцов в физрастворе

Значения критерия, округленное до целого числа этапов сравнения, составило на воздухе 8 ± 3 , для физраствора — 10 ± 4 . Таким образом, в среднем значение растяжения, при котором начинается пластическая деформация, соответствует 1,8 для воздушной среды и 2,0 для жидкостной.

Значение критерия K_2 , отражающего различия между графиками испытаний на последовательных циклах, было определено для каждого шага увеличения растяжения n . Средние по образцам значения данного критерия для групп образцов, испытанных на воздухе и в физрастворе, представлены на рис. 5 и 6 соответственно.

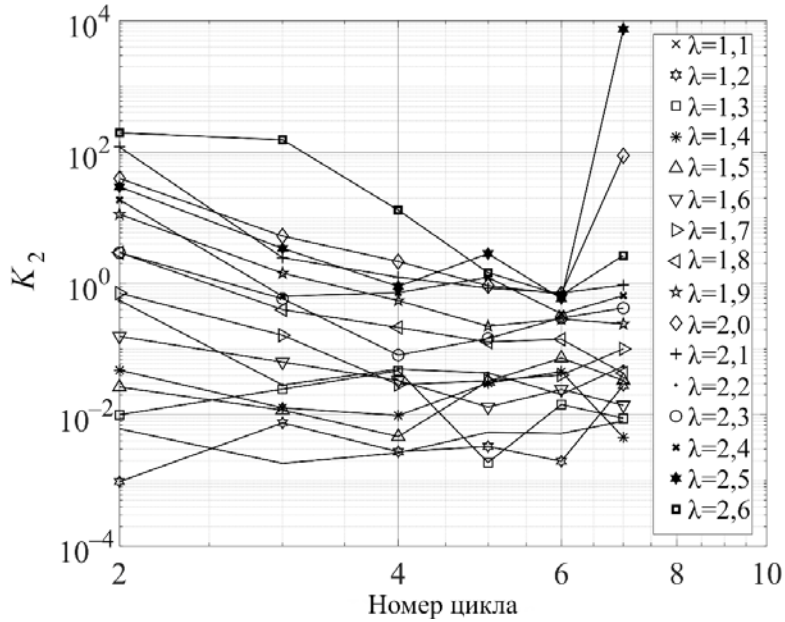


Рис. 5. Усредненный критерий K_2 определения необходимого количества циклов нагружения для образцов на воздухе

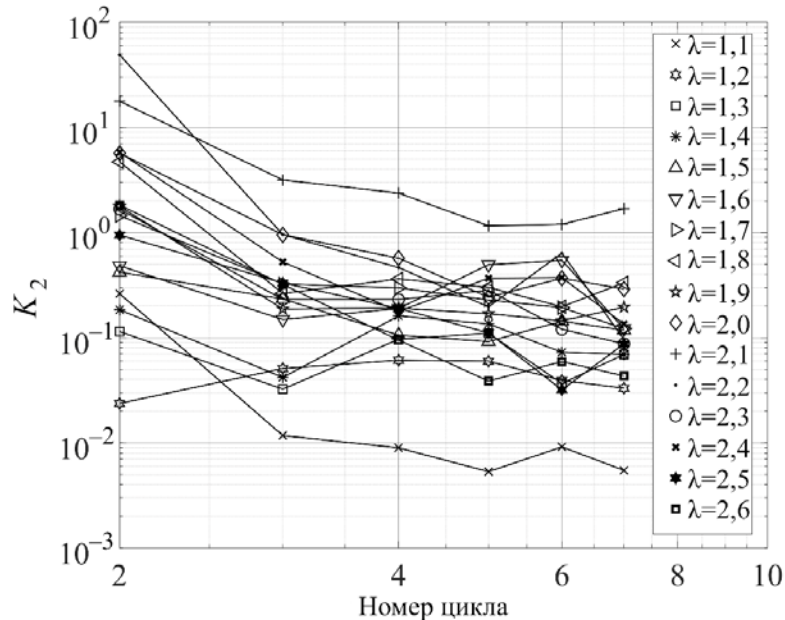


Рис. 6. Усреднённый критерий K_2 определения необходимого количества циклов нагружения для образцов в физрастворе

При определении критерия K_2 на каждом цикле для каждого шага увеличения растяжения значения для всех образцов в группе проверяли на соответствие нормальному распределению по критерию Шапиро – Уилка. Распределение значений отличалось от нормального ($p < 0,05$), в виду чего результаты представлены в виде медианы и интерквантильными (25 и 75 процентиля) размахами. Полученные интервалы указаны в табл. 1 и 2.

Таблица 1

Значения критерия K_2 на воздухе при температуре 23 ± 2 °C при различных растяжениях

Сравнение циклов	Шаг увеличения растяжения (1 – 11)			
2 и 1	1 ($K_2 \cdot 10^2$)	2 ($K_2 \cdot 10^2$)	3 ($K_2 \cdot 10^2$)	4 ($K_2 \cdot 10^2$)
	0,35 [0,20; 0,60]	0,03 [0,02; 0,10]	0,17 [0,13; 1,04]	0,58 [0,36; 1,09]
	5 ($K_2 \cdot 10^2$)	6 ($K_2 \cdot 10^2$)	7 (K_2)	8 (K_2)
	2,36 [0,87; 3,85]	5,56 [1,45; 15,85]	0,10 [0,01; 0,58]	0,24 [0,12; 0,29]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,61 [0,18; 11,64]	3,77 [0,80; 38,15]	0,80 [0; 8,09]	—
3 и 2	1 ($K_2 \cdot 10^2$)	2 ($K_2 \cdot 10^2$)	3 ($K_2 \cdot 10^2$)	4 ($K_2 \cdot 10^2$)
	0,01 [0; 0,02]	0,06 [0,04; 0,22]	0,11 [0,03; 0,44]	0,09 [0,06; 0,17]
	5 ($K_2 \cdot 10^2$)	6 ($K_2 \cdot 10^2$)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,62 [0,21; 0,72]	1,55 [0,29; 4,28]	0,02 [0,01; 0,28]	0,04 [0,02; 0,49]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,24 [0,04; 1,68]	0,18 [0,11; 6,08]	0,02 [0; 0,69]	—
4 и 3	1 ($K_2 \cdot 10^2$)	2 ($K_2 \cdot 10^2$)	3 ($K_2 \cdot 10^2$)	4 ($K_2 \cdot 10^2$)
	0,01 [0; 0,09]	0,21 [0,11; 0,41]	0,06 [0,04; 0,61]	0,13 [0,11; 0,46]
	5 ($K_2 \cdot 10^2$)	6 ($K_2 \cdot 10^2$)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,16 [0,13; 0,38]	0,38 [0,27; 1,46]	0,01 [0; 0,03]	0,02 [0,12; 0,42]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,04 [0,02; 0,74]	0,12 [0,06; 2,11]	0,01 [0; 1,24]	—
5 и 4	1 ($K_2 \cdot 10^2$)	2 ($K_2 \cdot 10^2$)	3 ($K_2 \cdot 10^2$)	4 ($K_2 \cdot 10^2$)
	0,04 [0,02; 0,27]	0,11 [0,07; 0,35]	0,04 [0,02; 0,08]	0,08 [0,06; 0,39]
	5 ($K_2 \cdot 10^2$)	6 ($K_2 \cdot 10^2$)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,11 [0,08; 0,49]	0,23 [0,18; 0,90]	0,59 [0; 3,75]	1,13 [0,01; 15,69]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	3,18 [0,02; 42,43]	15,31 [0,06; 128,39]	1,32 [0; 66,94]	—
6 и 5	1 ($K_2 \cdot 10^2$)	2 ($K_2 \cdot 10^2$)	3 ($K_2 \cdot 10^2$)	4 ($K_2 \cdot 10^2$)
	0,05 [0,03; 0,11]	0,05 [0,03; 0,07]	0,04 [0,02; 0,08]	0,17 [0,06; 0,21]
	5 ($K_2 \cdot 10^2$)	6 ($K_2 \cdot 10^2$)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,11 [0,09; 0,23;]	0,27 [0,15; 0,34]	0,66 [0; 3,42]	0,80 [0,01; 21,89]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	2,89 [0,02; 28,99]	6,99 [0,06; 75,89]	0,43 [0; 102,45]	—
7 и 6	1 ($K_2 \cdot 10^2$)	2 ($K_2 \cdot 10^2$)	3 ($K_2 \cdot 10^2$)	4 ($K_2 \cdot 10^2$)
	0,03 [0,02; 0,06]	0,10 [0,04; 0,37]	0,07 [0,04; 0,17]	0,07 [0,03; 0,18]
	5 ($K_2 \cdot 10^2$)	6 ($K_2 \cdot 10^2$)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,09 [0,07; 0,11]	0,32 [0,11; 0,62]	0,31 [0; 2,46]	0,98 [0,01; 8,22]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	7,02 [0,02; 33,64]	53,92 [0,06; 95,04]	0,90 [0; 148,81]	—

Таблица 2

Значения критерия K_2 в физрастворе при температуре 37 ± 1 °С

Сравнение циклов	Шаг увеличения растяжения (1 – 11)			
	1 (K_2)	2 (K_2)	3 (K_2)	4 (K_2)
2 и 1	0,09 [0,06; 0,16]	0,01 [0; 0,03]	0,04 [0,01; 0,19]	0,18 [0,08; 0,27]
	5 (K_2)	6 (K_2)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,15 [0,02; 0,70]	0,12 [0,10; 0,34]	0,53 [0,13; 1,04]	0,49 [0,13; 1,76]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,50 [0,14; 2,14]	1,31 [0,63; 4,27]	3,15 [0,64; 9,07]	—
3 и 2	1 (K_2)	2 (K_2)	3 (K_2)	4 (K_2)
	0,01 [0; 0,01]	0,01 [0; 0,05]	0,02 [0,01; 0,04]	0,03 [0,02; 0,07]
	5 (K_2)	6 (K_2)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,07 [0,03; 0,18]	0,11 [0,03; 0,24]	0,22 [0,08; 0,43]	0,06 [0,05; 0,40]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,11 [0,03; 0,25]	0,44 [0,05; 0,98]	0,49 [0,04; 1,66]	—
4 и 3	1 (K_2)	2 (K_2)	3 (K_2)	4 (K_2)
	0,01 [0; 0,02]	0,01 [0; 0,07]	0,05 [0,03; 0,12]	0,03 [0,02; 0,09]
	5 (K_2)	6 (K_2)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,10 [0,04; 0,15]	0,08 [0,03; 0,33]	0,15 [0,08; 0,31]	0,29 [0,21; 0,32]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,07 [0,02; 0,34]	0,24 [0,11; 0,77]	0,26 [0,04; 0,54]	—
5 и 4	1 (K_2)	2 (K_2)	3 (K_2)	4 (K_2)
	0,01 [0; 0,02]	0,03 [0; 0,07]	0,06 [0,03; 0,18]	0,04 [0,03; 0,13]
	5 (K_2)	6 (K_2)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,04 [0,03; 0,13]	0,20 [0,05; 0,31]	0,13 [0,06; 0,35]	0,22 [0,04; 0,43]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,16 [0,05; 0,30]	0,16 [0,08; 0,22]	0,17 [0,07; 2,21]	—
6 и 5	1 (K_2)	2 (K_2)	3 (K_2)	4 (K_2)
	0,01 [0; 0,02]	0,02 [0,01; 0,06]	0,05 [0,01; 0,06]	0,07 [0,04; 0,08]
	5 (K_2)	6 (K_2)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,04 [0,03; 0,15]	0,07 [0,04; 0,13]	0,22 [0,08; 0,30]	0,18 [0,15; 0,26]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,14 [0,03; 0,20]	0,17 [0,02; 0,65]	0,09 [0,04; 0,53]	—
7 и 6	1 (K_2)	2 (K_2)	3 (K_2)	4 (K_2)
	0,01 [0; 0,02]	0,01 [0; 0,05]	0,02 [0,01; 0,09]	0,05 [0,03; 0,08]
	5 (K_2)	6 (K_2)	7 (K_2)	8 (K_2)
	0,16 [0,05; 0,18]	0,08 [0,04; 0,21]	0,10 [0,03; 0,14]	0,15 [0,09; 0,21]
	9 (K_2)	10 (K_2)	11 (K_2)	—
	0,13 [0,04; 0,22]	0,06 [0,03; 0,21]	0,38 [0,11; 0,50]	—

Количество необходимых циклов предварительной обработки определяется исходя из минимума значений критерия K_2 . Необходимое количество циклов предварительной обработки, округленное до целого числа, составило 5 ± 3 для воздуха и 4 ± 2 для физраствора. Достоверность различий значений критерия K_2

на каждом цикле для каждого шага увеличения растяжения для образцов на воздухе и в физрастворе проверяли с помощью непараметрического критерия Манна — Уитни. Статистически значимые различия между группами были обнаружены на каждом цикле для каждого шага увеличения растяжения ($p < 0,05$).

Значение максимального растяжения на воздухе и в физрастворе, определенное по формуле (3), составило соответственно $2,24 \pm 0,25$ и $2,24 \pm 0,32$. Проверку на нормальность распределения значений максимального растяжения в исследуемых группах проводили по критерию Шапиро – Уилка. В каждой из групп распределение значений максимального растяжения соответствовало нормальному распределению ($p < 0,05$). Достоверность различий средних значений максимального растяжения для образцов на воздухе и в физрастворе проверяли с помощью критерия Стьюдента. Статистически значимые различия отсутствовали ($p < 0,05$).

Выводы. При циклических испытаниях БПВ человека, пораженной варикозом, наличие жидкой среды и температуры тела не оказывают статистически значимого влияния на значение максимального растяжения.

Предлагаемая методика определения начала пластической деформации заключается в максимизации значения критерия K_1 на всем участке для всех этапов испытаний. Для БПВ человека полученное по критерию значение растяжения, соответствующее началу пластической деформации, составило в среднем 1,8 для воздуха при температуре 23 °С и 2,0 для физраствора при температуре 37 °С.

Методика определения необходимого количества циклов предварительной многоцикловой обработки состоит в минимизации значения критерия K_2 для всех циклов. Необходимое количество циклов, определенное по предложенной методике, составило в среднем 5 для воздушной среды и 4 для жидкостной.

Начало возникновения пластических деформаций, определенное как максимальное значение критерия K_1 , также статистически не зависит от выбранных условий проведения испытаний. В свою очередь необходимое количество циклов предварительного растяжения, определяемое по значению критерия K_2 , показало статистически значимую зависимость от условий проведения испытаний на каждом цикле испытания. Полученные результаты демонстрируют необходимость проведения биомеханических испытаний с многоцикловой предварительной обработкой в условиях, максимально приближенных к *in vivo*.

Литература

- [1] Pasquesi S.A., Liu Y., Margulies S.S. Repeated loading behavior of pediatric porcine common carotid arteries. *J. Biomech. Eng.*, 2016, vol. 138, no. 12, art. 124502. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4033883>
- [2] Peña E., Peña J.A., Doblaré M. On the Mullins effect and hysteresis of fibered biological materials: A comparison between continuous and discontinuous damage models. *Int. J. Solids Struct.*, 2009, vol. 46, no. 7-8, pp. 1727–1735. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2008.12.015>

- [3] Sokolis D.P. Passive mechanical properties and constitutive modeling of blood vessels in relation to microstructure. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2008, vol. 46, no. 12, pp. 1187–1199. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0362-7>
- [4] Alastrué V., Peña, E., Martínez, M.A. et al. Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the ovine infrarenal vena cava tissue. *J. Biomech.*, 2008, vol. 41, no. 14, pp. 3038–3045. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.008>
- [5] Rezakhanliha R., Stergiopoulos N. A structural model of the venous wall considering elastin anisotropy. *J. Biomech. Eng.*, 2008, vol. 130, no. 3, art. 031017. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.2907749>
- [6] Хайдукова И.В., Беликов Н.В., Борде А.С. и др. Предварительное циклическое нагружение образцов при проведении биомеханических испытаний. *Биомедицинская радиоэлектроника*, 2019, т. 22, № 3, с. 52–60. DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-201903-07>
- [7] Беликов Н.В. Биотехническая система для роботизированной малоинвазивной ультразвуковой ангиохирургии. Автореф. дисс. ... канд. тех. наук. М., МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2019.
- [8] Savrasov G.V., Gavrilenko A.V., Borde A.S., et al. Comparison of mechanical parameters of the great saphenous vein under various test conditions. *Proc. USBEREIT*, 2019, pp. 44–47. DOI: <https://doi.org/10.1109/USBEREIT.2019.8736610>
- [9] Belikov N.V., Borde A.S., Khaydukova I.V., et al. Test method of vein hysteresis measurement. *Proc. XIV Rus.-Germ. Conf. Biomed. Eng.*, 2019, pp. 24–28. DOI: <https://doi.org/10.1063/1.5121928>
- [10] Fung Y.C. Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am. J. Physiol.*, 1967, vol. 213, no. 12, pp. 1532–1544. DOI: <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1967.213.6.1532>

Борде Анна Сергеевна — аспирант кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Хайдукова Ирина Витальевна — аспирант кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Беликов Никита Владимирович — кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Научный руководитель — Саврасов Геннадий Викторович, доктор технических наук, профессор кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Борде А.С., Хайдукова И.В., Беликов Н.В. Биомеханические характеристики большой подкожной вены человека при различных условиях испытаний. *Политехнический молодежный журнал*, 2020, № 05(46). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2020-05-607>

BIOMECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN GREAT SAPHENOUS VEIN UNDER VARIOUS TEST CONDITIONS

A.S. Borde

aenea.doerb@mail.ru

SPIN-code: 1122-8632

I.V. Khaydukova

irina.khaydukova@mail.ru

SPIN-code: 2011-3499

N.V. Belikov

aneox@list.ru

SPIN-code: 6876-9521

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation

Abstract

The dissipative properties of the venous wall are used to study the surgical effects on biological tissue. However, they, are rarely measured. Test conditions, such as the presence of a liquid medium and its temperature, can significantly effect the results. In this work, we studied the dependence of test conditions on the onset of plastic deformation and the required number of preprocessing cycles. The conditions included saline at a temperature of 37 °C and air at 23 °C. For a human great saphenous vein the stretch corresponding to the onset of plastic deformation averaged 1.8 in air and 2.0 in saline. The required number of preprocessing cycles averaged 5 in air and 4 in saline. The required number of cycles showed a statistically significant dependence on the test conditions, which demonstrates that the tests conditions with multi-cycle preprocessing should be as possible to in vivo.

Keywords

Biomechanical properties, great saphenous vein, dissipative properties, plastic deformation, cycling preprocessing, hysteresis, tests conditions, uniaxial tension

Received 20.04.2020

© Bauman Moscow State Technical University, 2020

References

- [1] Pasquesi S.A., Liu Y., Margulies S.S. Repeated loading behavior of pediatric porcine common carotid arteries. *J. Biomech. Eng.*, 2016, vol. 138, no. 12, art. 124502. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.4033883>
- [2] Peña E., Peña J.A., Doblaré M. On the Mullins effect and hysteresis of fibered biological materials: A comparison between continuous and discontinuous damage models. *Int. J. Solids Struct.*, 2009, vol. 46, no. 7-8, pp. 1727–1735. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2008.12.015>
- [3] Sokolis D.P. Passive mechanical properties and constitutive modeling of blood vessels in relation to microstructure. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2008, vol. 46, no. 12, pp. 1187–1199. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0362-7>
- [4] Alastrué V., Peña, E., Martínez, M.A. et al. Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the ovine infrarenal vena cava tissue. *J. Biomech.*, 2008, vol. 41, no. 14, pp. 3038–3045. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.008>

- [5] Rezakhaniha R., Stergiopoulos N. A structural model of the venous wall considering elastin anisotropy. *J. Biomech. Eng.*, 2008, vol. 130, no. 3, art. 031017. DOI: <https://doi.org/10.1115/1.2907749>
- [6] Khaydukova I.V., Belikov N.V., Borde A.S., et al. Preliminary cyclic loading of samples during biomechanical testing. *Biomeditsinskaya radioelektronika* [Biomedical Radioelectronics], 2019, vol. 22, no. 3, pp. 52–60. DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-201903-07>
- [7] Belikov N.V. Biotekhnicheskaya sistema dlya robotizirovannoy maloinvazivnoy ul'trazvukovoy angiokhirurgii. Avtoref. diss. kand. tekhn. nauk [Biotechnical system for robotic minimally invasive ultrasound angioplasty. Cand. tech. sci. diss.]. Moscow, Bauman MSTU Publ., 2019 (in Russ.).
- [8] Savrasov G.V., Gavrilenko A.V., Borde A.S., et al. Comparison of mechanical parameters of the great saphenous vein under various test conditions. *Proc. USBEREIT*, 2019, pp. 44–47. DOI: <https://doi.org/10.1109/USBEREIT.2019.8736610>
- [9] Belikov N.V., Borde A.S., Khaydukova I.V., et al. Test method of vein hysteresis measurement. *Proc. XIV Rus.-Germ. Conf. Biomed. Eng.*, 2019, pp. 24–28. DOI: <https://doi.org/10.1063/1.5121928>
- [10] Fung Y.C. Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am. J. Physiol.*, 1967, vol. 213, no. 12, pp. 1532–1544. DOI: <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1967.213.6.1532>

Borde A.S. — PhD Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Khaydukova I.V. — PhD Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Belikov N.V. — Senior Lecturer, Cand. Sc. (Eng.), Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Scientific advisor — Savrasov G.V., Dr. Sc. (Eng.), Professor, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Please cite this article in English as:

Borde A.S., Khaydukova I.V., Belikov N.V. Biomechanical characteristics of the great saphenous vein of a person under various test conditions. *Politekhnicheskij molodezhnyy zhurnal* [Politechnical student journal], 2020, no. 05(46). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2020-05-607.html> (in Russ.).