

DOI: <https://doi.org/10.51922/2074-5044.2021.4.83>А. Э. Мурзич¹, М. А. Герасименко¹, Р. С. Сироткин¹, А. С. Амелъченя²

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МОДЕЛЕЙ АНКЕРНЫХ ФИКСАТОРОВ

Республиканский научно-практический центр травматологии и ортопедии¹
Научно-производственное общество с ограниченной ответственностью «Медбиотех»,
г. Минск, Республика Беларусь²

В данной публикации представлен аналитический обзор литературы и проанализированы собственные результаты исследований прочностных характеристик разрабатываемых моделей анкерных фиксаторов с применением автоматизированных модулей прочностного расчета.

Ключевые слова: Анкер, восстановление сухожилия и связки.

A. E. Murzich, M. A. Gerasimenko, R. S. Sirotkin, A. S. Amialchenia

INVESTIGATION OF THE STRENGTH CHARACTERISTICS OF THE ANCHOR RETAINERS MODELS

This publication presents an analytical review of the literature and analyzes our own research results of strength characteristics studies of the developed anchor retainers models using automated strength calculation modules.

Key words: Anchor, tendon and ligament repair.

Введение

В настоящее время при широком спектре патологии крупных суставов требуется хирургическое лечение с применением миниинвазивных методик, а также артроскопических техник. На сегодняшний день разработан ряд вариаций анкерных фиксаторов, применяемых при открытых и артроскопических операциях для восстановления мягкотканых структур, которые пришли на замену трансosseальному шву. Среди них различают: винтовые, ударные (забивные), тумблерные, расширяющиеся анкера (Рисунок 1).

Среди материалов, из которых изготавливают анкерные фиксаторы известны: сплавы различных металлов, биоабсорбируемые и биокompозитные материалы (Рисунок 2).

Любой из вышеуказанных анкерных фиксаторов должен соответствовать определенным критериям

прочности фиксации, чтобы обеспечить приживание сухожилия (связки) к кости. Согласно исследованиям, данный процесс занимает не менее 12 недель, проходя три основные фазы заживления тканей, от процесса местного воспаления до ремоделирование тканей [1].

Несмотря на высокую эффективность восстановления сухожилий с помощью анкерных фиксаторов, существует ряд осложнений, связанных непосредственно с имплантатами. К ним относятся: несостоятельность шовного материала (прорезывание через мягкие ткани/кость или разрыв нитей) [2], несостоятельность со стороны анкера (расшатывание анкера при циклических нагрузках с последующей его миграцией или вырыванием из кости, перелом анкера). Еще одной группой осложнений, характерной в основном для анкерных систем из биоабсорбируемых материалов (полимолочных кислот – PLA, PLLA, PDLA, PDLLA), являются синовиты, хондролит, резорбция

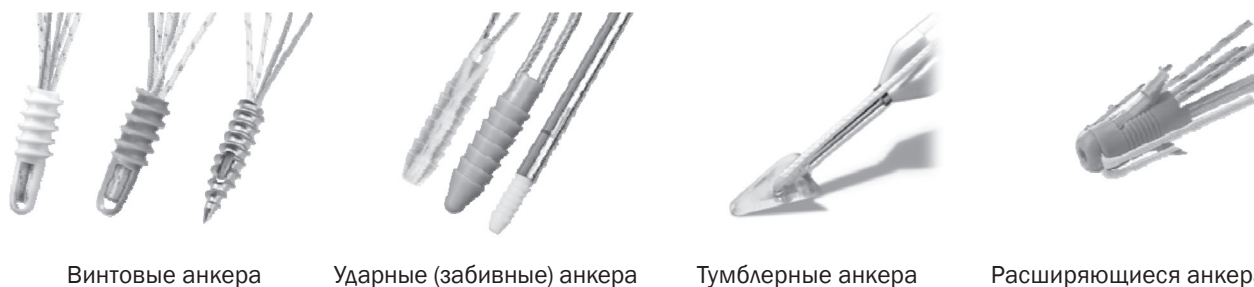


Рис. 1. Виды анкеров по способу установки



Металлические анкера Биоабсорбируемые анкера Биокompозитные анкера

Рис. 2. Виды анкеров по материалу изготовления

костной ткани в месте постановки анкера, формирование костных кист (воздействие продуктов распада полимера на костную ткань), расшатывание анкерного фиксатора, возникающее на начальном этапе рассасывания винта, что приводит к первоначальной потере стабильности имплантата [3, 4].

В связи с этим актуальным является создание и внедрение в клиническую практику передовых хирургических имплантатов и инструментов для достижения восстановления анатомической целостности связок и сухожилий, а также функции поврежденного сегмента конечности.

Цель работы

Разработать и испытать модель анкерного фиксатора для восстановления связок и сухожилий.

Материалы и методы

Нами проведен ретроспективный анализ примененных методик лечения повреждений связок и сухожилий крупных суставов за период с 2011 по 2014 в РНПЦ травматологии и ортопедии г. Минска на базе 1-го и 2-го ортопедического отделения, травматолого-ортопедического отделения для взрослых. Изучены результаты 212 оперативных вмешательств у пациентов с повреждением мягкотканых структур с применением анкерных фиксаторов, трансоссального метода фиксации и наложения швов на разрыв с восстановлением целостности местными тканями.

За период с 2011 по 2014 гг. выполнено 8 ревизионных операций. Во всех случаях причиной повторной операции являлся повторный разрыв ранее восстановленных структур.

Столкнувшись с определенными трудностями, в том числе и высокой стоимостью анкерного фиксатора зарубежного образца, мы поставили перед собой цель по разработке собственной модели анкерного фиксатора, который бы вобрал в себя основные преимущества зарубежных моделей при сравнительно низкой стоимости изготовления.

Для моделирования и дальнейшего изготовления анкерного фиксатора сотрудниками лаборатории патологии суставов и спортивной травмы РНПЦ травматологии и ортопедии совместно с НП ООО «Медбиотех»

разработан металлический анкер, обеспечивающий хорошую прочность фиксации, легкость в установке и возможность рентгенологического контроля в раннем и отдаленном послеоперационном периоде для оценки его положения в кости.

Для соответствия основным требованиям, предъявляемым к анкерным фиксаторам с целью минимизации риска вышеперечисленных осложнений анкерный фиксатор должен пройти ряд испытаний:

1. испытание винтов на кручение (имитация имплантации);
2. испытание на разрыв (определение максимальной растягивающей силы, которую способен выдержать материал винта);
3. испытание на вырывание из материала.

Тестовые образцы и средства испытаний

Тестовыми образцами явились трехмерные математические модели анкерных винтов. Анализ были подвергнуты три типоразмера винтов:

- № 1 минимальный: диаметр 3 мм, длина резьбы 5 мм;
- № 2 средний: диаметр 5 мм, длина резьбы 9 мм;
- № 3 максимальный: диаметр 6,5 мм, длина резьбы 16 мм (Рисунок 3):

Средства измерений – программные модули прочностного анализа Solidworks Simulation (кручение, разрыв) и Creo Simulate 6.0.2.0 (вырывание из кости).

Материал анкерных винтов задан согласно конструкторской документации ВТ6 ГОСТ19807-91.

Механические характеристики материала:

Предел текучести, σ_T – 827 МПа.

Временное сопротивление разрушению (предел прочности), σ_B – 1050 МПа.

Последовательность выполнения испытаний описана ниже.

- 1) Испытание винтов на кручение (имитация имплантации).
- 2) Испытание на разрыв (определение максимальной растягивающей силы, которую способен выдержать материал винта).
- 3) Испытание на вырывание из материала. Для анализа поведения материала, в котором зафиксирован

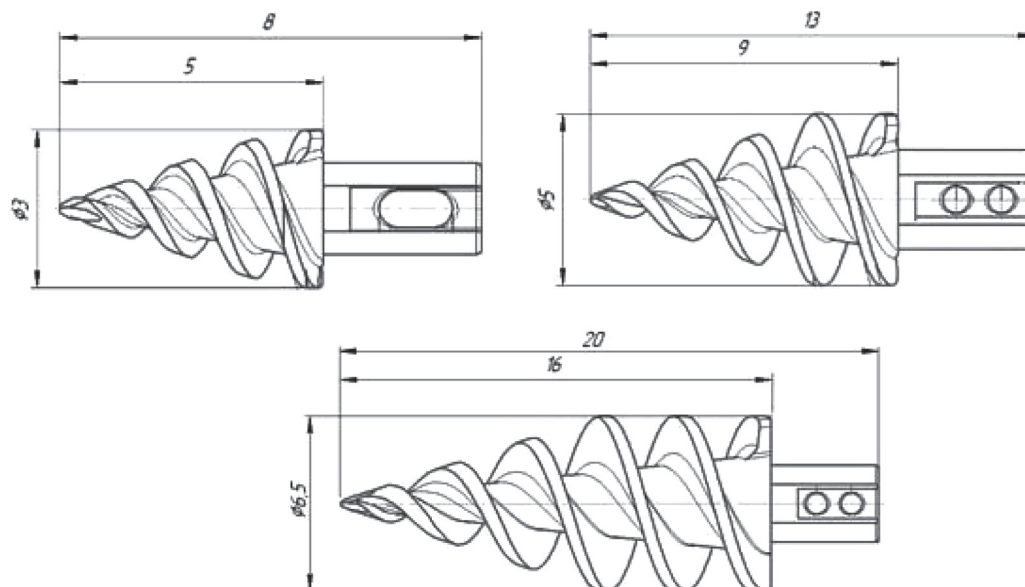


Рис. 3. Эскизы тестовых образцов № 1-3

рованы винты, были выполнены модели-слепки, имитирующие заготовки с установленными винтами. К полученным резьбовым поверхностям моделей-слепков приложена вырывающая нагрузка, имитирующая воздействие на материал резьбовой поверхности винта. В сравнении с данными по п. 2, можно также определить вероятность разрыва анкерного винта, закрученного в материал. В качестве материала, имитирующего костную ткань, создан пользовательский материал «Кость», параметры которого заданы из литературных источников [5, 6, 7].

Механические параметры костной ткани, принятые для расчетов, представлены в таблице 1.

Анализ результатов испытаний по п.3 выполнен, основываясь на данных в таблице 2.

Результаты испытаний

Винт анкерный диаметром 3 мм (минимальный типоразмер)

Испытание на кручение.

Учитывая, что вкручивание анкерных винтов производится отверткой с внутренним шестигранником, то есть своеобразной направляющей гильзой, закрепления накладываем на шестигранник, а крутящий момент на резьбовую поверхность, предполагая, что он возникает при вкручивании за счет сопротивления со стороны костной ткани. В результате, самым критическим местом анкерного винта является граница между шестигранником и резьбовой частью. Анкерный винт выдерживает крутящий момент величиной не более 0.18 Н·м (Рисунок 4).

Таблица 1. Механические параметры костной ткани

Плотность ρ , кг/м ³	Модуль Юнга E, МПа	Предел прочности при растяжении, $\sigma_{пр}$, МПа	Коэффициент Пуассона	Относительная деформация ϵ , %
2400	10 ⁷	100	0,3	1

Таблица 2. Механические свойства связок, сухожилий, мышц, фасций и суставного хряща (по А. С. Обысову, 1971)

Связки и сухожилия	Максимальная нагрузка, кг		Относительное удлинение, %		Предел прочности, МПа	
	мужчины	женщины	мужчины	женщины	мужчины	женщины
Связка надколенника	52-239	42-142	113	160	4-23,8	3,5-13,7
Большеберцовая связка	32-88	33-76	113-155	113-138	6-41,2	10,8-26,5
Малоберцовая связка	8-80	9-50	113-155	110-160	6-30,4	4-20,6
Дельтовидная связка	2-16	1-4	105-166	113	0,2-0,6	0,2-0,6
Сухожилия					40-60	
Мышцы					0,2-0,4	
Фасции					14	
Суставный хрящ					25,5	

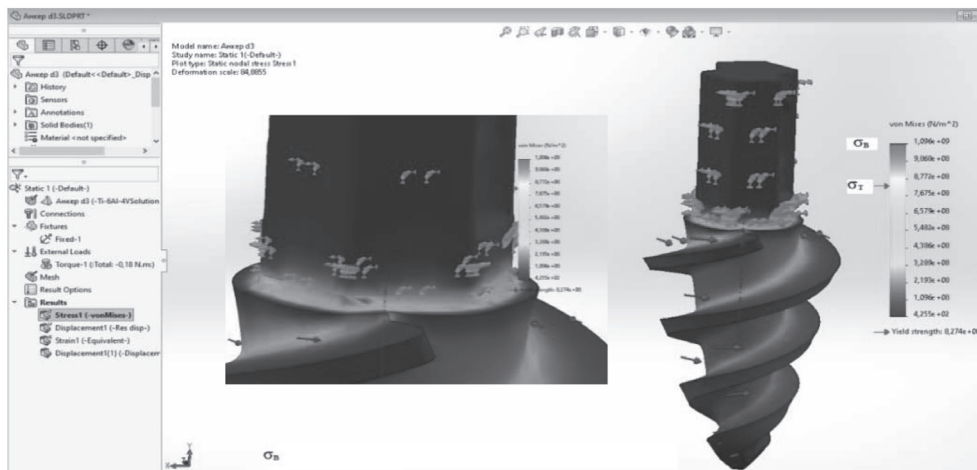


Рис. 4. Испытание на кручение

Испытание на разрыв

Растяжение анкерного винта произведено исходя из условий его работы.

Продольный паз в шестиграннике предназначен для размещения в нем шовного материала. Поэтому, считая, что резьбовая часть винта вкручена в костную ткань и тем самым жестко закреплена, прикладываем осевую нагрузку к пазу, направление которой стремится вырвать винт из кости. Максимальная нагрузка для данного типоразмера винта составляет 310 Н. Критическим местом является паз в шестиграннике (Рисунок 5).

Испытание на вырывание из материала

Модель-слепок участка костной ткани, сформированной анкерным винтом, имеет вид как на рисунке выше. К резьбовой поверхности прикладываем вырывающую осевую силу до достижения максимального значения механического напряжения. В данном

случае для материала «Кость» предел прочности составляет 100 МПа. Упомянутое механическое напряжение (100 МПа) возникает в области верхних витков резьбовой поверхности при нагрузке 68 Н (6,9 кг) (Рисунок 6).

Таким образом, подшивание связок и сухожилий согласно медицинским показаниям возможно с усилием около 68 Н, при этом гарантированно не произойдет отрыва шестигранника анкерного винта диаметром 3 мм.

Винт анкерный диаметром 5 мм (средний типоразмер)

Испытание на кручение

Анкерный винт диаметром 5 мм выдерживает крутящий момент величиной не более 0.52 Н·м. При такой нагрузке возможна как необратимая деформация, так и обламывание шестигранника на границе с резьбовой частью (Рисунок 7).

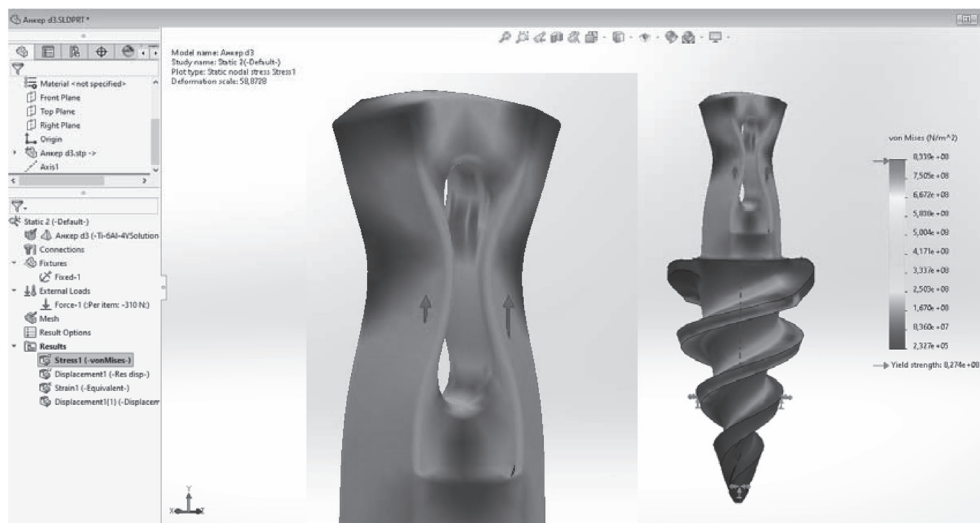


Рис. 5. Испытание на разрыв

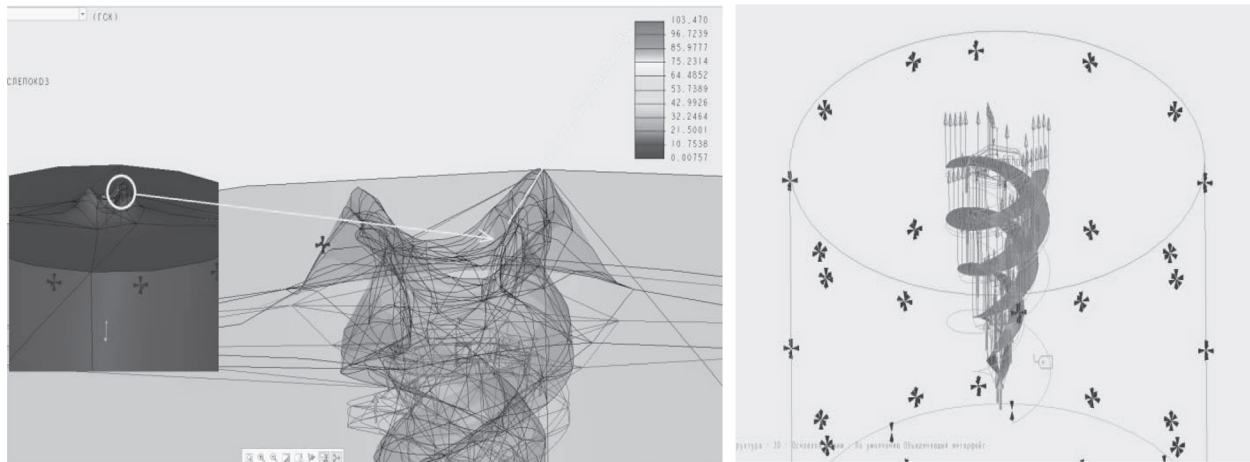


Рис. 6. Испытание на вырывание из материала

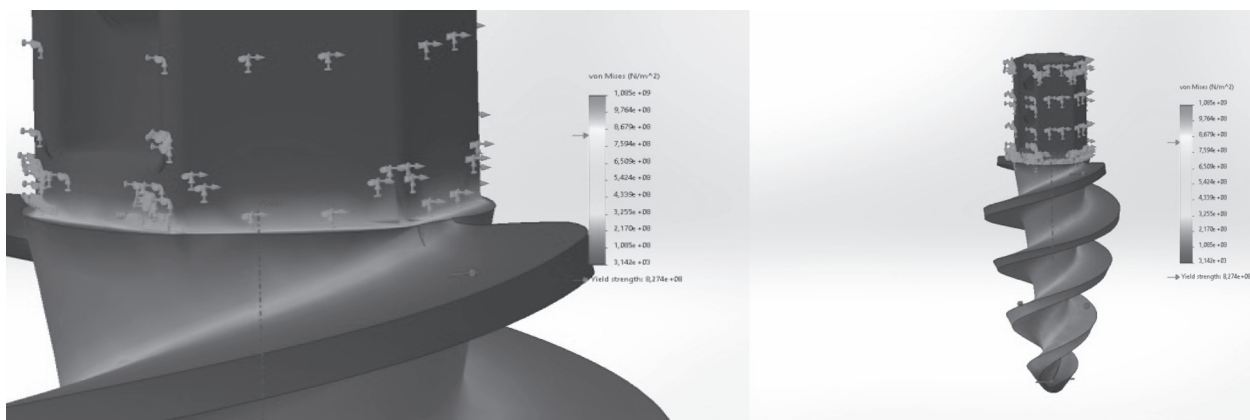


Рис. 7. Испытание на кручение

Испытание на разрыв

Жесткое закрепление накладываем на резьбовую поверхность, а осевую растягивающую нагрузку прикладываем к обоим отверстиям в шестиграннике. Критические напряжения возникают на границах резьбы и шестигранника, а также в месте «обрыва» резьбовой спирали при нагрузке 795 Н (Рисунок 8).

Испытание на вырывание из материала

Участок костной ткани с установленным анкерным винтом диаметром 5 мм способен выдержать вырывающую осевую нагрузку величиной около 328 Н. Как и в случае с минимальным образцом диаметром 3мм, гарантированно произойдет вырывание его из кости, нежели отрыв шестигранника (Рисунок 9).

Винт анкерный диаметром 6,5 мм (максимальный типоразмер)

Испытание на кручение

Анкерный винт диаметром 6,5мм выдерживает крутящий момент величиной 0,7 Н·м. Критические напряжения также возникают на границе резьбы и шестигранника (Рисунок 10).

Испытание на разрыв

Жесткое закрепление накладываем на резьбовую поверхность, а осевую растягивающую нагрузку прикладываем к обоим отверстиям в шестиграннике.

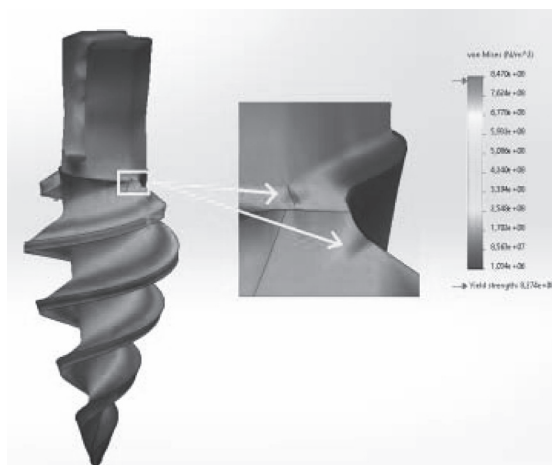


Рис. 8. Испытание на разрыв

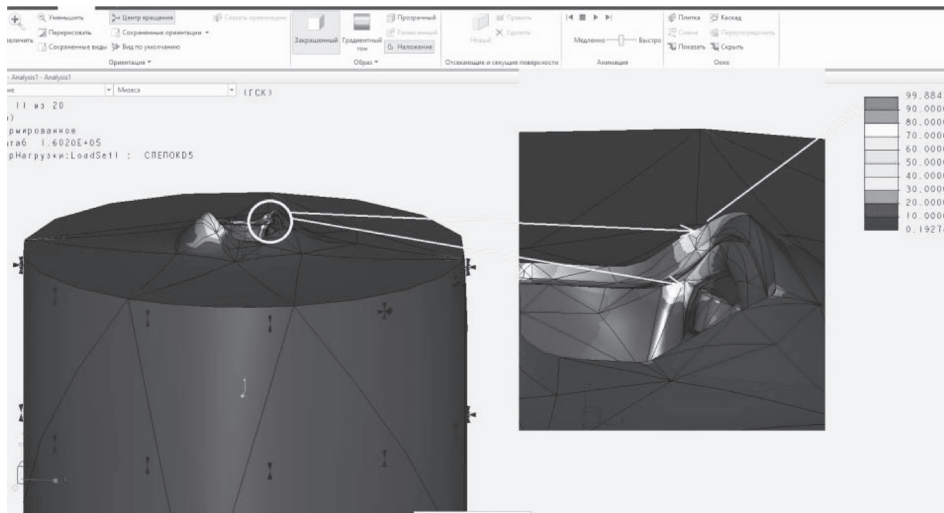


Рис. 9. Испытание на вырывание из материала

Критические напряжения возникают на границах резьбы и шестигранника, а также на стенках ближайшего к резьбе отверстия. Анкерный винт диаметром 6,5 мм способен выдержать осевую нагрузку до 1800 Н (более 180 кг) (Рисунок 11).

Испытание на вырывание из материала

Костная ткань с анкерным винтом диаметром 6,5 мм способна выдержать вырывающую осевую нагрузку величиной 670 Н (Рисунок 12).

Испытание на вырывание из материала под углом 45° к продольной оси

Вырывание из костной ткани может происходить не только продольно оси анкерного винта, но и под углом к ней. Проведем нагружение под углом 45° для определения зависимости прочности фиксации винта в кости от угла приложения силы (Рисунок 13).

Критические для костной ткани напряжения при этом возникают при силе величиной 933Н, что выше по сравнению с ее максимальной величиной в 670Н, приложенной продольно, на 41%.

Заключение

В данном исследовании проведено математическое моделирование прочности фиксации трех типов-размеров анкерных винтов в костной ткани, а также анализ прочности самих анкерных винтов при их нагружении на разрыв и кручение.

В работе применены автоматизированные модули прочностного расчета Creo Simulate и Solidworks Simulation.

Выводы по результатам теоретических испытаний сведены в Таблицу 3. Средние эксплуатационные нагрузки взяты из Таблицы 2, переведены из единиц массы в единицы силы. Затем выбраны их средние значения. Значения усреднены исходя из предположения, что максимальные величины нагрузок, указанные в Таблице 2, маловероятны для анкерных винтов, потому как указаны для здоровых людей, не перенесших травм.

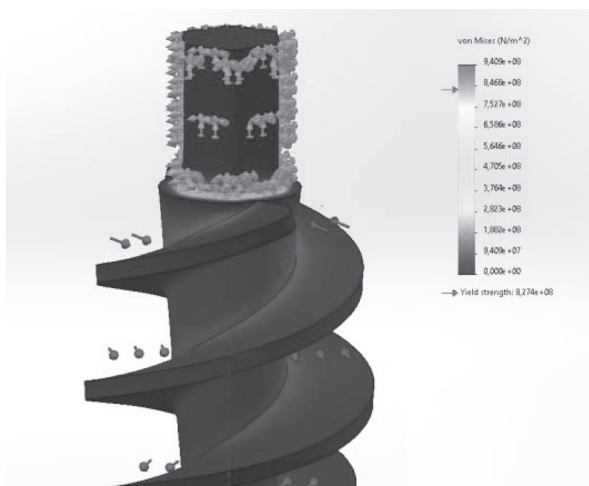


Рис. 10. Испытание на кручение

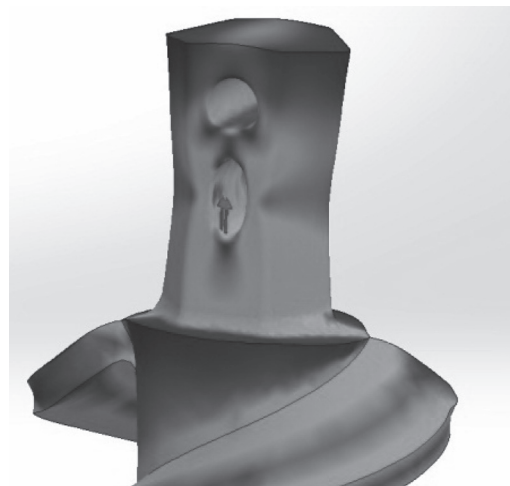


Рис. 11. Испытание на разрыв

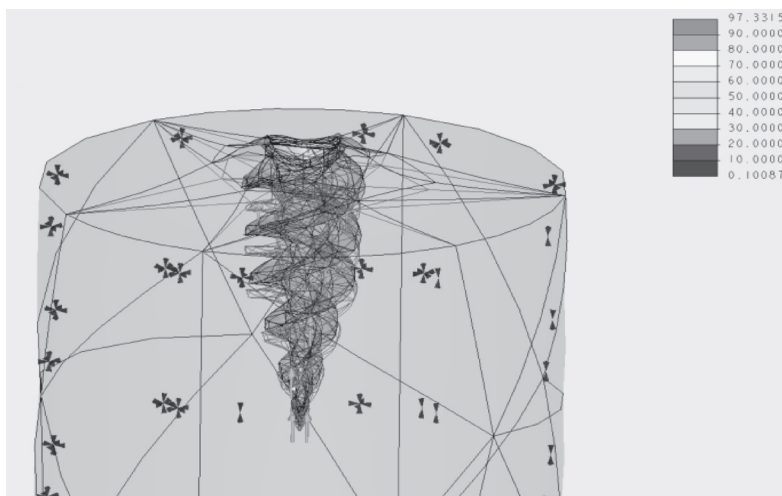


Рис. 12. Испытание на вырывание из материала

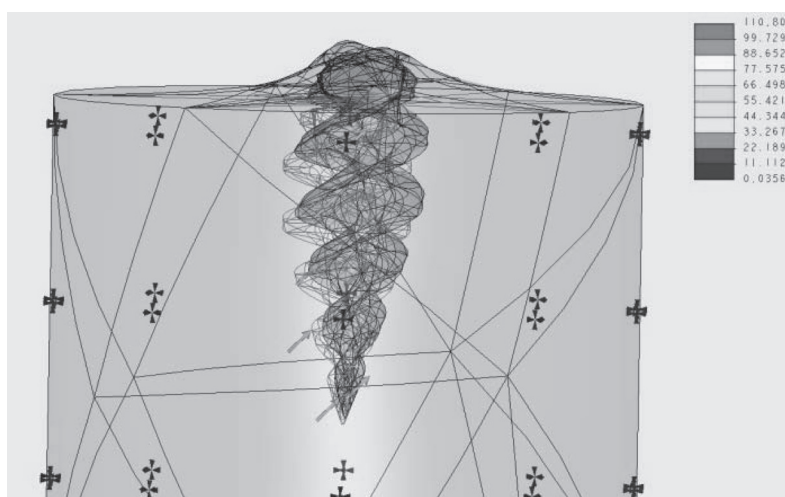


Рис. 13. Испытание на вырывание из материала под углом 45° к продольной оси

Таблица 3. Выводы по результатам теоретических испытаний

Тип образца	Максимальная нагрузка на разрыв, Н	Максимальная нагрузка на кручение, Н·м	Максимальная нагрузка на вырывание из костной ткани, Н, продольно	Максимальная нагрузка на вырывание из костной ткани, Н, под углом 45°	Средняя эксплуатационная нагрузка, Н (см. Табл. 2)	
					Связка надколенника	Средняя эксплуатационная нагрузка, Н (см. Табл. 2)
Анкерный винт 3 мм	310	0,18	68	96	Связка надколенника	1163
					Большеберцовая связка	568
Анкерный винт 5 мм	795	0,52	328	462	Малоберцовая связка	360
					Дельтовидная связка	113
Анкерный винт 6,5 мм	1800	0,7	670	933		

Выводы

1. Анкерные винты любого типоразмера имеют прочность выше, чем прочность их фиксации в костной ткани. Это означает, что при критическом осевом воздействии на анкерный винт он га-

рантировано полностью извлечется из кости, не обламываясь.

2. Минимальные типоразмеры анкерных винтов могут применяться только для не крупных связок и сухожилий, например, для дельтовидной связки. Причем на усмотрение врача-травматолога следует выбирать коли-

чество одновременно применяемых винтов, также исходя и из угла между продольной осью анкерного винта и направлением связки. Чем больше угол между ними, тем более надежна фиксация винта в костной ткани.

3. Максимальные и средние типоразмеры анкерных винтов диаметром 6,5 мм и 5 мм могут уверенно применяться для сшивания связок и сухожилий

Литература

1. Strickland J. W. Flexor tendon injuries. In: Master techniques in orthopedic surgery, the hand, 2nd ed. / J. W. Strickland, T. J. Graham // Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, – 2005. – P. 251–265.

2. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation / S. S. Burkhart [et al.] // Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. – 1997. Vol. 13, N. 6. – P. 720–724.

3. Complications of bioabsorbable suture anchors in the shoulder / A. Dhawan [et al.] // Am. J. Sports Med. – 2012. Vol. 40, N. 6. – P. 1424–1430.

References

1. Strickland J. W. Flexor tendon injuries. In: Master techniques in orthopedic surgery, the hand, 2nd ed. / J. W. Strickland, T. J. Graham // Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, – 2005. – P. 251–265.

2. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation / S. S. Burkhart [et al.] // Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. – 1997. Vol. 13, N. 6. – P. 720–724.

3. Complications of bioabsorbable suture anchors in the shoulder / A. Dhawan [et al.] // Am. J. Sports Med. – 2012. Vol. 40, N. 6. – P. 1424–1430.

крупных суставов. Так, например, анкерный винт 5 мм может применяться в единичном экземпляре при операциях на малоберцовой связке, а винты 6,5 мм – на большеберцовой связке.

Однако для надежности и исходя из крупных размеров связок, целесообразно применять не менее двух анкерных фиксаторов.

4. Glenoid rim fracture in contact athletes with absorbable suture anchor reconstruction / S. Banerjee // Arthroscopy. – 2009. Vol. 25, N. 5. – P. 560–562.

5. Сиваконь С. В. Исследование прочностных характеристик нового биоматериала для пластики поврежденных связок и сухожилий. / Сиваконь С. В., Митрошин А. Н., Абдулаев А. К., Новиков А. А // Журнал научных статей «Здоровье и образование в XXI веке». – 2008. Vol. 10, N 2. – P. 269–270.

6. Аруин А. С. Биомеханика двигательного аппарата человека. / Аруин А. С., Зациорский В. М., Селуянов В. Н. // Физкультура и спорт. 1981.

7. Кавалерский Г. М. Разрывы большой грудной мышцы и её сухожилия: обзор литературы и наш опыт лечения / Кавалерский Г. М., Середа А. П., Никифоров Д. А. // Травматология и ортопедия России. – 2015. – N. 2. – P. 117–131.

4. Glenoid rim fracture in contact athletes with absorbable suture anchor reconstruction / S. Banerjee // Arthroscopy. – 2009. Vol. 25, N. 5. – P. 560–562.

5. Sivakon' S. V. Issledovanie prochnostnyh harakteristik novogo biomateriala dlya plastiki povrezhdennyh svyazok i suhozhiлий. / Sivakon' S. V., Mitroshin A. N., Abdullaev A. K., Novikov A. A // Zhurnal nauchnyh statej «Zdorov'e i obrazovanie v XXI veke». – 2008. Vol. 10, N 2. – P. 269–270.

6. Aruin A. S. Biomekhanika dvigatel'nogo apparata cheloveka. / Aruin A. S., Zaciorskij V. M., Seluyanov V. N. // Fizkul'tura i sport. 1981.

7. Kavalerskij G. M. Razryvy bol'shoj grudnoj myshcy i eyo suhozhiлий: obzor literatury i nash opyt lecheniya / Kavalerskij G. M., Sereda A. P., Nikiforov D. A. // Travmatologiya i ortopediya Rossii. – 2015. – N. 2. – P. 117–131.

Поступила 02.08.2021 г.