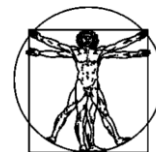


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.1.07

УДК 611.147.33:612



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

АНАЛИЗ ПРОЧНОСТИ БОЛЬШОЙ ПОДКОЖНОЙ ВЕНЫ ЧЕЛОВЕКА КАК МАТЕРИАЛА ДЛЯ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ АРТЕРИЙ

**А.А. Лызиков¹, С.В. Шилько², Т.В. Дробыш², М.Л. Каплан¹, В.Е. Тихманович³,
Ю.К. Куликович¹**

¹ Гомельский государственный медицинский университет, Республика Беларусь, 246000, Гомель, ул. Ланге, 5, e-mail: iZamza@gmail.com

² Институт механики металлополимерных систем имени В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси, 246050, Республика Беларусь, Гомель, ул. Кирова, 32а, e-mail: Shilko_mpri@mail.ru

³ EPAM Systems Poland, Республика Польша, 50-416, Вроцлав, ул. Траугутт, 43/45, e-mail: iZamza@gmail.com

Аннотация. Проведены механические испытания образцов большой подкожной вены человека на статическое растяжение. Установлено, что значимыми факторами, влияющими на предел прочности венозной ткани, являются наличие варикозной трансформации ($p = 0,00123$) и толщина сосудистой стенки ($p < 0,00001$). Предел прочности указанных биотканей с варикозными изменениями значимо ниже (на 0,9 МПа), чем при ее отсутствии, а увеличение толщины стенки на 1 мм вызывает уменьшение этого показателя на 3,9 МПа. Вместе с тем минимальное значение предела прочности для обеих групп составило более 0,4 МПа (3000 мм рт. ст.), что позволяет использовать вены при протезировании артериального русла. В качестве пластического материала целесообразно использовать варикозные вены с толщиной сосудистой стенки (двойной) менее 0,35 мм; для неизмененных вен данный параметр не должен превышать 0,58 мм. Полученные результаты свидетельствуют также об отсутствии различий в деформационно-прочностных характеристиках образцов подкожных вен при их хранении в консервирующих растворах различного химического состава.

Ключевые слова: большая подкожная вена, протезирование, варикозная трансформация, прочность, консервация биоматериалов

ВВЕДЕНИЕ

Выполнение реконструктивных оперативных вмешательств при хронической артериальной недостаточности предусматривает поиск синтетических или биологических материалов для создания кондуитов, позволяющих адекватно воспроизвести гемодинамические условия в артериальном русле. В научной литературе описано множество факторов, влияющих на проходимость венозных кондуитов, в том

© Лызиков А.А., Шилько С.В., Дробыш Т.В., Каплан М.Л., Тихманович В.Е., Куликович Ю.К., 2022

Лызиков Алексей Анатольевич, д.м.н., заведующий кафедрой хирургических болезней № 1 с курсом сердечно-сосудистой хирургии, Гомель

Шилько Сергей Викторович, к.т.н., заведующий лабораторией механики композитов и биополимеров, Гомель

Дробыш Татьяна Владимировна, научный сотрудник лаборатории механики композитов и биополимеров, Гомель

Каплан Марк Львович, к.м.н., доцент кафедры хирургических болезней № 1 с курсом сердечно-сосудистой хирургии, Гомель

Тихманович Виктор Евгеньевич, старший инженер-программист, Вроцлав

Куликович Юлия Константиновна, ассистент кафедры хирургических болезней № 1 с курсом сердечно-сосудистой хирургии, Гомель

числе в раннем послеоперационном периоде: тип кондуита [9], его длина [5], диаметр [23] и расположение [18], а также локализация проксимального и дистального анастомозов.

Очевидно, что оптимальными по структуре и конфигурации протезирующими материалами являются аутоартерии [42], однако изъятие у пациента магистральной артерии рискованно и грозит потерей конечности; кроме того, атеросклероз сосудов ног сопровождается распространенным поражением, что делает такие кондуиты непригодными для шунтирования сосудов [13].

Альтернативным по отношению к аутоартерии биоматериалом является аутовена, обладающая сходной эластичностью и сохраняющая свои механические свойства после имплантации в артериальное русло [25]. Система медицинского страхования ТАСС, II допускает реваскуляризацию аутовенами дистальных отделов конечности, поражение которых занимает более 50 % общего числа поражений артериального русла конечностей [17]. Однако применение подкожных аутовен имеет ряд ограничений, обусловленных анатомическими особенностями и геометрическими характеристиками сосудов. Так, ближайшие и отдаленные результаты реконструктивного хирургического вмешательства с применением большой подкожной вены (БПВ) в качестве кондуита зависят от ее диаметра. Проходимость вен диаметром менее 3 мм составляет 85,7 %, а при увеличении диаметра более 3,5 мм проходимость достигает 93,2 %. После года наблюдения вены малого диаметра (менее 3 мм) показали худшие результаты проходимости в сравнении с венами диаметром более 3,5 мм (42,4 % и 68,4 % соответственно [18]). По результатам исследования *Dan E. Spivack et al.* [22], средний диаметр большой подкожной вены от лодыжки по направлению к средней трети бедра увеличивается от 2,5 до 3 мм со стандартным отклонением в 1,5 мм. Это сужает круг пациентов, для которых аутовена может быть использована в реконструктивных операциях в качестве кондуита в артериальном русле [7]. Использованию аутовен препятствует перенесенный тромбофлебит; кроме того, у 45 % пациентов, страдающих критической ишемией нижних конечностей, отсутствует приемлемая для реконструкции большая подкожная вена [7].

В экстренной сосудистой хирургии используются также синтетические (полимерные) кондуиты на основе политетрафторэтилена и полиэтилентерефталата благодаря их доступности, уменьшению времени оперативного вмешательства и простоты в использовании. Ограниченность их использования обусловлена различием упругих свойств полимерных кондуитов и аутоартерий, чувствительностью к инфекции и высоким риском послеоперационных осложнений (инфицирование, развитие аневризм, тромбозы протезов), приводящих к существенному увеличению количества повторных вмешательств и ампутаций конечностей, приводящих к инвалидизации пациентов [4].

В качестве альтернативы аутовенам могут выступать венозные аллогraftы, получаемые во время выполнения оперативного вмешательства при варикозном расширении подкожных вен, а также при заборе вен у мультиорганных доноров. Основными проблемами использования указанных кондуитов является их низкая доступность и обеспечение хранения. Существуют различные методы хранения аллогraftов, самые популярные из которых – криосохранение с использованием глутаральдегида и сохранение вены в холодном растворе. *Albers et al.* [3] показали, что сохранение вены в холодном растворе имеет преимущество перед криосохранением, поскольку пятилетняя проходимость таких graftов составляет 24 %; если же вена подвергалась криоконсервации, ее проходимость через пять лет после имплантации составляла 19 %.

Во время забора варикозно измененной вены во время стриппинга повреждаются эндотелий, что, безусловно, может поставить под сомнение целесообразность использования подобных вен для реконструктивных вмешательств. Однако при реконструкции артериального русла хирург зачастую удаляет не только интиму, но и значительную часть меди, оставляя фактически одну адвентицию сосуда [15]. Основным типом клеток адвентиции являются фибробласты, образующие плотную сеть коллагена 1 типа, выполняя армирующую функцию и предотвращая разрыв от повышенного давления во время кровотока [21]. Возможность применения при реконструкции артериального русла в качестве кондуита подверженных варикозной трансформации подкожных вен требует дальнейшего изучения. В связи с этим представляет интерес оценка механических, в особенности, прочностных характеристик данного биоматериала.

Цель исследования: изучить механические свойства при растяжении большой подкожной вены как неизменной, так и подверженной варикозной трансформации; оценить зависимость предела прочности указанного биоматериала от толщины и ширины кондуита, а также используемых консервирующих растворов.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проводилось на 82 образцах большой подкожной вены, полученных при мультиорганном заборе органов и во время флебэктомий. На стадии первичного отбора исключались вены диаметром менее 3 мм (согласно литературным данным, частота тромбозов таких графтов в 2,4 раза выше по сравнению с кондуитами диаметром более 3,5 мм [8]), а также венозные аневризмы и сосуды с диаметром более 1 см. Непосредственно после забора кондуиты помещались в стерильный кардиоплегический раствор и физиологический раствор папаверина с гепарином, далее образцы хранились в холодильнике при температуре +4 °С, при которой наилучшим образом сохраняется целостность аутовен [1]. В сроки от одного дня и до одного месяца проводились статические механические испытания образцов.

В первую группу образцов были включены 58 участков большой подкожной вены с варикозной трансформацией, во вторую группу 24 – вены без варикозной трансформации.

Первая группа, в свою очередь, была разделена на две подгруппы в зависимости от раствора хранения: 24 вены хранились в 0,9 % растворе хлорида натрия с добавлением папаверина и гепарина (подгруппа А), 34 вены хранились в кардиоплегическом растворе (подгруппа Б).

Нужно заметить, что венозная ткань является анизотропной: по литературным данным, ориентация коллагеновых волокон в большой подкожной вене в меди составляет $37 \pm 6^\circ$ перпендикулярно окружности [24], в адвентиции – 60° соответственно [20].

С целью изучения деформационных свойств венозной ткани *in vivo* применяется метод динамического наблюдения с регистрацией диаметра вены [6, 11, 26]; *in vitro* выполняются испытания на статическое [19, 20] и [10, 16] циклическое одноосное растяжение. Для сравнения указанных свойств с учетом вариабельности диаметра исследуемых образцов и отсутствия статистически значимого различия предела прочности при растяжении в продольном и поперечном направлениях все испытания проводились при растяжении в продольном направлении [2, 12, 14]. Метод испытания по ГОСТ 14236 предусматривал растяжение образца с постоянной скоростью 20 мм/мин.

При определении прочностных характеристик образцов биоматериала использовали универсальную разрывную машину *Instron 5567* (Великобритания) с

электромеханическим приводом (рис. 1). Погрешность измерения нагрузки не превышала $\pm 1\%$. Образцы, не имеющие видимых дефектов, надежно закреплялись специальными зажимами с обеспечением соосности образца с направлением растяжения при отсутствии концентрации напряжений на краях зажимов.

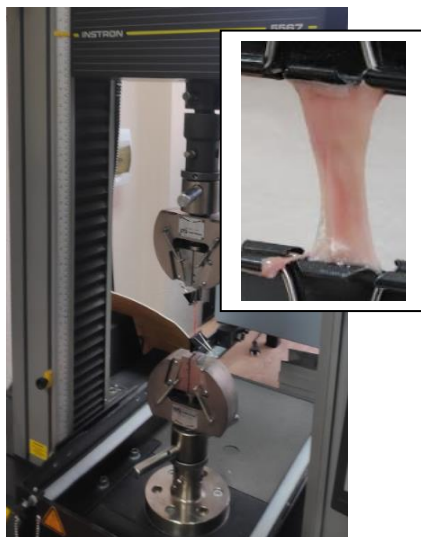


Рис. 1. Испытание образца венозной ткани на одноосное растяжение

Статистическую обработку результатов исследования проводили с помощью модулей статистических дополнений для *Google Sheet*, *Python (Pandas, Numpy, Seaborn)* с применением методов непараметрического анализа, интерквартильного размаха, медианы (Me ($Q1$; $Q3$)), построения множественного уравнения линейной регрессии, U -теста *Mann-Whitney*. Статистически значимым уровнем считали $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Для механических испытаний *in vitro* подготавливались образцы в виде участков подкожных вен со средней длиной 30 мм (25; 36,5) (рис. 2, а) и диаметром 4,35 мм (3,5; 6) (рис. 2, б).

Среднее значение двойной толщины стенки образцов составляло 0,565 мм (0,4; 0,66) (рис. 3).

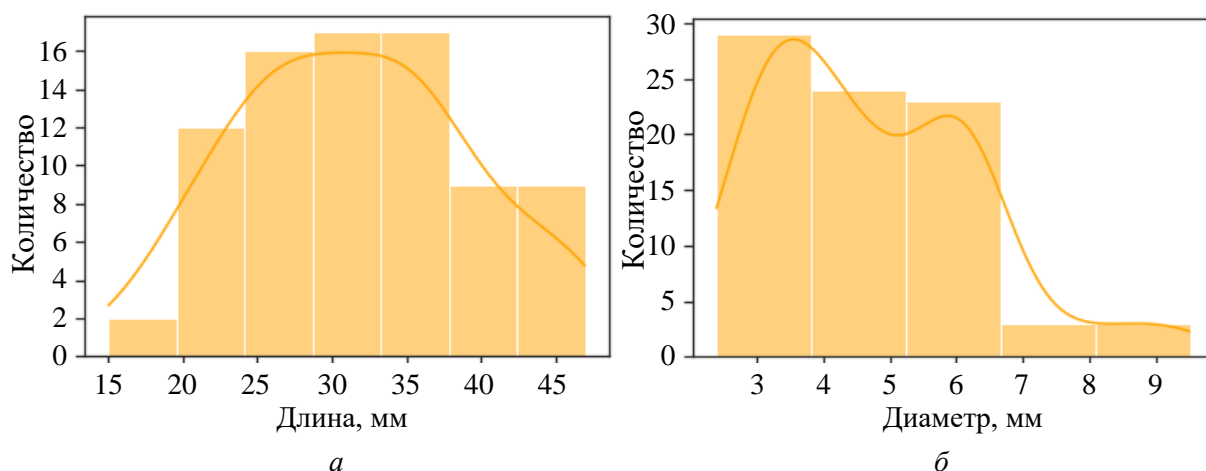


Рис. 2. Распределение длины (а) и диаметра (б) образцов

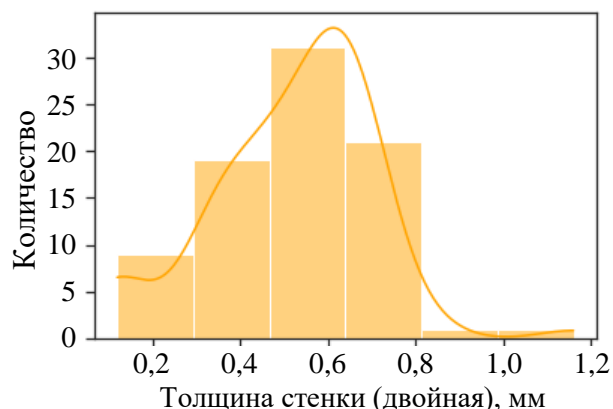


Рис. 3. Распределение толщины образцов

В первой группе, разделенной, как указано выше, на две подгруппы (А и Б), выполнялась оценка влияния типа раствора, применяемого для хранения венозной ткани, на ее предел прочности при растяжении σ_p .

Диаметр образцов подгруппы А составлял 4,6 мм (3,5; 6), подгруппы Б – 6 мм (4,7; 6). При сравнении подгрупп не было выявлено статистически значимых различий по диаметру ($U\text{-value} = 334$; $Z\text{-score} = 1,12$; $p = 0,129$).

Не наблюдалось также статистически значимых различий по длине образцов: для подгруппы А средняя длина составляла 35 мм (31,5; 40,75), для подгруппы Б – 30 мм (27; 35) ($U\text{-value} = 302$; $Z\text{-score} = -1,65$; $p = 0,0969$).

Толщина сосудистой стенки в подгруппе А составляла 0,46 мм (0,12; 0,69), в подгруппе Б – 0,61 мм (0,47; 0,66). Данные величины также статистически не различались ($U\text{-value} = 329$; $Z\text{-score} = 1,23$; $p = 0,214$). Следовательно, можно сделать вывод о статистической однородности параметров обеих подгрупп.

Минимальное значение предела прочности при растяжении σ_p для подгруппы А составило 0,51 МПа, $Me (Q1; Q3) - 1,06$ МПа (0,81; 2,69), для подгруппы Б – 0,45 МПа, $Me (Q1; Q3) - 1,57$ МПа (1,16; 1,63). Таким образом, статистически значимого влияния тип раствора на предел прочности при растяжении не оказывает ($U\text{-value} = 380,5$; $Z\text{-score} = 0,42$; $p = 0,6672$) (рис. 4).

Для определения влияния варикозной деформации на предел прочности при растяжении была также исследована вторая группа, включающая 24 образца из больших подкожных вен, не подверженных варикозной деформации, которые были получены от доноров во время мультиорганных заборов, а также при заборе вен для шунтирующих операций на коронарных сосудах.

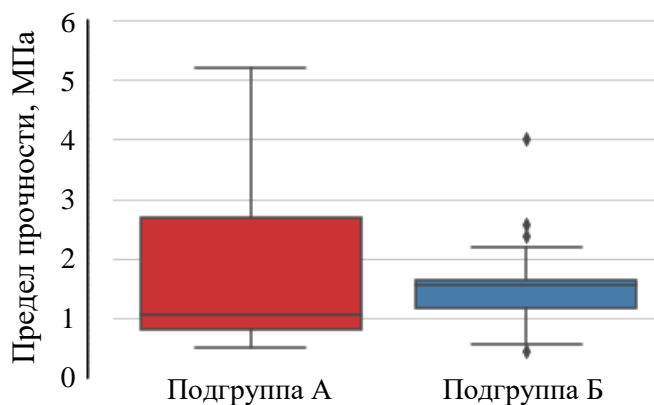


Рис. 4. Сравнение значений предела прочности образцов подгрупп А и Б

В первой и второй группах не выявлено статистических различий образцов обеих групп по толщине s сосудистой стенки (U -value = 629; Z -score = 0,67; p = 0,496), в первой группе среднее значение толщины составило 0,58 мм (0,4; 0,66), во второй группе – 0,525 мм (0,445; 0,582).

Сроки хранения образцов также были сопоставимы: для первой группы они составили 7 дней (1; 14), для второй группы – 14 дней (12,25; 14). Статистически значимых различий относительно сроков хранения вен выявлено не было (U -value = 561; Z -score = -1,37; p = 0,17068).

Статистически различался диаметр сосудов. Так, в первой группе он составлял 5,4 мм (4,2; 6), во второй группе – 3,3 мм (3; 4) (U -value = 172,5; Z -score = 5,33; p < 0,00001).

Минимальное значение предела прочности для первой группы составило 0,45 МПа, Me ($Q1$; $Q3$) – 1,47 МПа (0,96; 1,8), для второй группы – 0,42 МПа, Me ($Q1$; $Q3$) – 2,34 МПа (1,30; 3,17). Предел прочности образцов среди первой и второй групп статистически различался (U -value = 432; Z -score = -2,68; p = 0,00714) (рис. 5).

Таким образом, можно сделать вывод о более высокой прочности вен, не подверженных варикозной деформации.

С целью выявления факторов, влияющих на предел прочности при растяжении, был выполнен регрессионный анализ. В качестве зависимой переменной выбран предел прочности при растяжении σ_p , в качестве независимых факторов – срок хранения вен (дни), толщина сосудистой стенки s (мм), диаметр сосуда (мм), длина образца (мм) и наличие варикозной деформации.

Для увеличения достоверности полученных результатов из наблюдений исключались образцы с аномально высокими и низкими значениями предела прочности.

Была сформирована корреляционная матрица (рис. 6).

Диаметр сосуда, срок хранения, а также длина образца не являлись значимыми факторами для предела прочности (коэффициенты корреляции p > 0,05).

Статистически значимыми факторами, влияющими на предел прочности вены, являются толщина сосудистой стенки s (p < 0,0001) и наличие варикозной деформации вен (p = 0,00123).

Для полученных данных составлено уравнение множественной регрессии вида $\sigma_p = 4,653217 - 3,950259 s - 0,901841$, σ_p – предел прочности при растяжении, МПа; s – толщина сосудистой стенки, мм* (0 – варикозная трансформация отсутствует, 1 – наличие варикозной трансформации).

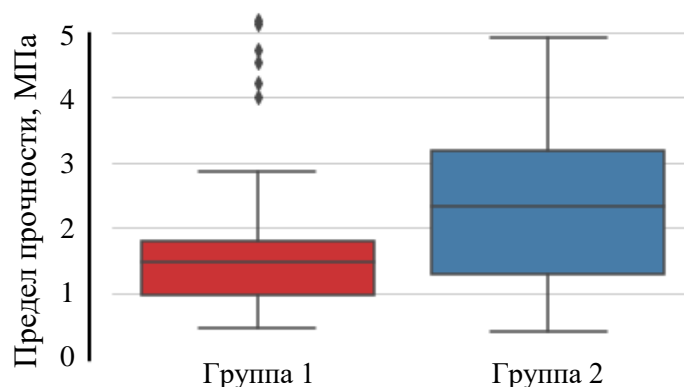


Рис. 5. Сравнение предела прочности образцов первой и второй групп

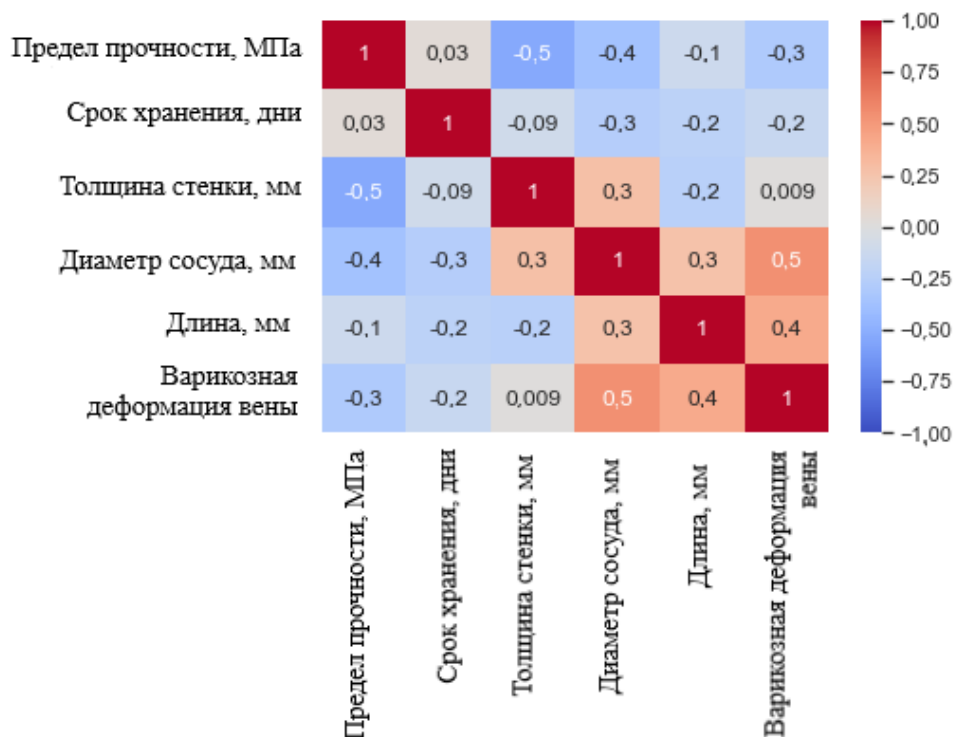


Рис. 6. Корреляционная матрица измеряемых параметров

Найденная величина коэффициента множественной корреляции $R = 0,614$ свидетельствует о достаточно выраженной зависимости между наблюдаемыми и предсказанными данными. Полученная регрессия говорит об отрицательной связи предела прочности с толщиной сосудистой стенки и варикозной трансформацией вены ($F(1,79) = 23,90$, $p = 7,624 \cdot 10^{-9}$). Таким образом, при реконструктивных вмешательствах целесообразно использовать варикозные вены с толщиной стенки менее 0,35 мм, а в случае неизмененных подкожных вен данный параметр не должен превышать 0,58 мм.

Однако, несмотря на достоверные полученные результаты, существуют дополнительные факторы, которые могут влиять на прочностные характеристики венозных кондуитов, включая возраст донора, его половую принадлежность, наличие коморбидной патологии, значимость которых требует дальнейшего изучения.

Выводы

1. Полученные результаты свидетельствуют об отсутствии заметного влияния химического состава консервирующего раствора на предел прочности при растяжении σ_p подкожных вен ($U\text{-value} = 380,5$; $Z\text{-score} = 0,42$; $p = 0,6672$).

2. При отсутствии варикозной деформации предел прочности подкожных вен $\sigma_p = 2,34$ МПа значимо выше ($U\text{-value} = 432$; $Z\text{-score} = -2,68$; $p = 0,00714$), чем у вен с варикозной деформацией $\sigma_p = 1,47$ МПа. Минимальные значения σ_p для обеих подгрупп превышают 0,4 МПа (3000 мм. рт. ст.), что говорит о достаточной прочности вен для использования в артериальном русле в качестве кондуитов.

3. Значимыми факторами, влияющими на предел прочности вены, являются варикозная трансформация вены ($p = 0,00123$) и толщина сосудистой стенки ($p < 0,00001$). При наличии варикозной трансформации вены предел прочности уменьшается на 0,9 МПа, при увеличении толщины стенки на 1 мм σ_p уменьшается на 3,9 МПа. Таким образом, в качестве пластического материала целесообразно использовать варикозные вены с двойной толщиной сосудистой стенки менее 0,35 мм, для неизмененных вен данный параметр не должен превышать 0,58 мм.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Показана возможность использования кондуитов из подкожных вен для реконструктивной пластики артерий. Необходимо дополнительное изучение влияния возраста пациентов и наличия коморбидной патологии на механические характеристики подкожных вен.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование выполнено при частичной поддержке БРФФИ и РФФИ (проект Т20Р-223 (№ 18-58-00037)).

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Abbott W.M., Wieland S., Austen W.G. Structural changes during preparation of autogenous venous grafts // *Surgery*. – 1974. – Vol. 76, no. 6. – P. 1031–1040. DOI: 10.5555/uri:pii:0039606074901688
2. Alastrué V., Peña E., Martínez M.A., Doblaré M. Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the ovine infrarenal vena cava tissue // *J. Biomech.* – 2008. – Vol. 41, no. 14. – P. 3038–3045. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.008
3. Albers M., Romiti M., Pereira C.A.B., Antonini M., Wulkan M. Meta-analysis of allograft bypass grafting to infrapopliteal arteries // *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* – 2004. – Vol. 28, no. 5. – P. 462–472. DOI: 10.1016/j.ejvs.2004.08.009
4. Albers M., Battistella V.M., Romiti M., Rodrigues A.A.E., Pereira C.A.B. Meta-analysis of polytetrafluoroethylene bypass grafts to infrapopliteal arteries // *J. Vasc. Surg.* – 2003. – Vol. 37, no. 6. – P. 1263–1269. DOI: 10.1016/S0741-5214(02)75332-9
5. Ballotta E., Renon L., De Rossi A., Barbon B., Terranova O., Da Giau G. Prospective randomized study on reversed saphenous vein infrapopliteal bypass to treat limb-threatening ischemia: common femoral artery versus superficial femoral or popliteal and tibial arteries as inflow // *J. Vasc. Surg.* – 2004. – Vol. 40, no. 4. – P. 732–740. DOI: 10.1016/j.jvs.2004.07.023
6. Bauer R.D., Busse R., Schabert A., Summa Y., Wetterer E. Separate determination of the pulsatile elastic and viscous forces developed in the arterial wall in vivo // *Pflügers Archiv.* – 1979. – Vol. 380, no. 3. – P. 221–226. DOI: 10.1007/BF00582900
7. Chew D.K., Owens C.D., Belkin M., Donaldson M.C., Whittemore A.D., Mannick J.A., Conte M.S. Bypass in the absence of ipsilateral greater saphenous vein: safety and superiority of the contralateral greater saphenous vein // *J. Vasc. Surg.* – 2002. – Vol. 35, no. 6. – P. 1085–1092. DOI: 10.1067/mva.2002.124628
8. Conte M.S., Bandyk D.F., Clowes A.W., Moneta G.L., Seely L., Lorenz T.J., Namini H., Hamdan A.D., Roddy S.P., Belkin M., Berceci S.A. Results of PREVENT III: a multicenter, randomized trial of edifoligide for the prevention of vein graft failure in lower extremity bypass surgery // *J. Vasc. Surg.* – 2006. – Vol. 43, no. 4. – P. 742–751. DOI: 10.1016/j.jvs.2005.12.058
9. Faries P.L., Arora S., Pomposelli F.B. Jr., Pulling M.C., Smakowski P., Rohan D.I., Gibbons G.W., Akbari C.M., Campbell D.R., LoGerfo F.W. The use of arm vein in lower-extremity revascularization: results of 520 procedures performed in eight years // *J. Vasc. Surg.* – 2000. – Vol. 31, no. 1. – P. 50–59. DOI: 10.1016/S0741-5214(00)70067-X
10. Goto M., Kimoto Y. Hysteresis and stress-relaxation of the blood vessels studied by a universal tensile testing instrument // *The Japanese Journal of Physiology.* – 1966. – Vol. 16, no. 2. – P. 169–184. DOI: 10.2170/jjphysiol.16.169
11. Hasegawa M. Rheological properties and wall structures of large veins // *Biorheology.* – 1983. – Vol. 20, no. 5. – P. 531–545. DOI: 10.3233/BIR-1983-20510
12. Huh U., Lee C.W., You J.H., Song C.H., Lee C.S., Ryu D.M. Determination of the material parameters in the Holzapfel-Gasser-Ogden constitutive model for simulation of age-dependent material nonlinear behavior for aortic wall tissue under uniaxial tension // *Appl. Sciences.* – 2019. – Vol. 9, no. 14. – P. 2851. DOI: <https://doi.org/10.3390/app9142851>
13. Kim K.B., Cho K.R., Choi J.S., Lee H.J. Right gastroepiploic artery for revascularization of the right coronary territory in off-pump total arterial revascularization: strategies to improve patency // *The Annals of Thoracic Surgery.* – 2006. – Vol. 81, no. 6. – P. 2135–2141. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2006.01.043
14. Li W. Biomechanical property and modelling of venous wall // *Progress in Biophysics and Molecular Biology.* – 2018. – Vol. 133. – P. 56–75. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2017.11.004>

15. Marosi L., Ehringer H., Pollak C., Minar E., Piza F., Wagner O. Early postoperative changes after desobliteration of the carotid artery. Subsequent diagnostic control using a high resolution ultrasonic-real-time-duplex-scanner // *Journal des Maladies Vasculaires*. – 1986. – Vol. 11, no. 1. – P. 43.
16. Rossmann J.S. Elastomechanical properties of bovine veins // *J. Mech. Behav. Biomed. Materials*. – 2010. – Vol. 3, no. 2. – P. 210–215. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2009.06.003
17. Rueda C.A., Nehler M.R., Perry D.J., McLafferty R.B., Casserly I.P., Hiatt W.R., Peyton B.D. Patterns of artery disease in 450 patients undergoing revascularization for critical limb ischemia: implications for clinical trial design // *J. Vasc. Surg.* – 2008. – Vol. 47, no. 5. – P. 995–1000. DOI: 10.1016/j.jvs.2007.11.055
18. Schanzer A., Hevelone N., Owens C.D., Belkin M., Bandyk D.F., Clowes A.W., Moneta G.L. Conte M.S. Technical factors affecting autogenous vein graft failure: observations from a large multicenter trial // *J. Vasc. Surg.* – 2007. – Vol. 46, no. 6. – P. 1180–1190. DOI: 10.1016/j.jvs.2007.08.033
19. Silver F.H., Snowhill P.B., Foran D.J. Mechanical behavior of vessel wall: a comparative study of aorta, vena cava, and carotid artery // *Annals of Biomed. Eng.* – 2003. – Vol. 31, no. 7. – P. 793–803. DOI: 10.1114/1.1581287
20. Snowhill P.B., Silver F.H. A mechanical model of porcine vascular tissues - part II: stress-strain and mechanical properties of juvenile porcine blood vessels // *Cardiovasc. Eng.* – 2005. – Vol. 5, no. 4. – P. 157–169. DOI: 10.1007/s10558-005-9070-1
21. Sommer G., Regitnig P., Holzapfel G. Biomechanics of human carotid arteries: experimental testing and material modeling // 5th World Congress of Biomechanics. – München, 2006. – P. 325.
22. Spivack D.E., Kelly P., Gaughan J.P., van Bemmelen P.S. Mapping of superficial extremity veins: normal diameters and trends in a vascular patient-population // *Ultrasound in Medicine & Biology*. – 2012. – Vol. 38, no. 2. – P. 190–194. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.11.008
23. Streinchenberger R., Barjoud H., Adeleine P., Larese A., Nemoz C., Chatelard P., Nedey C., Sabben F., Ganichot F. Jurus C. Venous allografts preserved at 4 °C for infrainguinal bypass: long-term results from 170 procedures // *Ann. Vasc. Surgery*. – 2000. – Vol. 14, no. 6. – P. 553–560. DOI: 10.1007/s100169910103
24. Vesely J., Hadraba, D., Chlup, H., Horny, L., Adamek, T. Žitný, R. Constitutive modelling and histology of vena saphena // *Appl. Mech. and Materials*. – 2014. – Vol. 486. – P. 249–254. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMM.486.249
25. Westhorpe C.L., Dufour E.M., Maisa A., Jaworowski A., Crowe S.M., Muller W.A. Endothelial cell activation promotes foam cell formation by monocytes following transendothelial migration in an in vitro model // *Experimental and Molecular Pathology*. – 2012. – Vol. 93, no. 2. – P. 220–226. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.yexmp.2012.03.014>
26. Ziza V., Canaud L., Gandet T., Molinari N., Alonso W., Chastan R., Branchereau P., Picard E. Outcomes of cold-stored venous allograft for below-knee bypasses in patients with critical limb ischemia // *J. Vasc. Surg.* – 2015. – Vol. 62, no. 4. – P. 974–983. DOI: 10.1016/j.jvs.2015.04.437

STRENGTH ANALYSIS OF VENA SAPHENA MAGNA AS A MATERIAL FOR AUTOPROSTHESIS OF ARTERIES

**A.A. Lyzikov, S.V. Shilko, T.V. Drobysch, M.L. Kaplan (Gomel, Republic of Belarus),
V.E. Tsikhmanovich (Wroclaw, Republic of Poland), Y.K. Kulikovich
(Gomel, Republic of Belarus)**

The mechanical tests of saphenous veins on static tension have been carried out. Significant factors affecting the strength of the vein are the varicose vein transformation and thickness of the vascular wall. The ultimate strength of samples without varicose transformation is significantly (0.9 MPa) higher than that of veins with varicose transformation and the increasing in the thickness walls by 1 mm decreases this parameter by 3.9 MPa. At the same time, the minimum values of ultimate strength the for both groups was more than 0.4 MPa (3000 mm Hg), which allow us to use the veins for prosthesis of the arterial bed. As a plastic material, it is advisable to use varicose veins with a vascular wall thickness (double) less than 0.35 mm, for unchanged veins this parameter should not exceed

0.58 mm. Also, our results indicate the absence of differences in the deformation and strength characteristics between the samples of the saphenous veins when stored in solutions of different chemical composition.

Key words: great saphenous vein, prosthetics, varicose transformation, strength, preservation of biomaterials.

Получена 09.01.2022

Одобрена 28.01.2022

Принята к публикации 20.02.2022

Просьба ссылаться на эту статью в русскоязычных источниках следующим образом: Анализ прочности большой подкожной вены человека как материала для протезирования артерий / А.А. Лызиков, С.В. Шилько, Т.В. Дробыш, М.Л. Каплан, В.Е. Тихманович, Ю.К. Куликович // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 85–94. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.07

Please cite this article in English as noted in English version of this article.