



<https://doi.org/10.34883/PI.2022.11.3.022>
УДК 616.747.7-018.38-089.84



Зенченко А.В.¹✉, Чернякова Ю.М.²

¹ Гомельская областная клиническая больница, Гомель, Беларусь

² Гомельский государственный медицинский университет, Гомель, Беларусь

Сравнение прочности трансоссальных швов при моделировании реинсерции сухожилия глубокого сгибателя пальца кисти

Конфликт интересов: не заявлен.

Вклад авторов: Зенченко А.В. – обработка материалов, оценка результатов исследования, написание статьи; Чернякова Ю.М. – концепция и дизайн исследования, редактирование текста.

Финансирование. Работа выполнялась в соответствии с планом научной работы Гомельского государственного медицинского университета и в рамках инициативной темы НИР «Восстановление сухожилий сгибателей пальцев в «критической зоне» (номер государственной регистрации в БелИСА 20210554 от 07.04.2021). Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей авторы не получали.

Подана: 26.04.2022

Принята: 05.09.2022

Контакты: aleksandr-zenchenko@mail.ru

Резюме

Введение. Трансоссальный шов сухожилия глубокого сгибателя пальца кисти должен быть достаточно прочным для выполнения движений с первых дней после операции. При разработке и биомеханических испытаниях швов наряду с оценкой прочности важно визуально наблюдать деформацию, происходящую в зоне соединения.

Цель. В эксперименте на искусственных моделях воспроизвести конфигурацию шва, используемого авторами при погружной реинсерции сухожилия, определить механическую прочность и деформацию соединения при растяжении, сравнить его с реинсерцией по Беннелю.

Материалы и методы. На моделях фаланг и сухожилий воспроизведены трансоссальный шов Беннеля и погружной трансоссальный шов. На разрывной машине FYWN-5K проведены дистракционные испытания соединений: измерена разрывная нагрузка, записаны деформационные кривые и изучено формирование диастаза.

Результаты. Установлено, что погружной трансоссальный шов прочнее шва Беннеля в 1,5 раза и выдерживает нагрузку 0,123 кН (12,5 кг). При растяжении шва Беннеля клинически значимый диастаз ≈ 3 мм возникает при нагрузке 0,01 кН (1 кг), после чего шов удлиняется и рвется на протяжении при нагрузке 0,077 кН (7,85 кг). В отличие от него растяжение погружного трансоссального шва не вызывает формирования диастаза, а разрыв нитей происходит в месте пиковой нагрузки на шов на тыльной поверхности фаланги.

Заключение. Конфигурация погружного трансоссального шва позволяет избежать формирования диастаза при растяжении зоны соединения. В сравнении со швом Беннеля погружной трансоссальный шов по своей прочности и устойчивости к формированию диастаза в большей степени удовлетворяет требованиям, предъявляемым к сухожильному шву. Клиническое использование погружного трансоссального

шва позволит проводить раннюю и активную реабилитацию пациентов без риска удлинения и разрыва шва.

Ключевые слова: реинсерция, шов Беннеля, погружной трансоссальный шов сухожилия, прочность сухожилия на разрыв, диастаз в зоне шва

Zenchenko A.¹✉, Cherniakova Yu.²

¹ Gomel Regional Clinical Hospital, Gomel, Belarus

² Gomel State Medical University, Gomel, Belarus

Comparison of Transosseous Sutures Strength in Modeling of Reinsertion of Deep Flexor Tendon in Finger

Conflict of interest: nothing to declare.

Authors' contribution: Zenchenko A. – processing of materials, evaluation of research results, writing the article; Cherniakova Yu. – concept and design of the study, text editing.

Funding. The work was performed in accordance with the scientific plan of the Gomel State Medical University and in the framework of the initiative research work Reconstruction of the finger flexor tendons in the "critical zone" (the state registration number 20210554 dated 07/04/2021). The authors did not receive financial support from manufacturing companies.

Submitted: 26.04.2022

Accepted: 05.09.2022

Contacts: aleksandr-zenchenko@mail.ru

Abstract

Introduction. Transosseous suture of the flexor digitorum profundus tendon in hand should be strong enough to make movements from the first days after surgery. At the creating and biomechanical testing of sutures, in addition to measuring strength, it is important to visually observe the deformation occurring in the connected zone.

Purpose. To reproduce the configuration of the suture used by the authors for hidden tendon reinsertion, to determine the mechanical strength and tensile deformation of the connection, and to compare it with Bunnell reinsertion in an experiment on artificial models.

Materials and methods. On the models of phalanges and tendons, Bunnell's transosseous suture and hidden transosseous suture were reproduced. Distraction testing of connections was carried out on the FYWN-5K tensile testing machine: breaking load was measured, deformation curves were recorded and diastasis formation was studied.

Results. It was found that the hidden transosseous suture is 1.5 times stronger than the Bunnell suture and withstands the load of 0.123 kN (12.5 kg). When the Bunnell suture is stretched, a clinically significant diastase of ≈ 3 mm occurs under the load of 0.01 kN (1 kg), after which the suture elongates and tears throughout at the load of 0.077 kN (7.85 kg). In contrast, stretching of the hidden transosseous suture does not cause the formation of diastasis, and the rupture of the threads occurs at the site of the peak load on the suture on the dorsal surface of the phalanx.

Conclusion. The configuration of the hidden transosseous suture avoids the formation of diastase when the suture site is stretched. In comparison with the Bunnell suture,



the hidden transosseous suture, in terms of its strength and resistance to the formation of diastase, better meets the requirements for a tendon suture. The clinical use of the hidden transosseous suture will allow early and active rehabilitation of patients without risk of elongation and rupture of the suture.

Keywords: reinsertion, Bunnell suture, hidden transosseous tendon suture, tendon tensile straight, gap of suture site

■ ВВЕДЕНИЕ

Восстановление анатомии и функции поврежденных сухожилий сгибателей пальцев кисти на протяжении многих десятилетий остается актуальной проблемой кистевой хирургии [1]. Многочисленные разработки в оперативном лечении и послеоперационном ведении пациентов не решили проблему рубцового блокирования сухожилий в костно-фиброзных каналах пальцев кисти [2].

Прочность соединения является одним из требований, предъявляемых к шву сухожилий [3]. Прочный шов позволяет с первых дней после операции выполнять движения в суставах пальца и проводить профилактику теногенных контрактур.

Большинство современных публикаций о сухожильном шве посвящены разработке способов и изучению прочности преимущественно внутрисуставных швов сухожилий [4–8], а также анализу результатов восстановительных операций [9–11]. Однако надежная дистальная фиксация сухожилий пальцев кисти не менее важна для обеспечения раннего начала движений и восстановления функции схвата кисти.

Сегодня в хирургии кисти широко используется способ дистальной трансоссальной фиксации сухожилия сгибателя пальца, предложенный в 1944 году С. Беннелем (S. Bunnell) [12]. Опыт применения шва Беннеля и его модификаций в первой зоне с расположением узла снаружи на пуговице обнаружил его недостатки в виде воспалительных осложнений, пролежней под опорной пуговицей, трудности удаления съемной внутрисухожильной нити [13], а также несостоятельности шва и отрывов сухожилия, деформации ногтевой пластинки и задержки роста ногтя [14].

Изучение работ по теме анатомического восстановления сухожилий глубоких сгибателей пальцев кисти, размещенных в базах данных PubMed, Google Scholar, Elibrary и сети ResearchGate, дает представление о хирургических вмешательствах с применением погружных швов, позволяющих избежать недостатков шва Беннеля и повысить надежность нитевой трансоссальной фиксации.

Примерами такой фиксации являются возвратный чрескостный шов сухожилия глубокого сгибателя пальца кисти, разработанный сотрудниками ГУ «Институт травматологии и ортопедии Академии медицинских наук Украины» [14, 15], и шов, предложенный группой авторов из Великобритании [16]. При возвратном чрескостном шве каналы формируют в основании ногтевой фаланги, проводят через них нити сначала на тыльную поверхность, а затем выводят через кость фаланги обратно на ладонную поверхность, прошивают сухожилие по бокам, после чего нити завязывают. В результате такой внутренней фиксации исключается инфицирование шва извне, не страдает зона роста ногтевой пластинки, снижается действие отрывной силы на зону соединения. Шов британских авторов отличается расположением каналов и проведением нитей в основании ногтевой фаланги в дорзолатеральном

направлении с их обратным проведением над поверхностью сухожилия и узлом над местом реинсерции.

Авторы статьи выполняют технически более простой погружной трансоссальный шов, когда обе нити шва проводят через один канал на тыл фаланги, затем по боковым поверхностям кости фаланги направляют на ладонную поверхность, прошивают сухожилие по бокам, располагая узел на уровне входа в канал [17].

Между тем прочность одних и тех же трансоссальных швов, полученная разными авторами, различается. Причиной различий являются разные условия проведения экспериментов, такие как разные режимы тестирования, шовный материал, конфигурация внутривольного шва, качество используемых моделей и др. [18–20]. Результаты таких экспериментов могут помочь хирургу при выборе способа дистальной фиксации сухожилия, однако требуют критической оценки перед использованием в клинике.

С учетом усилия, создаваемого здоровым сухожилием при сгибании ногтевой фаланги с сопротивлением ≈ 12 кг, наибольшим в сравнении с другими отделами сгибательного аппарата [21, 22], разрабатываемые трансоссальные швы должны в наибольшей степени отвечать требованию прочности дистальной фиксации на разрыв и быть прочнее, чем внутривольные швы. В процессе биомеханических испытаний новых швов наряду с оценкой прочности важно визуально наблюдать деформацию, происходящую в зоне соединения.

■ ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

В эксперименте на искусственных моделях воспроизвести конфигурацию шва, используемого авторами при погружной реинсерции сухожилия, определить механическую прочность и деформацию соединения при растяжении, сравнить его с реинсерцией по Беннелю.

■ МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для сравнения прочности двух видов трансоссальной фиксации, выполняемой при реинсерции сухожилий глубоких сгибателей пальцев кисти, и визуального наблюдения деформации шва в ходе испытаний были изготовлены 10 моделей ногтевых фаланг из костного цемента в натуральную величину. Костный цемент заливали в предварительно изготовленные гипсовые формы со слепками ногтевой фаланги, сделанными с фаланги пальца учебного пособия. До затвердевания цемента в основаниях моделей фаланг инъекционной иглой калибра G15 формировали канал для последующего проведения нитей. Для имитации сухожилий брали фрагменты шнура из поливинилхлорида диаметром 4 мм и длиной 10 см. «Фаланги» с «сухожилиями» соединяли плетеными полиэстеровыми нитями калибра 2/0, имитируя два способа трансоссального шва. Все «сухожилия» прошивали по Кюнео. Соединение по Беннелю создавали путем проведения нитей через фалангу и фиксации их на эластичной полимерной трубке. Погружной шов выполняли, проводя обе нити через канал на тыл фаланги и далее в разные стороны в обратном направлении по боковым поверхностям фаланги, прошивая боковые части «сухожилия» и делая узел на уровне входа в канал. Таким образом были приготовлены по 5 образцов (моделей) обоих видов соединений (рис. 1).

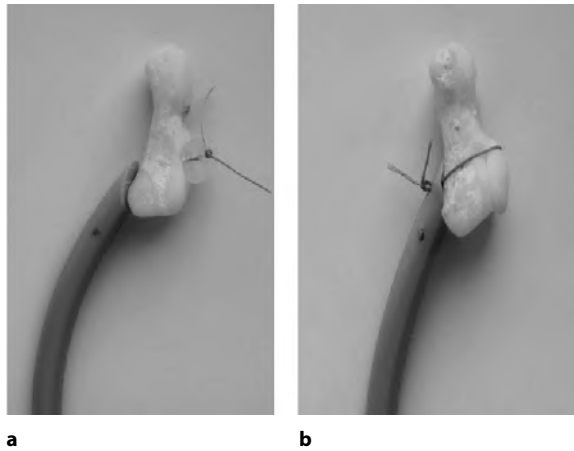


Рис. 1. Внешний вид моделей трансоссального шва: а – шов Беннелля; б – погружной трансоссальный шов
Fig. 1. Appearance of transosseous suture models: a – Bunnell's suture; b – hidden transosseous suture

Дистракционные испытания образцов проводили в лаборатории ГНУ «Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси» на сертифицированной универсальной разрывной машине FYWN-5K (производство Китай) с цифровым программным обеспечением при скорости перемещения траверсы 10 мм/мин (рис. 2). Деформационные кривые в виде диаграмм на экране монитора компьютера получали в ходе непрерывной регистрации удлинения испытуемых образцов по мере увеличения силы растяжения. Во время испытаний делали фотоснимки. После разрыва соединений изучали состояние моделей, нитей, узлов и место разрыва. Толщину «сухожилий» до и после эксперимента и диастаз измеряли штангенциркулем с ценой деления 0,1 мм.

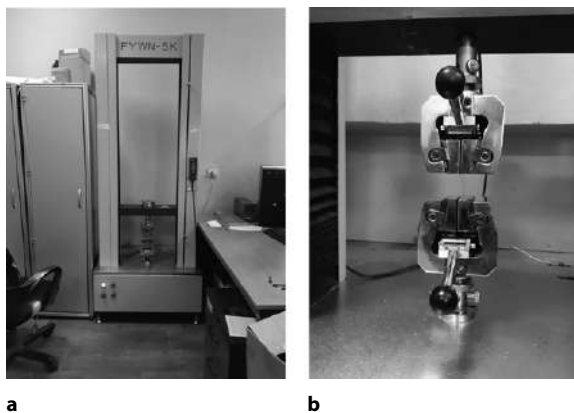


Рис. 2. Разрывная машина FYWN-5K: а – общий вид машины; б – зажимное устройство
Fig. 2. Breaking machine FYWN-5K: a – general view of the machine; b – clamping device

Для упрощения понимания уровня силы, действующей на швы и измеряемой в кН, эту величину также представляли в кг. Определение достоверности различия данных двух независимых совокупностей проводили разностным методом с ручным расчетом t-критерия Стьюдента.

■ РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Выбор материалов для моделей сухожилий и фаланг был обоснован их прочностью и исключал разрывы, переломы и разволокнение при создаваемых нагрузках. Это позволило минимизировать влияние «фаланги» и «сухожилия» на деформацию нитевого соединения.

Согласно действующему стандарту [23] разрывная нагрузка для стерильной синтетической нерассасывающейся нити калибра 2/0 с завязанным на ней простым узлом должна составлять не менее 9,0 Н (0,92 кг). В нашем испытании предел прочности на линейный разрыв одной плетеной полиэстеровой нити без узла калибра 2/0 при зажимной длине 200 мм (как того требует стандарт) был равен 30,5 Н (3,11 кг) (n=10, p<0,01), двух нитей – 47 Н (4,79 кг) (n=10, p<0,01).

В таблице представлены результаты дистракционных испытаний двух видов трансоссального шва. Экспериментально установлено, что разрыв трансоссального шва по Беннелю происходит при средней нагрузке 0,077 кН (7,85 кг). В данном случае рассчитанное среднее квадратическое отклонение 0,0019 кН демонстрирует практически идеальный случай, когда дисперсия близка к 0 и каждое измеренное значение силы равно среднему арифметическому. Разрыв же погружного трансоссального шва происходит при силе растяжения, достигающей 0,123 кН (12,5 кг). При этом среднее квадратическое отклонение составляет 0,0092 кН, что означает, что величина имеющих погрешностей по модулю достаточно мала и, следовательно, все значения измеряемой нагрузки близки к средней. Сравнение средних величин демонстрирует в 1,5 раза более прочное соединение при погружном трансоссальном шве.

При доказательстве различий средних величин разрывной нагрузки рассчитанный критерий достоверности различия t оказался равен 22,19. В представленном случае при числе степеней свободы 8 и уровне значимости 0,001 табличное значение данного критерия $t_{\text{табл.}}=5,04$. Поскольку рассчитанный нами критерий больше табличного, можно заключить, что с достоверностью 99,9% имеется существенное различие прочности исследованных швов.

Деформационные кривые на рис. 3, представленные в разных масштабах, отражают динамику и общее удлинение образцов, включающее деформацию самого шва и деформацию материала моделей сухожилия.

Показатели прочности на разрыв исследованных моделей трансоссальных швов
Indicators of tensile strength of the studied models of transosseous sutures

Вид шва	Разрывная нагрузка, кН	Средняя нагрузка разрыва шва		Среднее квадратическое отклонение, σ
		кН	кг	
Трансоссальный шов по Беннелю, n=5	0,079; 0,078; 0,077; 0,075; 0,074	0,077	7,85	0,0019
Погружной трансоссальный шов, n=5	0,117; 0,140; 0,120; 0,115; 0,123	0,123	12,5	0,0092

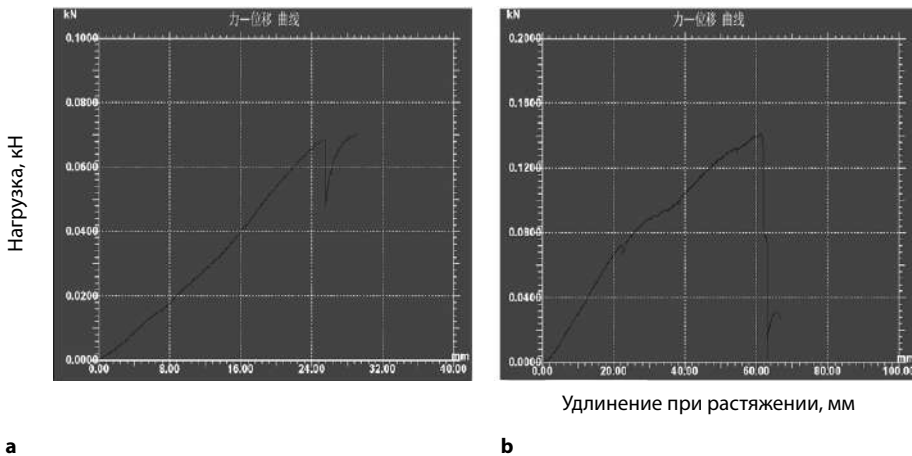


Рис. 3. Диаграммы деформации при растяжении моделей: а – трансоссального шва по Беннелю; б – погружного трансоссального шва
Fig. 3. Diagrams of tensile deformation of models: a – Bunnell's transosseous suture; b – hidden transosseous suture

На диаграмме (рис. 3а) видно, что до момента разрыва сшитые по Беннелю модели удлинялись в среднем на 25 мм. Диастаз между фалангой и сухожилием начинал формироваться уже при нагрузке 0,005 кН (или 0,5 кг), а при 0,01 кН (1 кг) становился ≈ 3 мм. Далее диастаз у всех образцов продолжал линейно нарастать и в итоге достигал ≈ 7 мм (рис. 4, верхний ряд снимков). В процентном выражении удлинение, возникавшее в зоне шва, составляло 28% общего удлинения моделей. Оно было обусловлено вытягиванием нитей из «сухожилия» с одной стороны и деформацией (сдавлением) полимерной трубки с закрепленным на ней узлом – с другой. Натяжение нитей приводило к сжатию полимерной трубки, подобно тому как сдавливаются мягкие ткани, при этом дистанция между узлом и тыльной поверхностью «фаланги» уменьшалась, а шов удлинялся. Остальной преобладающий вклад 72% в удлинение вносило растяжение как прошитого участка, так и непрошитой части «сухожилия». К моменту разрыва соединения диаметр поливинилхлоридного шнура уменьшался в прошитой части до 3 мм и в непрошитой – до 3,5 мм.

По аналогии с увиденным в эксперименте диастазом можно отметить, что в хирургии кисти клинически значимым (критическим) в зоне сухожильного шва считают диастаз длиной 3 мм и более, когда срастание концов сухожилия становится невозможным и вероятность разрыва соединения значительно возрастает [24].

В отличие от шва Беннеля в образцах, соединенных погружным трансоссальным швом, до момента разрыва сохранялся контакт «сухожилия» с «фалангой», диастаз соединений не наступал (рис. 4, нижний ряд снимков). Их удлинение в среднем на 64 мм происходило только за счет растягивания и истончения «сухожилия». При этом прошитый участок шнура становился толщиной 2,8 мм, а непрошита часть уменьшалась до 3 мм. Таким образом, установлено, что деформация образцов при данном виде шва на 100% была обусловлена растяжением и истончением поливинилхлоридного шнура.

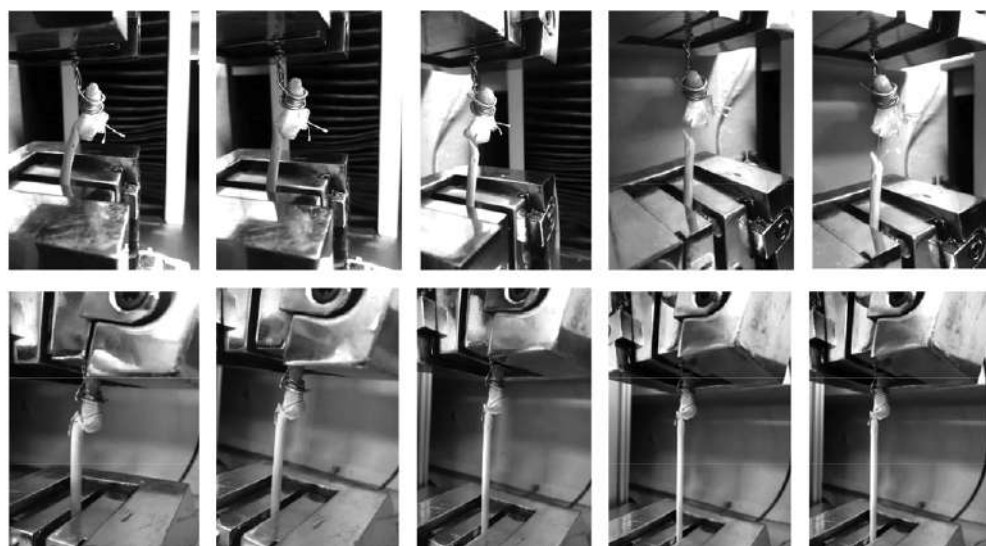


Рис. 4. Фотоснимки деформации зоны соединения в динамике при растяжении моделей: верхний ряд снимков – трансоссальный шов по Беннелю; нижний ряд – погружной трансоссальный шов
Fig. 4. Photographs of the connection zone deformation in dynamics during models tension: upper row of photos is Bunnell's transosseous suture; lower row is the hidden transosseous suture

После извлечения из зажимного устройства обнаружено, что разрыв нитей при соединении по Беннелю происходил в разных местах – на границе с «сухожилием» или у входа в канал «фаланги» или выхода из него. Разрыв узла не отмечали ни разу. Таким образом, прочность данного вида шва на линейный разрыв была обеспечена только прочностью двух нитей использованного в эксперименте шовного материала.

В образцах с погружным трансоссальным швом нити во всех случаях рвались в месте выхода из канала на тыльную поверхность «фаланги», вероятно, за счет натяжения и трения о край отверстия канала, куда приходился пик нагрузки. Отсутствие диастаза и удержание «сухожилия» на месте стало возможным благодаря конфигурации шва и перенаправлению тянущих сил вокруг «фаланги». Конфигурация шва с тремя точками фиксации на «фаланге» – у места входа в канал, на противоположной поверхности «фаланги» у выхода из канала и в месте расположения узла над зоной соединения (рис. 5) – способствовала тому, что при натяжении «сухожилие» не отдалялось, а прижималось к «фаланге», а натяжение нитей приводило к разгрузке зоны соединения. При этом прошивание боковых частей «сухожилия» способствовало увеличению прочности соединения, поскольку шов становился 4-нитевым.

Дистракционные испытания показали, что прочность погружного трансоссального шва в 1,5 раза выше, чем прочность шва Беннеля, а зона его соединения устойчива к образованию диастаза. Несмотря на лучшие прочностные характеристики погружного трансоссального шва, результаты представленного эксперимента на искусственных моделях могут лишь отчасти быть экстраполированы на кисть человека, а именно сведения о величине прочности на разрыв исследованных видов трансоссальных швов и о формировании либо отсутствии диастаза. При хирургическом

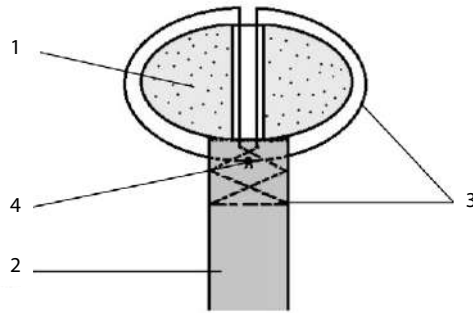


Рис. 5. Схема погружного трансоссального шва: 1 – фаланга; 2 – сухожилие; 3 – нити шва; 4 – узел
Fig. 5. Scheme of the hidden transosseous suture: 1 – phalanx; 2 – tendon; 3 – suture threads; 4 – knot

же восстановлении сухожилий в организме человека и проведении реабилитации следует учитывать, что в отличие от использованных в эксперименте материалов – застывшего костного цемента и гомогенного тугого резинового поливинилхлорида – живые ткани в процессе растяжения подвергаются не только деформации, но и прорезанию и разволокнутию шовными нитями [25]. Также для избегания разрывов зоны шва в ходе реабилитации в течение 4 недель после операции не рекомендуют выполнять упражнения с максимальной силой, установленной в экспериментах, поскольку прочность шва в это время обеспечивается только прочностью нитей, а дополнительную нагрузку на соединение создают отек и рубцовые спайки сухожилия с окружающими тканями [21].

Результаты нашего эксперимента на искусственных моделях не противоречат ранее опубликованным результатам биомеханических исследований трансоссальных швов с использованием моделей из трупного материала (*ex vivo*), однако отличаются от них.

Биомеханические исследования различных способов трансоссальной фиксации сухожилий глубоких сгибателей *ex vivo* продемонстрировали прочность этих соединений и легли в основу клинических рекомендаций и протоколов двигательной реабилитации пациентов. Так, установлено, что реинсерция по Беннелю при прошивании сухожилия монофиламентной проленовой нитью калибра 3/0 швом Кесслера выдерживает нагрузку до 30 Н (3 кг); прошивание конца сухожилия швом Беннеля или Клейнерта увеличивает прочность фиксации к ногтевой фаланге одинаково до 39 Н (3,97 кг) [26]. Увеличить прочность реинсерции по Беннелю до 64 Н (6,6 кг) можно, применив технику 4- или 8-нитевого шва сухожилия нитями супрамида калибра 4/0 [20].

В испытаниях с циклическим режимом нагрузок стандартная реинсерция по Беннелю с прошиванием сухожилия этибондом 3/0 показала предельную прочность на разрыв 57,3 Н (5,84 кг) и уступила реинсерции по методике С.Е. Тео прочностью 75,5 Н (7,7 кг) [27]. В этом же эксперименте формирование диастаза 2 мм при шве Беннеля было отмечено при нагрузке 17,1 Н (1,7 кг), а при шве Тео – при 22,5 Н (2,3 кг). Следует заметить, что в данном исследовании при выполнении реинсерции по Тео сухожилие прошивали швом Кюнео, что отличается от оригинальной методики Тео, когда сухожилие прошивают модифицированным швом Кесслера [16].

Изученные *ex vivo* трансоссальные швы также демонстрируют большую прочность на разрыв, чем 2- и 4-нитевые внутривольные швы, дополненные швом эпитеинона с исходной прочностью 2,5 кг и 4,3 кг соответственно, однако уступают 6-нитевому внутривольному шву прочностью 6 кг [21, 22]. Такая прочность трансоссальных швов допускает реабилитацию и упражнения с умеренным активным сгибанием пальца (создающим нагрузку на сухожилие 17 Н (1,7 кг)) с первых дней после операции.

■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сравнительное изучение прочности шва Беннеля и погружного трансоссального шва в эксперименте на искусственных моделях показало в 1,5 раза большую прочность второго. Конфигурация погружного трансоссального шва позволила избежать формирования диастаза и разгрузить зону соединения при растяжении в условиях эксперимента.

Погружной трансоссальный шов в большей степени удовлетворяет требованиям, предъявляемым к сухожильному шву, по своей прочности и устойчивости к формированию диастаза. Клиническое использование погружного трансоссального шва даст возможность с первых дней после операции проводить контролируемую активную реабилитацию пациентов и сохранить скользящую функцию сухожилий без риска удлинения и разрыва зоны шва.

■ ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Zenchenko A.V., Chernyakova Yu.M. Unsolved questions of the hand fingers flexor tendons surgery restore. *Medical news*. 2018;7(286):7–13. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/nereshennye-voprosy-hirurgicheskogo-vosstanovleniya-suhozhiliy-sgibateley-paltsev-kisti/pdf> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
2. Lomaya M.P. Causes of fingers tenogenous flexion contractures formation and their elimination by means of tenolysis (Review). *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2005;1(34):60–67. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/prichiny-formirovaniya-tenogennyh-sgibatelnyh-kontraktur-paltsev-kisti-i-ih-ustraneniye-s-pomoschyu-tenoliza-obzor-literatury/pdf> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
3. Boyer M.I., Strickland J.W., Engles D.R. Flexor Tendon Repair and rehabilitation. *J Bone Joint Surg*. 2002;84-A(9):1683–1706. Available at: https://digitalcommons.wustl.edu/open_access_pubs/957 (accessed April 18, 2022).
4. Guryanov A.M., Kagan I.I., Safronov A.A. Comparative value of mechanical strength and external relief of microsurgical tendon suture. *Russian Journal of Operative Surgery and Clinical Anatomy*. 2021;5(2):19–25. doi: 10.17116/operhirurg2021502119. (in Russian)
5. Grigoryants A.V., Dyachenko A.P., Fominykh T.A. Experimental-morphological comparative evaluation of tendon sutures of Kuneo and Dyachenko. *Ukrainian morphological almanac*. 2011;9(3):82–84. Available at: http://umorpha.inf.ua/UMorpha_2011/UMorpha_2011_3/Grigorya.pdf (accessed April 21, 2022). (in Russian)
6. Kondakova A.P., Zhila N.G., Boyarshinov M.A. The comparative characteristics of durability of different types of tendinous suture. *Far Eastern Medical Journal*. 2009;4:52–54. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/sravnitel'naya-harakteristika-prochnosti-razlichnyh-vidov-suhozhilnyh-shvov/pdf> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
7. Zolotov A.S., Golubev S.S., Zelenin V.N. The suture of the extensor tendons of the fingers from the standpoint of the principle of minimal disruption of blood supply to tissues. *N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics*. 2006;3:66–69. Available at: <https://elibrary.ru/item.asp?id=9227111> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
8. Kozyukov V.G., Shchekolova N.B., Nenakhova Ya.V. Fixation-adaptive seam in flexor digitorum tendon reconstruction. *Pirogov Russian Journal of Surgery*. 2016;4:70–72. doi: 10.17116/hirurgia2016470-72. (in Russian)
9. Minaev T.R., Yuldashev A.A., Nizov O.N. Analysis of recovery operations at injuries of flexor tendons of hand fingers. *Bulletin of emergency medicine*. 2019;12(3):20–25. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/analiz-rezultatov-vosstanovitelnyh-operatsiy-pri-povrezhdeniyah-suhozhiliy-sgibateley-paltsev-kisti/pdf> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
10. Zolotov A.S. Analysis of outcomes of complex surgical treatment of tendon injury of flexor muscle of fingers using loop suture. *Pacific Medical Journal*. 2003;3:28–31. Available at: <https://www.tmj-vgm.ru/jour/article/view/2085/2038> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
11. Popov I.V., Kornilov D.N. The evaluation of functional state of a hand after surgical restoration of the flexor tendons at the fibro-osseous canals. *Bulletin VSNK SO RAMN*. 2013;2(90):55–59. Available at: <https://www.actabiomedica.ru/jour/article/view/1446/1393> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
12. Bunnell S. Gig pullout suture for tendons. *J Bone Joint Surg Am*. 1954;36:850–851. doi: 10.2106/00004623-195436040-00017
13. Minaev T.R., Nizov O.N., Yuldashev A.A. Peculiarities of restorative operations at distal injuries of flexor and extensor tendons of fingers. *Bulletin of emergency medicine*. 2013;1:22–25. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/osobennosti-vosstanovitelnyh-operatsiy-pri-distalnyh-povrezhdeniyah-suhozhiliy-sgibateley-i-razgibateley-paltsev-kisti/pdf> (accessed April 21, 2022). (in Russian)



14. Strafun S., Bezuhlyi A., Lysak A. Long term results of reverse transsossal suture of finger flexor tendon to distal phalange. *Medical Journal*. 2021;2:115–119. doi: 10.51922/1818-426X.2021.2.115. (in Russian)
15. Strafun S., Bezuhlyi A., Gajovich V.V. Patent 50065 UA. Method for creating a reversible transosseous tendon suture. *Bulletin*. 2010;10. Available at: <https://uapatents.com/3-50065-sposib-vikonannya-zvorotnogo-cherezskistkovogo-shva-sukhozhilka.html?do=download> (accessed April 21, 2022). (in Ukrainian)
16. Teo T.C., Dionyssiou D., Armenio A. Anatomical repair of zone 1 flexor tendon injuries. *Plast Reconstr Surg*. 2009;123(2):617–622. doi: 10.1097/PRS.0b013e3181956572
17. Zenchenko A.V. Patent application a20210290 BY. Device for transosseous tendon suture. *Official bulletin*. 2022;2(145):5. Available at: <https://ncip.by/upload/iblock/bd0/bd026a8ed89ebf9665fd3b59266d19b2.pdf> (accessed April 20, 2022). (in Russian)
18. Chang M.K., Lim Z.Y., Wong Y.R. A review of cyclic testing protocols for flexor tendon repairs. *Clin Biomech*. 2019;62:42–49. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.12.007
19. Schreuder F.B., Scougall P.J., Puchert E. Effect of suture material on gap formation and failure in type 1 FDP avulsion repairs in a cadaver model. *Clin Biomech*. 2006;21(5):481–484. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.12.012
20. Meunier M.J., Gelberman R.H., Boyer M.I. Flexor digitorum profundus tendon to bone repair using a multi-strand suture technique. *Tech Hand Up Extrem Surg*. 2001;5(3):157–160. doi: 10.1097/00130911-200109000-00006
21. Strickland J.W. Flexor Tendon Injuries: I. Foundation of Treatment. *J Am Acad Orthop Surg*. 1995;3:44–54. doi: 10.5435/00124635-199501000-00006
22. Zenchenko A.V., Chernyakova Yu.M. Biology of healing, changes of biomechanics and rehabilitation after finger flexor tendons suturing. *Medical news*. 2020;10:13–19. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/biologiya-srastaniya-izmeneniya-biomehaniki-i-reabilitatsiya-posle-shva-sukhozhiliy-sgibateley-paltsev-kisti/pdf> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
23. *State standart 31620-2012. Surgical suture materials. General technical requirements. Test methods*. Moscow: Standartinform; 2013. Available at: <https://docs.cntd.ru/document/1200101113> (accessed April 21, 2022). (in Russian)
24. Seiler J.G. Flexor tendon repair. *J Am Soc Surg Hand*. 2001;1(3):177–191. doi: 10.1053/jssh.2001.26283
25. Furmanov A.Yu. Comparison of tendon tissue deformation after put in tendinous sutures different types. *Ukrainian medical journal*. 2000;4(18):134–136. Available at: https://www.umj.com.ua/wp/wp-content/uploads/archive/18/pdf/1032_rus.pdf?upload= (accessed April 21, 2022). (in Russian)
26. Silva M.J., Hollstien S.B., Brodt M.D. Flexor digitorum profundus tendon-to-bone repair: an ex vivo biomechanical analysis of 3 pullout suture techniques. *J Hand Surg Am*. 1998;23(1):120–126. doi: 10.1016/S0363-5023(98)80099-3
27. Ballesteros-Betancourt J., Rosales R.S., García-Tarriño R. A biomechanical comparison of the modified Bunnell pullout and Teo intraosseous suture techniques for attachment of tendon to bone. *J Hand Surg Eur*. 2019;44(8):816–824. doi: 10.1177/1753193419859548