



Влияние диаметра отверстий для тенодеза длинной головки бицепса на риск патологических переломов проксимального отдела плечевой кости

А.К. Авдеев¹, А.С. Гофер¹, А.А. Алекперов¹, Д.В. Рубцов¹, Т.З. Мамуладзе¹,
 Н.В. Федорова², В.В. Павлов¹

¹ ФГБУ «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»
 Минздрава России, г. Новосибирск, Россия

² ФГБУН «Институт гидродинамики им. М.А. Лаврентьева СО РАН», г. Новосибирск, Россия

Реферат

Актуальность. Патология сухожилия длинной головки двуглавой мышцы/бицепса (ДГБ) плеча включает вывихи/подвывихи, тендинит и разрывы, что часто сочетается с повреждениями вращательной манжеты плеча. Хирургические методы коррекции включают выполнение тенотомии или тенодеза. Хотя выбор уровня тенодеза ДГБ является субъективным, место для тенодеза ДГБ влияет не только на функциональные результаты, но и на риски формирования патологического перелома плечевой кости.

Цель – определить влияние диаметра отверстий для тенодеза длинной головки бицепса на супрапекторальном уровне на риск патологических переломов проксимального отдела плечевой кости на основе конечно-элементного анализа.

Материал и методы. На основании КТ плечевой кости 64-летнего пациента построена 3D-модель плечевой кости с кортикальным и трабекулярным компонентами. Конечно-элементное моделирование (ANSYS; SOLID185, размер конечного элемента ~0,7 мм) включало сценарии: 1) падение под углом отведения 45°, 2) наружные и внутренние ротационные нагрузки на плечевую кость, кинематическая ротация плечевой кости на 3°–6° кнаружи и кнутри; 3) сравнительный анализ распределения напряжений в кости без отверстий (КБО) и после формирования сквозных отверстий. Сравнивали интактную кость и кость со сквозными отверстиями $d = 5,0/1,5$ мм (якорь) и $d = 7,0/2,4$ мм (винт) на супрапекторальном уровне.

Результаты. При падении на отведенную конечность пик растяжения локализуется в области *collum chirurgicum* по внутренней поверхности плеча; зона борозды и супрапекторальная область остаются вне зоны напряжения. При ротации отверстие смещает максимум касательных напряжений к зоне сверления; в «здоровой» кости предельный угол наружной ротации снижается с 6° до 5°, в кости со сниженной минеральной плотностью — с 6° до 3°; а при внутренней ротации — с 5° до 4°. Диаметр отверстия влияет минимально (1–2%).

Заключение. Проведенное исследование выявило критические закономерности влияния перфорации на напряженно-деформированное состояние плечевой кости. Прочность кости зависит от факта наличия перфорации, а не от ее диаметра в исследованном диапазоне, а увеличение диаметра с 5 до 7 мм приводит к незначительному росту напряжений (1–2%). Полученные результаты дают основание полагать, что оптимальной стратегией является размещение отверстия в проксимальных отделах плечевой кости, где изначально отсутствует концентрация критических касательных напряжений.

Ключевые слова: тенодез длинной головки бицепса; проксимальный отдел плечевой кости; метод конечных элементов; ротационный перелом.

Для цитирования: Авдеев А.К., Гофер А.С., Алекперов А.А., Рубцов Д.В., Мамуладзе Т.З., Федорова Н.В., Павлов В.В. Влияние диаметра отверстий для тенодеза длинной головки бицепса на риск патологических переломов проксимального отдела плечевой кости. *Травматология и ортопедия России*. <https://doi.org/10.17816/2311-2905-17760>.

✉ Авдеев Артём Константинович; e-mail: avdeev.artiom@mail.ru

Рукопись получена: 03.09.2025. Рукопись одобрена: 24.11.2025. Статья опубликована онлайн: 23.01.2026.

© Эко-Вектор, 2026



Influence of Drill Hole Diameter for the Long Head of Biceps Tenodesis on the Risk of Pathological Fractures of the Proximal Humerus

Artem K. Avdeev¹, Anton S. Gofer¹, Aleksandr A. Alekperov¹, Dmitriy V. Rubtsov¹, Tariel Z. Mamuladze¹, Natalia V. Fedorova², Vitaliy V. Pavlov¹

¹ Tsivyan Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Novosibirsk, Russia

² Lavrentyev Institute of Hydrodynamics of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, Novosibirsk, Russia

Abstract

Background. Pathology of the long head of the biceps tendon (LHBT) includes dislocation/subluxation, tendinitis, and tendon rupture and is frequently associated with rotator cuff injuries. Surgical treatment options include tenotomy or tenodesis. Although the choice of the tenodesis level for the LHBT is largely subjective, the tenodesis site affects not only functional outcomes but also the risk of pathological fracture of the humerus.

The aim of the study was to evaluate the influence of drill hole diameter for the suprapectoral tenodesis of the long head of the biceps on the risk of the pathological fractures of the proximal humerus using finite element analysis.

Methods. A three-dimensional model of the humerus, including cortical and trabecular bone components, was constructed based on CT data of a 64-year-old patient. Finite element analysis (ANSYS; SOLID185 elements, average element size ~0.7 mm) included the following scenarios: (1) a fall with the arm abducted at 45°, (2) external and internal rotational loading of the humerus with kinematic rotation of 3°-6° in both directions, and (3) comparative stress distribution analysis in intact bone (no drill hole) and after creation of through holes. An intact humerus was compared with humeri containing suprapectoral through holes of $d = 5.0/1.5$ mm (anchor fixation) and $d = 7.0/2.4$ mm (screw fixation).

Results. During a fall on an abducted arm, peak tensile stresses were localized in the region of the surgical neck on the medial surface of the humerus, while the bicipital groove and suprapectoral region remained outside the zone of critical stress. During rotational loading, the presence of a drill hole shifted the maximum shear stress toward the drilling zone. In intact bone, the critical external rotation angle decreased from 6° to 5° after drilling. In bone with reduced mineral density, it decreased from 6° to 3°. For internal rotation, the critical angle decreased from 5° to 4°. The influence of drill hole diameter was minimal, accounting for only a 1-2% increase in stress.

Conclusion. This study identified critical patterns in how bone perforation affects the stress-strain state of the humerus. Bone strength was primarily dependent on the presence of perforation rather than on the drill hole diameter within the investigated range, and increasing the diameter from 5 to 7 mm resulted in only a minor increase in stress (1-2%). These findings suggest that the optimal strategy is to place the drill hole in the proximal humerus, where critical shear stress concentrations are not initially present.

Keywords: long head of biceps tenodesis; proximal humerus; finite element analysis; rotational fracture.

Cite as: Avdeev A.K., Gofer A.S., Alekperov A.A., Rubtsov D.V., Mamuladze T.Z., Fedorova N.V., Pavlov V.V. Influence of Drill Hole Diameter for the Long Head of Biceps Tenodesis on the Risk of Pathological Fractures of the Proximal Humerus. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. (In Russian). <https://doi.org/10.17816/2311-2905-17760>.

✉ Artem K. Avdeev; e-mail: avdeev.artiom@mail.ru

Submitted: 03.09.2025. Accepted: 24.11.2025. Published online: 23.01.2026.

© Eco-Vector, 2026

ВВЕДЕНИЕ

Разнообразная патология сухожилия длинной головки двуглавой мышцы/бицепса (ДГБ) плеча включает такие состояния, как вывих, подвывих, частичные или полные разрывы и тендинит, что, в свою очередь, часто связано с частичными или полнослойными разрывами вращательной манжеты [1, 2]. При этом частота встречаемости патологии вращательной манжеты составляет от 6,8 до 22,4% среди населения старше 40 лет [3].

Хирургическая коррекция патологии ДГБ включает такие процедуры, как тенотомия или тенодез [4], а местом формирования артификального отверстия для тенодезирования ДГБ может быть внутрисуставная часть до входа в межбугорковую борозду, внесуставная часть (субпекторальная и супрапекторальная области) и уровень межбугорковой борозды плечевой кости [5, 6]. При этом остается дискуссионным вопрос о наиболее предпочтительной области тенодезирования ДГБ с точки зрения функциональных результатов [7], а выбор этой области — на усмотрение хирурга.

Расположение артификальных сквозных перфораций плечевой кости в проксимальном отделе, сформированных для тенодеза ДГБ, может не только повлиять на функциональные результаты, но и создать предпосылки к развитию конкурирующей патологии проксимального отдела плечевой кости, а именно ее перелома.

При этом частота переломов проксимального отдела и диафиза плечевой кости отмечается в 5–6 и 3–5% случаев соответственно от переломов всех костей опорно-двигательного аппарата. Помимо этого, ситуация может усугубляться снижением минеральной плотностью кости или остеопорозом у лиц старшей возрастной группы [8, 9, 10]. Это подтверждается эпидемиологическими исследованиями в России, где остеопороз выявляется у 27% мужчин и 34% женщин в возрасте 50 лет и старше, а частота остеопении составляет 44 и 43% соответственно. При этом около 14 млн человек страдают остеопорозом, а 20 млн имеют снижение минеральной плотности костной ткани, соответствующее остеопении [11]. По данным мировой статистики, остеопороз является причиной более 8,9 млн патологических переломов костей ежегодно [12], их доля ожидаемо будет увеличиваться, что связывают со старением популяции [13], а это будет существенно повышать риски патологического перелома проксимального отдела плечевой кости после сквозной перфорации для тенодеза.

Исходя из представленных предпосылок, выбор места тенодеза ДГБ должен быть объективным, доказательным, учитывать механические свойства плечевой кости в конкретной области

после сквозного артификального отверстия для профилактики патологического перелома плечевой кости [14].

Цель исследования — определить влияние диаметра отверстий для тенодеза длинной головки бицепса на супрапекторальном уровне на риск патологических переломов проксимального отдела плечевой кости на основе конечно-элементного анализа.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

На основе КТ плечевой кости пациента 64 лет создана ее модель с разной толщиной кортикального слоя и наличием трабекулярной кости в области метаэпифиза. Толщина кортикальной кости варьировалась от 1,5 до 3,8 мм, как показано на рисунке 1.

Напряженно-деформированное состояние кости при нагрузке оценивали при трех сценариях:

- 1) имитация падения на конечность с нагрузкой от 10 до 105 кг под углом отведения 45°;
- 2) кинематическая ротация плечевой кости на 3°–6° кнаружи;
- 3) кинематическая ротация плечевой кости на 3°–6° кнутри.

По полученным результатам проводился сравнительный анализ распределения напряжений в кости без отверстий (КБО) и после формирования сквозных отверстий.

При этом рассматривали три варианта виртуальной фиксации (упора) головки плечевой кости в гленоид/акромион в момент падения (рис. 2), по передней и задней поверхности во время ротации кнаружи и кнутри соответственно (рис. 3, 4).

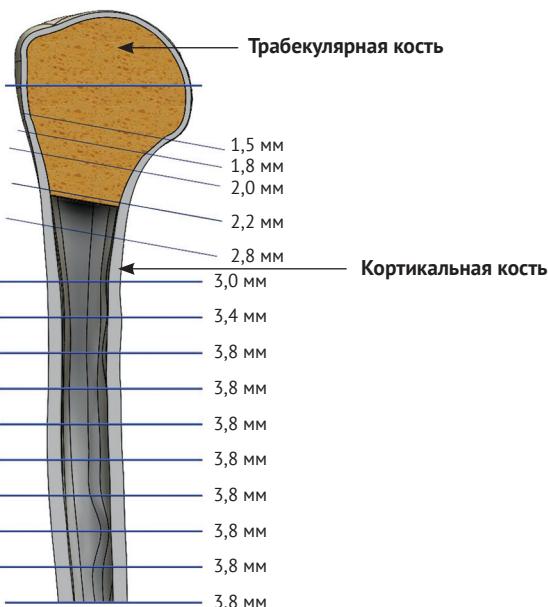


Рисунок 1. Модель плечевой кости пациента 64 лет

Figure 1. Model of the humerus of a 64-year-old patient

Для каждого сценария область фиксации модели в проксимальном отделе соответствовала зоне контакта головки плечевой кости с костными или мягкоткаными стабилизаторами. Данный подход позволил моделировать условия, когда дальнейшее движение в суставе невозможно из-за костных или мягкотканых ограничений.



Рисунок 2. Схема нагружения проксимального отдела плечевой кости при имитации падения на руку:
A – область закрепления кости в суставе;
B – вектор силы

Figure 2. Loading scheme of the proximal humerus during simulated fall onto the hand:
A – area of bone fixation in the joint;
B – direction of the force

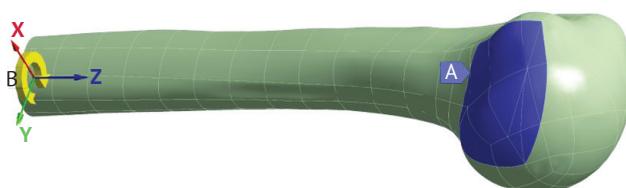


Рисунок 3. Схема нагружения проксимального отдела плечевой кости при вращении кнаружи:
A – область закрепления кости в суставе;
B – вращение кнаружи

Figure 3. Loading scheme of the proximal humerus during external rotation:
A – area of bone fixation in the joint;
B – external rotation



Рисунок 4. Схема нагружения проксимального отдела плечевой кости при вращении кнутри:
A – область закрепления кости в суставе;
B – вращение кнутри

Figure 4. Loading scheme of the proximal humerus during internal rotation:
A – area of bone fixation in the joint;
B – internal rotation

На рисунке 2 представлены геометрическая модель и схема нагружения проксимального отдела плечевой кости с указанием области фиксации и вектором нагрузки под углом 45° к оси плечевой кости во время падения на руку. Рассмотренная статическая схема нагружения для этого случая основана на принципе действия третьего закона Ньютона: сила, с которой тело давит на землю (т. е. вес), равна силе реакции опоры (от земли), действующей на кость. В этом случае фиксация в области суставной поверхности головки плечевой кости соответствует сопротивлению, оказываемому туловищем через плечевой сустав, а приложенная дистально нагрузка моделирует силу реакции опоры при падении. Для учета вариативности антропометрических параметров, а также условий падения был исследован диапазон нагрузок от 100 до 1050 Н, который охватывает возможные воздействия, связанные с массой тела и динамикой падения. Угол приложения нагрузки в размере 45° к оси плечевой кости был выбран для описания наиболее критического сценария падения с отведением руки на 45°, при этом действующий вектор силы раскладывается на осевую и поперечную компоненты, формируя значительный изгибающий момент. Несмотря на то, что в реальности нагрузка передается через локтевую кость, прямое приложение силы к дистальному отделу позволило изолированно оценить влияние перфорации на напряженно-деформированное состояние проксимального отдела и избежать усложнения модели и увеличения времени расчета из-за введения дополнительных костных структур, что соответствует стандартной методике биомеханических исследований длинных костей.

Был проведен сравнительный анализ механической стабильности плечевой кости в норме и после оперативного вмешательства с наличием сквозных отверстий различного диаметра (d) в проксимальном отделе (рис. 5). Кость с $d = 5,0/1,5$ мм имитирует отверстие с целью погружения ДГБ в костный канал, удерживаемой тканевым фиксатором, фиксированным за второй кортикальный слой плечевой кости, а кость с $d = 7,0/2,4$ мм – отверстие для тенодеза интерферентным винтом. Поскольку моделирование было сосредоточено на оценке долгосрочной стабильности кости, нами не учитывался факт наличия фиксатора в сформированном канале ввиду того, что при использовании биодеградируемых конструкций они элиминируются из организма.



Рисунок 5. Геометрические модели плечевой кости:
а — нативная кость; б — с отверстием $d = 7,0/2,4$ мм;
с — с отверстием $d = 5,0/1,5$ мм

Figure 5. Geometric models of the humerus:
a — native bone; b — with holes $d = 7.0/2.4$ mm;
c — with holes $d = 5.0/1.5$ mm

В таблице 1 приведены механические характеристики преимущественно для плечевой кости на основе фундаментальных исследований механических свойств костных тканей S.C. Cowin [15] и R.B. Martin с соавторами [16, 17].

При моделировании плечевой кости сознательно были выбраны заниженные значения механических параметров костной ткани, такие как модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Такой подход позволяет учесть клинически значимые случаи у пациентов старшего возраста, когда плечевая кость может иметь сниженную прочность, т. е. соответствовать остеопорозу или остеопении. Важно отметить, что минеральная плотность костной ткани представляет собой непрерыв-

ный континуум, поэтому четкой границы между здоровой и остеопорозной костью не существует. Условное разделение по плотности (например, $1600 \text{ кг}/\text{м}^3$ — остеопорозная и $1601 \text{ кг}/\text{м}^3$ — здоровая кость) является формальным. У пациентов может быть снижена минеральная плотность, которая тем не менее соответствует диагнозу «остеопения» или даже нижней границе нормы. Поэтому для проведения комплексного анализа результатов полученные значения напряжений сравнивались не только с пределами прочности для кости со сниженной минеральной плотностью, но и с более высокими пороговыми значениями, характерными для здоровой костной ткани. Такой подход сознательно исключает оптимистичные сценарии, фокусируясь на критических нагрузках для наиболее уязвимых пациентов, т. к. очевидно, что если бы моделирование проводилось с характеристиками здоровой кости, то пороговые значения разрушения были бы существенно выше.

Численное моделирование напряженно-деформированного состояния плечевой кости выполнялось в программном комплексе ANSYS (США) с применением метода конечных элементов. Для дискретизации геометрической модели использовались 4-узловые тетраэдрические конечные элементы SOLID185 с характерным размером 0,7 мм, что позволило адекватно аппроксимировать сложную анатомическую форму кости и обеспечить требуемую точность в зонах концентрации напряжений.

Результаты напряженного состояния плечевой кости оценивались по полученным первым главным напряжениям (максимальным растягивающим напряжениям) σ_1 и по максимальным касательным напряжениям $\tau_{max}^{kруч}$ и сравнивались с пределами прочности на растяжение $\sigma_b^{раст}$ и кручение $\tau_b^{kруч}$ соответственно.

Таблица 1

Механические характеристики плечевой кости, принятые для расчета напряженно-деформированного состояния

Характеристика	Кортикальная кость		Трабекулярная кость	
	Остеопорозная кость	Здоровая кость	Остеопорозная кость	Здоровая кость
Плотность (ρ), $\text{кг}/\text{м}^3$	1600	1800	150	250
<i>Критерии оценки</i>				
Предел прочности на сжатие ($\sigma_b^{скат}$), МПа	170	200	5	15
Предел прочности на растяжение ($\sigma_b^{раст}$), МПа	80	120	3	7
Предел прочности на кручение, сдвиг ($\tau_b^{kруч}$), МПа	50	55	3	5
Модуль Юнга (E), ГПа	17,4		0,389 для возраста 58–83 года	
Коэффициент Пуассона (ν)	0,39		0,3	

РЕЗУЛЬТАТЫ

Анализ результатов напряженно-деформированного состояния плечевой кости при разной силовой нагрузке на proxимальный отдел плечевой кости под углом 45° (имитация падения на руку)

В таблицах 2, 3 приведены сводные результаты решений для рассматриваемых геометрических конфигураций плечевой кости в зависимости от уровня нагрузок. Цветовое выделение ячеек указывает на превышение критических порогов прочности по выбранным критериям для кости со сниженной минеральной плотностью (КСМП) и для здоровой кости. Красный цвет соответствует напряжениям, превышающим предел прочности

для здоровой кости (120 МПа — для кортикальной, 7 МПа — для трабекулярной), означая, что перелом произойдет даже в здоровой кости. Желтый цвет соответствует напряжениям, превышающим предел прочности для КСМП, но не превышающим предел прочности для здоровой кости (от 80 до 120 МПа для кортикальной кости и от 3 до 7 МПа для трабекулярной кости). Зеленый цвет соответствует напряжениям, которые не достигли предела прочности для КСМП и при соответствующем диапазоне нагрузок перелома не будет. Такое представление результатов позволяет наглядно определить предельные нагрузки для каждого состояния кости и конфигурации отверстий.

Максимальные растягивающие напряжения в кортикальной кости, МПа

Нагрузка, Н (10 Н = 1 кг)	КБО	Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм		Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	
		В метафизе (под головкой)	В отверстии	В метафизе (под головкой)	В отверстии
1050	120,40	121,52	58,33	122,37	65,56
1040	118,35	120,35	57,94	121,15	64,88
1030	117,20	119,02	57,38	119,81	64,30
1000	114,65	114,27	55,26	116,22	62,35
900	102,00	103,67	50,04	104,44	55,59
800	91,15	91,19	44,27	92,49	49,50
700	79,560	80,18	38,28	80,72	43,32
600	67,45	68,57	32,64	69,06	36,59
300	33,42	33,94	16,26	34,19	18,37
100	11,16	11,22	5,42	11,33	6,11

Предел прочности: 80 МПа — для КСМП; 120 МПа — для здоровой кости; 1 МПа — 10,197 кгс/1 см².

Максимальные растягивающие напряжения в трабекулярной кости, МПа

Нагрузка, Н (10 Н = 1 кг)	КБО	Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм
1050	4,02	4,26	4,17
1040	3,99	4,21	4,13
1030	3,95	4,17	4,09
1000	3,83	4,06	3,96
900	3,44	3,65	3,54
800	3,05	3,24	3,11
700	2,65	2,82	2,69
600	2,25	2,39	2,29
300	1,11	1,17	1,12
100	0,37	0,39	0,37

Предел прочности: 3 МПа — для КСМП; 7 МПа — для здоровой кости.

На основании представленных в таблице 2 результатов определено, что в здоровой кости перелом ее кортикальной части происходит при уровне напряжений в 120 МПа и выше, а в КСМП — при уровне напряжений на 40 МПа меньше, а именно 80 МПа. Таким образом, нагрузка в 1050 Н в здоровой кости создает максимальные растягивающие напряжения в кортикальной кости (120,4 МПа), что гарантированно приведет к перелому плечевой кости, а при $d = 5,15$ и $7,2,4$ мм предельные растягивающие напряжения в кортикальной кости сформируются при меньшей нагрузке, а именно 1040 Н. В свою очередь, перелом КБО со сниженной минеральной плотностью произойдет при нагрузке немного выше 700 Н, а перелом КСМП с артифициальными сквозными отверстиями — при нагрузке до 700 Н, т. к. будет превышен предел прочности 80 МПа, что подтверждает уменьшение прочности кости при формировании сквозного артифициального отверстия.

Из этого следует, что, когда кость имеет нормальные значения минеральной плотности, то перелом кортикальной пластиинки на уровне проксимальной части свершится при следующих условиях: для КБО — минимальная необходимая нагрузка для перелома равна 1050 Н, а для кости со сквозными отверстиями $d = 5,0/1,5$ и $7,0/2,4$ мм необходимо приложить нагрузку всего на 1 кг меньше — 1040 Н.

При нагрузке в 700 Н возникает максимальное растягивающее напряжение в трабекулярной кости, равное 2,65 МПа, а нагрузка в 800 Н превысит порог прочности трабекулярной кости, что, в свою очередь, приведет к формированию патологического перелома плечевой кости при КСМП, т. к. напряжение выше 3 МПа является критическим (см. табл. 3).

Несмотря на то, что критический уровень напряжения для всех вариантов был примерно одинаковым, нужно отметить, что напряжения в отверстиях отличались (рис. 6). Уровень напряжений в отверстии $d = 5,0/1,5$ мм был ниже, чем в отверстии $d = 7,0/2,4$ мм, причем с увеличением нагрузки диапазон этой разницы увеличивался.

Далее будут рассмотрены области возникновения главных растягивающих напряжений в кортикальной (рис. 7, 8, 9) и трабекулярной (рис. 10, 11, 12) частях проксимального отдела плечевой кости при нагрузке 700 Н.

Цветная шкала показывает диапазоны значений, которые соответствуют цветовым областям на модели кости. Так, например, красная область соответствует максимальным значениям, а синяя — минимальным. Отрицательные значения напряжений соответствуют области сжатия, положительные — области растяжения.

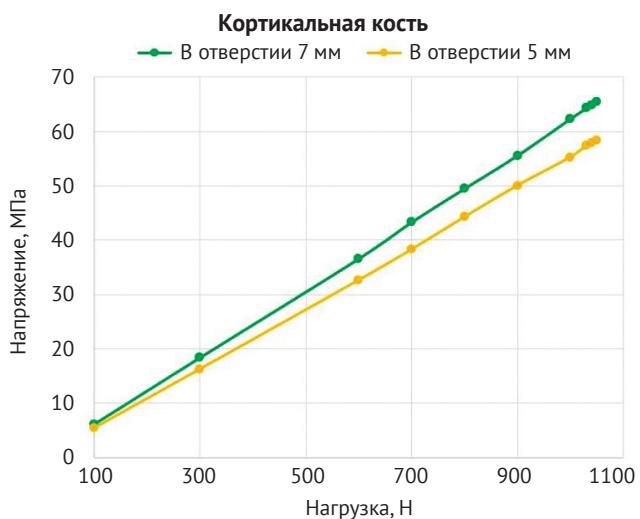


Рисунок 6. Разница напряжений в отверстиях кости $d = 5,0/1,5$ и $7,0/2,4$ мм

Figure 6. Stress difference in bone holes with diameters of 5.0/1.5 and 7.0/2.4 mm

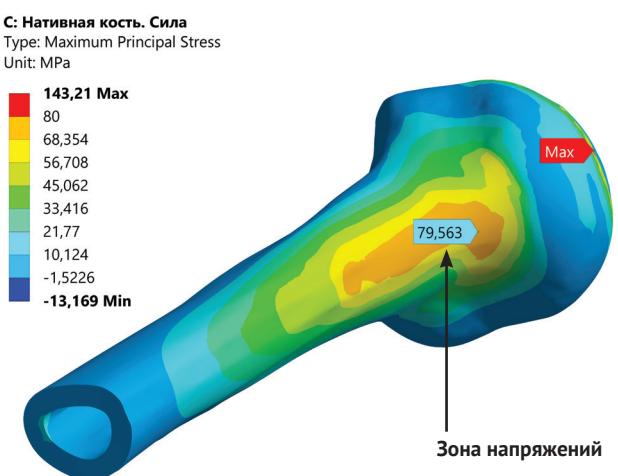


Рисунок 7. Главные растягивающие напряжения в кортикальной кости без отверстия. Зона предельного растягивающего напряжения 79,563 МПа — область, соответствующая метадиафизарной зоне по внутренней поверхности плеча.

Область сжатия — -1,5226 МПа (синий цвет)

Figure 7. The main tensile stresses in the cortical bone without a hole. The zone of maximum tensile stress 79.563 MPa is the area corresponding to the metadiaphyseal zone along the inner surface of the humerus.

Compression zone — -1.5226 MPa (blue)

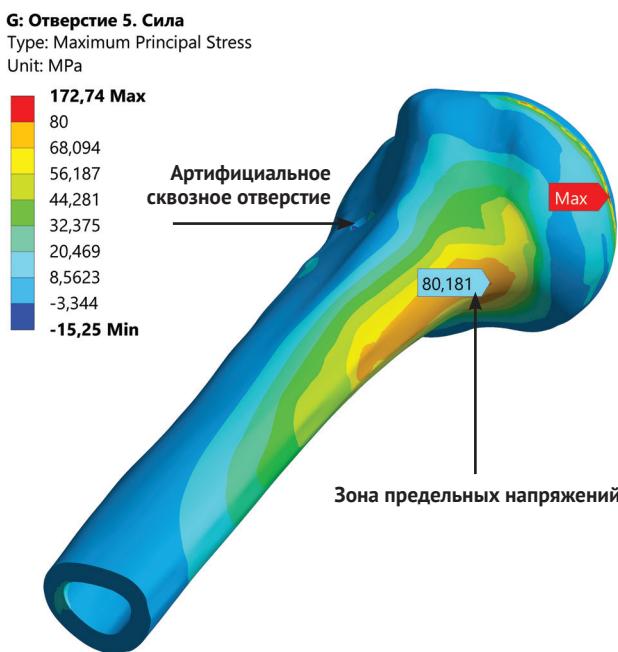


Рисунок 8. Главные растягивающие напряжения в кортикальной кости с отверстием $d = 5,0/1,5$ мм. Отверстие находится в зоне сжатия — $-3,344$ МПа, вне зоны предельного растягивающего напряжения — $80,181$ МПа

Figure 8. The main tensile stresses in the cortical bone with a hole $d = 5.0/1.5$ mm. The hole is located in the compression zone — -3.344 MPa, outside the zone of maximum tensile stress — 80.181 MPa

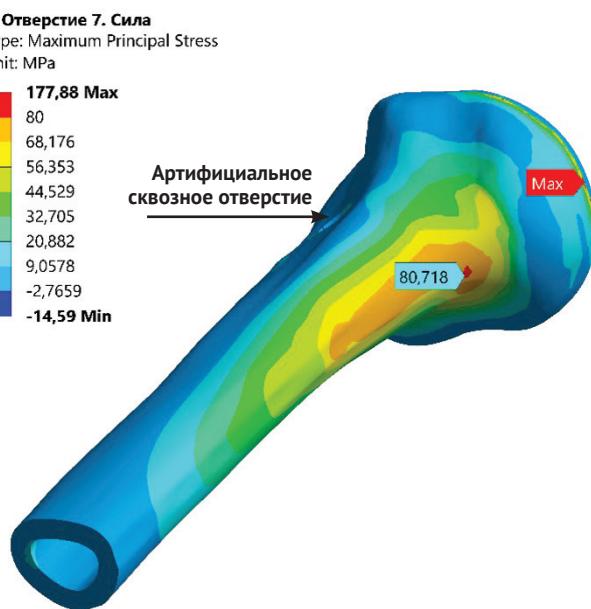


Рисунок 9. Главные растягивающие напряжения в кортикальной кости с отверстием $d = 7,0/2,4$ мм. Отверстие находится в зоне сжатия — $-2,7659$ МПа, вне зоны предельного растягивающего напряжения — $80,718$ МПа

Figure 9. The main tensile stresses in the cortical bone with a hole $d = 7.0/2.4$ mm. The hole is located in the compression zone — -2.7659 MPa, outside the zone of maximum tensile stress — 80.718 MPa

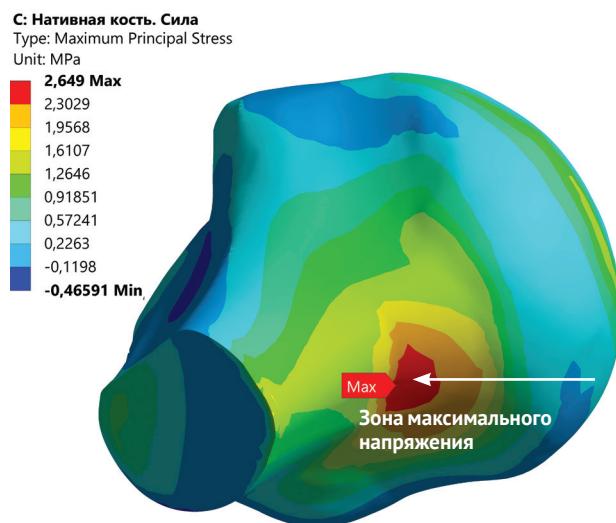


Рисунок 10. Максимальные главные растягивающие напряжения в трабекулярной кости без отверстия концентрируются в области метафиза по внутренней поверхности плечевой кости с максимальным напряжением, равным 2,649 МПа

Figure 10. The maximum main tensile stresses in the trabecular bone without a hole are concentrated in the metaphysis region along the inner surface of the humerus with a maximum stress of 2.649 MPa

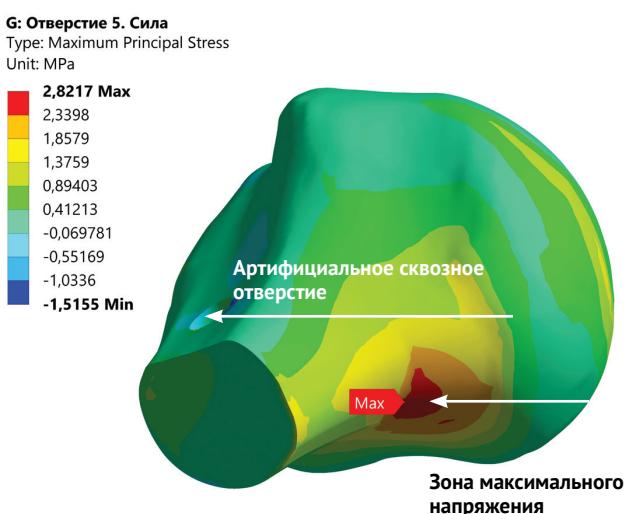


Рисунок 11. Максимальные главные растягивающие напряжения в трабекулярной кости с артификальным сквозным отверстием $d = 5,0/1,5$ мм равны 2,8217 МПа, при этом зона артификального сквозного отверстия остается вне зоны максимального напряжения

Figure 11. The maximum main tensile stresses in the trabecular bone with an artificial through hole $d = 5.0/1.5$ mm are 2.8217 MPa, while the zone of the artificial through hole is located outside the zone of maximum stress

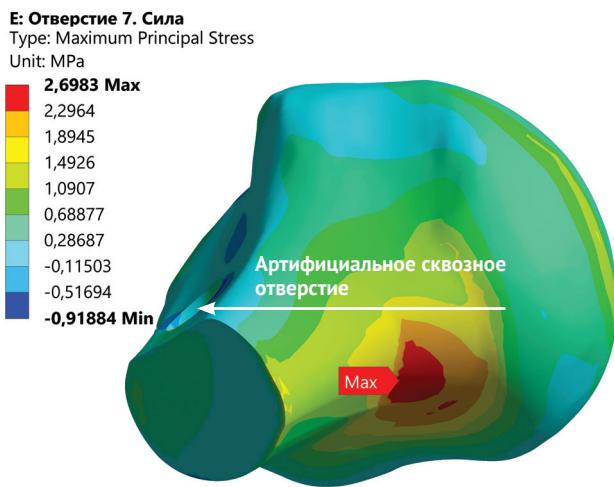


Рисунок 12. Максимальные главные растягивающие напряжения в трабекулярной кости с артификальным сквозным отверстием $d = 7,0/2,4$ мм равны 2,6983 МПа

Figure 12. The maximum main tensile stresses in the trabecular bone with an artificial through hole $d = 7.0/2.4$ mm are 2.6983 MPa

На рисунках 7–12 наглядно продемонстрировано, что главные растягивающие напряжения в кортикальной и трабекулярной костях возникают в метадиафизарной зоне по внутренней поверхности плечевой кости с максимальным пиком нагрузки в области, соответствующей *collum chirurgicum*, а минимальные растягивающие на-

пряженя приходятся на область передней поверхности плечевой кости, при этом диаметр отверстия не оказывает влияния на область концентрации предельных напряжений, где инициируется начало разрушения при заданной нагрузке. Иными словами, при падении на руку отверстия находятся вне зоны концентрации предельных напряжений.

Анализ результатов напряженно-деформированного состояния проксимального отдела плечевой кости при ее ротации книзу и книзу

Главные растягивающие и максимальные касательные напряжения при ротации книзу представлены в таблице 4, при ротации книзу — в таблице 5. Цветовое выделение ячеек указывает на превышение критических порогов прочности по выбранным критериям для КСМП и для здоровой кости. Красный цвет соответствует напряжениям, превышающим предел прочности для здоровой кости. Желтый цвет соответствует напряжениям, превышающим предел прочности для КСМП, но не превышающим предел прочности для здоровой кости. Зеленый цвет соответствует напряжениям, которые не достигли предела прочности для КСМП, и при соответствующем угле ротации перелома не будет. Такое представление результатов позволяет наглядно определить предельные углы ротации для каждого состояния кости и конфигурации отверстий.

Таблица 4

Главные растягивающие и максимальные касательные напряжения при ротации книзу

Угол ротации	Главные растягивающие напряжения, МПа		Максимальные касательные напряжения, МПа	
	Кортикальная кость	Трабекулярная кость	Кортикальная кость	Трабекулярная кость
<i>Ротация книзу 3°</i>				
КБО	40,83	1,64	21,68	0,69
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	79,82	2,06	39,24	0,92
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	79,90	2,14	40,62	0,90
<i>Ротация книзу 4°</i>				
КБО	54,29	2,21	29,40	0,92
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	107,06	2,80	52,58	1,28
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	108,74	2,89	54,05	1,20
<i>Ротация книзу 5°</i>				
КБО	69,38	2,83	46,16	1,17
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	133,98	3,54	64,25	1,68
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	136,69	3,66	67,44	1,51
<i>Ротация книзу 6°</i>				
КБО	83,21	3,45	57,24	1,52
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	160,44	4,36	77,48	2,12
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	162,22	4,44	80,53	1,85
Предел прочности, МПа	KCMPI Здоровая кость	80 120	3 7	50 55

Таблица 5

Главные растягивающие и максимальные касательные напряжения при ротации кнутри

Угол ротации	Главные растягивающие напряжения, МПа		Максимальные касательные напряжения, МПа	
	Кортикальная кость	Трабекулярная кость	Кортикальная кость	Трабекулярная кость
<i>Ротация кнутри 3°</i>				
КБО	31,07	1,15	21,35	0,58
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	60,98	1,15	31,41	0,71
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	63,88	1,25	31,98	0,72
<i>Ротация кнутри 4°</i>				
КБО	36,00	1,54	28,24	0,78
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	81,11	1,52	42,13	0,96
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	84,09	1,67	42,73	0,96
<i>Ротация кнутри 5°</i>				
КБО	51,18	1,92	50,26	0,97
Отверстие $d = 5,0/1,5$ мм	100,62	1,91	52,62	1,23
Отверстие $d = 7,0/2,4$ мм	105,87	2,08	53,49	1,22
Предел прочности, МПа	КСМП	80	3	50
	Здоровая кость	120	7	55

Если ориентироваться на максимальные пороговые значения, то предельные растягивающие напряжения для здоровой кортикальной кости составляют 120 МПа, касательные — 55 МПа, а для КСМП пороговые значения — 80 МПа для растягивающих напряжений и 50 МПа — для касательных, что является референтными значениями от самого лучшего качества костной ткани к самому худшему. В таком случае для здоровой кости предельными углами ротации кнаружи для КБО будет 6° и более, а для костей с отверстиями $d = 5,0/1,5$ и $7,0/2,4$ мм предельными углами ротации будут 5° и более в обоих случаях, так как возникающее напряжение равняется 133,98 и 136,69 МПа соответственно. При этом в условии КСМП предельные углы ротации кнаружи для КБО составят не более 6°, а для кости с отверстиями $d = 5,0/1,5$ и $7,0/2,4$ мм в условиях сниженной минеральной плотности предельным углом ротации кнаружи будет угол в 2 раза меньше — 3° в обоих случаях, так как главные растягивающие напряжения равняются 79,82 и 79,90 МПа соответственно (см. табл. 4).

При моделировании ситуации ротации проксимального отдела здоровой плечевой кости кнутри максимальные пороговые значения предельных растягивающих напряжений для кортикальной кости для свершения спирального перелома составят 120 МПа, а касательные напряжения — 55 МПа. При этом предельными углами

ротации кнутри для КБО и костей с отверстиями $d = 5,0/1,5$ и $7,0/2,4$ мм будут углы ротации больше 5° во всех случаях. В условиях КСМП предельные растягивающие напряжения для кортикальной кости составляют 80 МПа, а касательные — 50 МПа. При этом предельные углы ротации кнутри для КБО составят 5° и более, а для кости с отверстиями $d = 5,0/1,5$ и $7,0/2,4$ мм в условиях КСМП предельным углом ротации кнутри будет угол всего на 1° меньше — 4° в обоих случаях (см. табл. 5).

Суммируя вышеизложенное, можно заключить, что наличие отверстий в кости снижает ее сопротивляемость при ротации: для КСМП предельный угол кнаружи уменьшается в 2 раза по сравнению с КБО, а предельный угол кнутри уменьшается на 1°; для здоровой кости предельный угол кнаружи уменьшается на 1° по сравнению с КБО, а при ротации кнутри предельный угол для кости без отверстий и с отверстиями одинаков, хотя напряжения незначительно, но выше в кости с отверстиями. При этом во всех случаях увеличение диаметра отверстия с 5,0/1,5 до 7,0/2,4 мм незначительно влияет на напряженное состояние, повышая предельные напряжения в отверстии $d = 7,0/2,4$ мм лишь на 1–2%, что свидетельствует о слабой зависимости прочности плечевой кости от размера отверстий. Таким образом, ключевым фактором ослабления кости является само наличие перфорации, а не ее диаметр.

На рисунках 13–15 продемонстрированы результаты возникновения областей касательных напряжений в кортикальной кости при ротации кнаружи на 6° , а на рисунках 16–18 – при ротации кнутри на 5° .

На рисунках 13–15 анализ распределения напряжений показал, что в КБО предельные касательные напряжения при ротации кнаружи изначально концентрируются ближе к диафизарной части плечевой кости (зеленая область), тогда как при наличии отверстий зона предельных напряжений смещается в область перфорации. При этом увеличение диаметра отверстий ведет к незначительному росту напряжений в них – не более чем на 2%.

Аналогично на рисунках 16–18 анализ распределения напряжений показал, что в КБО предельные касательные напряжения при ротации кнутри изначально концентрируются ближе к диафизарной части плечевой кости (красная/оранжевая область), тогда как при наличии отверстий концентрация предельных напряжений смещается в область перфорации. При этом увеличение диаметра отверстия ведет к незначительному росту напряжений в них – не более чем на 2%.



Рисунок 13. Касательные напряжения в кортикальной кости без отверстия при ротации кнаружи.
Область концентрации предельного касательного напряжения – 57,238 МПа

Figure 13. Tangential stresses in the cortical bone without a hole during external rotation. The concentration zone of the maximum tangential stress is 57.238 MPa

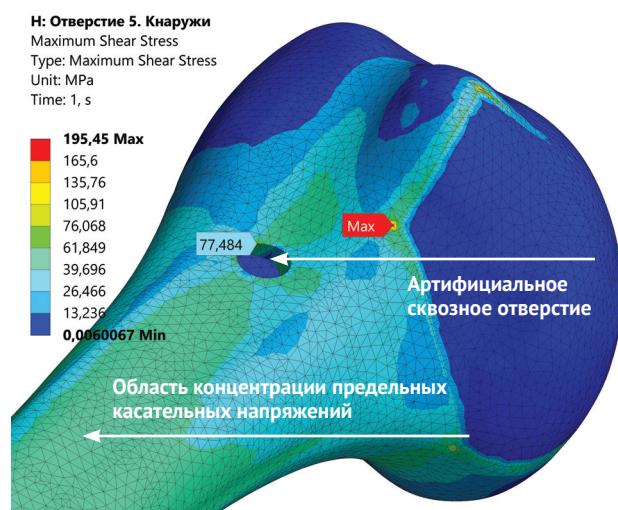


Рисунок 14. Касательные напряжения в кортикальной кости с отверстием $d = 5,0/1,5$ мм при ротации кнаружи
Figure 14. Tangential stresses in the cortical bone with a hole $d = 5.0/1.5$ mm during external rotation



Рисунок 15. Касательные напряжения в кортикальной кости с отверстием $d = 7,0/2,4$ мм при ротации кнаружи
Figure 15. Tangential stresses in the cortical bone with a hole $d = 7.0/2.4$ mm during external rotation

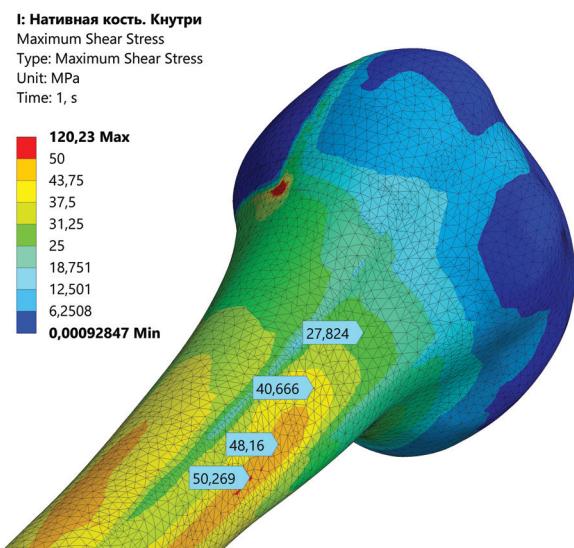


Рисунок 16. Касательные напряжения в кортикальной кости без отверстия при ротации кнутри, увеличивающейся к диафизарной части плечевой кости, от 27,824 до 50,269 МПа

Figure 16. Tangential stresses in the cortical bone without a hole during internal rotation, increasing towards the diaphyseal part of the humerus, from 27.824 to 50.269 MPa

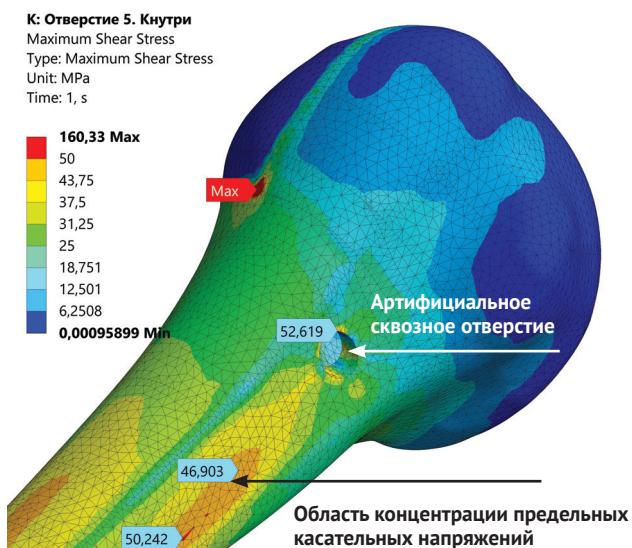


Рисунок 17. Касательные напряжения в кортикальной кости с отверстием $d = 5,0/1,5$ мм при ротации кнутри

Figure 17. Tangential stresses in the cortical bone with a hole $d = 5,0/1.5$ mm during internal rotation

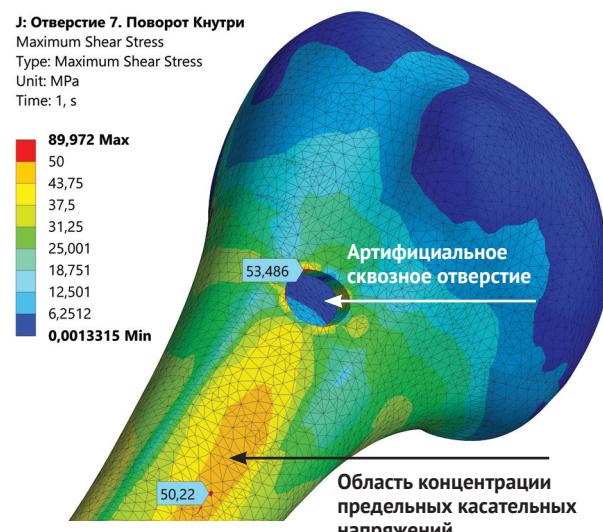


Рисунок 18. Касательные напряжения в кортикальной кости с отверстием $d = 7,0/2,4$ мм при ротации кнутри

Figure 18. Tangential stresses in the cortical bone with a hole $d = 7.0/2.4$ mm during internal rotation

ОБСУЖДЕНИЕ

Влияние сквозных отверстий при выполнении тенодеза ДГБ на риски формирования патологического перелома плечевой кости является актуальной темой, данный вопрос был рассмотрен в ряде биомеханических исследований.

Так, например, в исследовании на трупах, проведенном D.P. Beason с соавторами, выполнялось сравнение субпекторального тенодеза интерферентными винтами диаметром 6,25 и 8,00 мм, и было обнаружено увеличение риска ротационных переломов плечевой кости относительно интактной, при этом диаметр сформированных отверстий не оказывал большего негативного влияния [18].

Более позднее биомеханическое исследование C.R. Mellano с соавторами, посвященное открытому субпекторальному тенодезу ДГБ, показало, что формирование однокортикального отверстия $d = 8$ мм снизило сопротивляемость плечевой кости ротационным нагрузкам до 30% [19]. Аналогичные результаты получены ранее S.A. Euler с соавторами, которые пришли к заключению, что при выполнении субпекторального тенодеза латерально-эксцентрично сформированное отверстие снижало прочность плечевой кости до 25% [20].

В нашем исследовании при формировании отверстий на супрапекторальном уровне получены менее оптимистичные результаты, в некоторых случаях отмечается снижение толерантности к ротационным нагрузкам до 50% при условии, что минеральная плотность кости будет снижена.

В клинической практике подтверждение результатов вышеописанных исследований отражено в ранее упомянутой публикации, где общее количество осложнений у пациентов после тенодезирования ДГБ в субпекторальной области достигало 1% из 74 394 зарегистрированных случаев [14].

Помимо выполнения тенодезирования ДГБ в субпекторальной области, могут быть рассмотрены супрапекторальная область, область межбугорковой борозды и внутрисуставная часть до входа в межбугорковую борозду [5, 6].

В исследовании С.Л. McCrum с соавторами анализировались результаты лечения двух групп пациентов с различной локализацией тенодезирования ДГБ — ниже или вне межбугорковой борозды и с сохранением сухожилия в борозде. В результате авторы не нашли существенной разницы между группами пациентов [21].

В публикации, посвященной проксимальному тенодезу при помощи шовных анкеров, B. Sanders с соавторами акцентировали внимание на необходимости вскрытия поперечной связки и сухожильного влагалища ДГБ при фиксации у верхнего края межбугорковой борозды, в противном случае пренебрежение данным аспектом в хирургии плечевого сустава может привести к повторным оперативным вмешательствам из-за сохраняющегося болевого синдрома в послеоперационном периоде. В случаях, когда сухожильное влагалище не вскрывалось и не пересекалась поперечная связка, авторы рекомендуют тенодезирование в субпекторальной области [6].

В своем исследовании С.Ю. Доколин с соавторами сравнивали проксимальный и дистальный тенодез ДГБ с применением различных фиксирующих устройств, а именно внутрисуставной тенодез к головке плечевой кости до входа в межбугорковую борозду при помощи якорного фиксатора и интерферентного винта и внутрисуставной субпекторальный тенодез к проксимальному отделу плечевой кости интерферентным винтом вне межбугорковой борозды или его фиксацией с помощью шва к большой грудной мышце. На основе анализа функциональных результатов авторы пришли к выводу, что внутрисуставной или субпекторальный тенодез к головке плечевой кости предпочтительно выполнять интерферентным винтом, однако в исследовании не рассматривался вопрос наличия или отсутствия необходимости вскрытия влагалища сухожилия ДГБ или поперечной связки при его проксимальной фиксации [5].

Результат сетевого метаанализа, проведенного U. Anil с соавторами, продемонстрировал более частое возникновение болевого синдрома при выполнении внутрисуставного тенодеза ДГБ в послеоперационном периоде в сравнении с открытым или артроскопическим тенодезом в суб- и супрапекторальных областях [22]. Сравнение супра- и субпекторального тенодеза выявило сопоставимые функциональные результаты, однако частота осложнений в виде болевого синдрома была выше при выполнении тенодеза в супрапекторальной области [23, 24].

Как известно из исследования S.P. Lalehzarian с соавторами, внутрисуставная часть ДГБ имеет три зоны, из которых 1-я зона соответствует уровню межбугорковой борозды, 2-я — супрапекторальной области, 3-я — субпекторальной области [25], при этом 1-я и 2-я зоны имеют схожие характеристики — наличие синовиальной оболочки [26]. Но, как показано в исследовании B. Sanders с соавторами [6], имеется необходимость во вскрытии сухожильного влагалища ДГБ, что не отражено в результатах систематических анализов [23, 24], а это, в свою очередь, могло повлиять на осложнения в послеоперационном периоде.

Хотя нам не удалось обнаружить публикаций, посвященных переломам проксимального отдела плечевой кости в зависимости от различных уровней тенодезирования ДГБ (супрапекторальный, внутрисуставной или межбугорковой борозды), в нашем исследовании продемонстрировано, что кость ослабляет сам факт наличия отверстия, а не его диаметр. Кроме того, перфорации на супрапекторальном уровне приводят к смещению предельного касательного напряжения в область отверстия при ротационной нагрузке, что, в свою очередь, повышает риск перелома плечевой кости.

Таким образом, оптимальным местом для фиксации ДГБ, минимизирующими риск ротационных переломов, является проксимальный отдел плечевой кости, включающий и супрапекторальный уровень, так как изначально концентрация предельного касательного напряжения формируется в диафизарной части плечевой кости.

Ограничения исследования

Модели, учитывающие динамику, контактные взаимодействия и многокомпонентность, являются более комплексными и биомеханически точными. Это важные усложнения, которые приближают модель к реальности, но в то же время значительно увеличивают расчетное время задачи по сравнению с представленным подходом, что является дорогостоящей вычислительной операцией с точки зрения времени и не всегда является оправданным шагом. Кроме того,

усложнения повышают риски численных проблем со сходимостью решения и возникновения численных артефактов, влияющих на достоверность результата и коренным образом отдаляющих от главной цели исследования. Наша модель, хоть и является упрощенной, но основана на практическом удобно вычислительном подходе, который позволяет достигнуть цели, поставленной в начале работы. Поэтому мы считаем, что усложнение модели весьма интересно с точки зрения исследовательского опыта, но не всегда целесообразно.

Кроме того, модели, учитывающие биологическую перестройку ткани, более приближены к реальным условиям. Однако на текущий момент широкое применение подобных подходов в практической биомеханике сдерживается не только вычислительной сложностью, но и, что более важно, дефицитом надежных экспериментальных данных для калибровки таких моделей, например скоростью роста/деградации трабекул или скоростью метаболических процессов на клеточном уровне.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное исследование выявило критические закономерности влияния перфорации на напряженно-деформированное состояние плечевой кости. Установлено, что при падении на руку зона максимальных растягивающих напряжений формируется в области *collum chirurgicum* плечевой кости, при этом создаваемые при тенодезе отверстия диаметром 5–7 мм располагаются вне этой

критической области и не влияют на инициацию разрушения. Однако при ротационных нагрузках наблюдается принципиально иная картина: наличие перфорации становится значимым фактором, вызывающим смещение концентрации предельных напряжений из диафизарной области в зону отверстия.

Ключевым выводом является то, что прочность кости зависит от факта наличия перфорации, а не от ее диаметра в исследованном диапазоне, а увеличение диаметра с 5 до 7 мм приводит к незначительному росту напряжений (1–2%). Наиболее существенное снижение прочности наблюдается при сочетании перфорации со снижением минеральной плотности кости: предельный угол ротации кнаружи уменьшается вдвое (с 6° до 3°), а кнутри — на 1° (с 5° до 4°).

С клинической точки зрения, полученные результаты подтверждают безопасность супрапекторального тенодеза с созданием отверстий диаметром до 7 мм, поскольку данная зона не совпадает с областью естественной концентрации напряжений при падении. Вместе с тем у пациентов со снижением минеральной плотности кости требуется строгое ограничение ротационных движений в послеоперационном периоде. Полученные результаты дают основание полагать, что оптимальной стратегией является размещение отверстия в проксимальных отделах плечевой кости, где изначально отсутствует концентрация критических касательных напряжений, тогда как смещение перфорации в диафизарную область не рекомендуется.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Заявленный вклад авторов

Авдеев А.К. — концепция и дизайн исследования, поиск и анализ литературы, написание текста рукописи.

Гофер А.С. — концепция и дизайн исследования, редактирование текста рукописи.

Алекперов А.А. — концепция и дизайн исследования, редактирование текста рукописи.

Рубцов Д.В. — концепция и дизайн исследования, редактирование текста рукописи.

Мамуладзе Т.З. — сбор, анализ и интерпретация данных.

Федорова Н.В. — сбор, анализ и интерпретация данных, написание текста рукописи.

Павлов В.В. — концепция и дизайн исследования, редактирование текста рукописи.

Все авторы прочли и одобрили финальную версию рукописи статьи. Все авторы согласны нести ответственность за все аспекты работы, чтобы обеспечить надлежащее рассмотрение и решение всех возможных вопросов, связанных с корректностью и надежностью любой части работы.

DISCLAIMERS

Author contribution

Avdeev A.K. — study concept and design, literature search and review, drafting the manuscript.

Gofer A.S. — study concept and design, editing the manuscript.

Alekperov A.A. — study concept and design, editing the manuscript.

Rubtsov D.V. — study concept and design, editing the manuscript.

Mamuladze T.Z. — data acquisition, analysis and interpretation.

Fedorova N.V. — data acquisition, analysis and interpretation, drafting the manuscript.

Pavlov V.V. — study concept and design, editing the manuscript.

All authors have read and approved the final version of the manuscript of the article. All authors agree to bear responsibility for all aspects of the study to ensure proper consideration and resolution of all possible issues related to the correctness and reliability of any part of the work.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

Возможный конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Этическая экспертиза. Не применима.

Информированное согласие на публикацию. Авторы получили письменное согласие пациента на публикацию персональных медицинских данных, включая изображения.

Генеративный искусственный интеллект. При создании статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Boileau P., Baqué F., Valerio L., Ahrens P., Chuinard C., Trojani C. Isolated arthroscopic biceps tenotomy or tenodesis improves symptoms in patients with massive irreparable rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(4):747-757. doi: 10.2106/JBJS.E.01097.
2. Nassos J.T., Chudik S.C. Arthroscopic rotator cuff repair with biceps tendon augmentation. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2009;38(6):279-281.
3. Kuhn J.E. Prevalence, Natural History, and Nonoperative Treatment of Rotator Cuff Disease. *Oper Tech Sports Med.* 2023;31:150978. doi: 10.1016/j.otsm.2023.150978.
4. Oh J.H., Lee Y.H., Kim S.H., Park J.S., Seo H.J., Kim W. et al. Comparison of Treatments for Superior Labrum-Biceps Complex Lesions With Concomitant Rotator Cuff Repair: A Prospective, Randomized, Comparative Analysis of Debridement, Biceps Tenotomy, and Biceps Tenodesis. *Arthroscopy.* 2016;32(6):958-967. doi: 10.1016/j.arthro.2015.11.036.
5. Доколин С.Ю., Кузьмина В.И., Базаров И.С., Кислицын М.А. Артроскопическая коррекция повреждений комплекса «сухожилие длинной головки двуглавой мышцы – суставная губа» в лечении пациентов с полнослойными разрывами вращающей манжеты плеча. *Травматология и ортопедия России.* 2013;19(1):19-27. doi: 10.21823/2311-2905-2013-1-19-27.
Dokolin S.Yu., Kuz'mina V.I., Bazarov I.S., Kislytsyn M.A. Arthroscopic correction of the injuries of the complex "tendon of the biceps long head – the articular lip" in treatment of patients with full-layer ruptures of the rotator cuff. *Traumatology and Orthopedics of Russia.* 2013;19(1):19-27. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2013-1-19-27.
6. Sanders B., Lavery K.P., Pennington S., Warner J.J. Clinical success of biceps tenodesis with and without release of the transverse humeral ligament. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(1):66-71. doi: 10.1016/j.jse.2011.01.037.
7. Deng Z.J., Yin C., Cusano J., Abdul-Rassoul H., Curry E.J., Novikov D. et al. Outcomes and Complications After Primary Arthroscopic Suprapectoral Versus Open Subpectoral Biceps Tenodesis for Superior Labral Anterior-Posterior Tears or Biceps Abnormalities: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med.* 2020;8(8):2325967120945322. doi: 10.1177/2325967120945322.
8. Patel A.H., Wilder J.H., Ofa S.A., Lee O.C., Savoie F.H. 3rd, O'Brien M.J. et al. Trending a decade of proximal humerus fracture management in older adults. *JSES Int.* 2021;6(1):137-143. doi: 10.1016/j.jseint.2021.08.006.
9. Baker H.P., Gutbrod J., Strelzow J.A., Maassen N.H., Shi L. Management of Proximal Humerus Fractures in Adults – A Scoping Review. *J Clin Med.* 2022;11(20):6140. doi: 10.3390/jcm11206140.
10. Переломы диафиза плечевой кости: клинические рекомендации. 2024. Режим доступа: https://cr.minzdrav.gov.ru/preview-cr/851_1. Fractures of the humerus diaphysis: clinical recommendations of the Russian Federation 2024. (In Russian). Available from: https://cr.minzdrav.gov.ru/preview-cr/851_1.
11. Остеопороз: клинические рекомендации. 2021. Режим доступа: https://cr.minzdrav.gov.ru/view-cr/87_4. Osteoporosis: clinical recommendations of the Russian Federation 2021. (In Russian). Available from: https://cr.minzdrav.gov.ru/view-cr/87_4.
12. Johnell O., Kanis J.A. An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures. *Osteoporos Int.* 2006;17(12):1726-1733. doi: 10.1007/s00198-006-0172-4.
13. Cooper C., Campion G., Melton L.J. 3rd. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporos Int.* 1992;2(6):285-289. doi: 10.1007/BF01623184.
14. Huddleston H.P., Kurtzman J.S., Gedailovich S., Koehler S.M., Aibinder W.R. The rate and reporting of fracture after biceps tenodesis: A systematic review. *J Orthop.* 2021;28:70-85. doi: 10.1016/j.jor.2021.11.014.
15. Cowin S.C. Bone mechanics handbook, 2nd ed. CRC Press; 2001. 980 p. doi: 10.1201/b14263.
16. Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A., Fyhrie D.P. Skeletal tissue mechanics, 2nd ed. Springer Science; 2015. doi: 10.1007/978-1-4939-3002-9.
17. Martin R.B. Determinants of the mechanical properties of bones. *J Biomech.* 1991;24 Suppl 1:79-88. doi: 10.1016/0021-9290(91)90379-2.
18. Beason D.P., Shah J.P., Duckett J.W., Jost P.W., Fleisig G.S., Cain E.L. Jr. Torsional Fracture of the Humerus after Subpectoral Biceps Tenodesis with an Interference Screw: A Biomechanical Cadaveric Study. *Clin Biomech (Bristol).* 2015;30(9):915-920. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.009.
19. Mellano C.R., Frank R.M., Shin J.J., Jain A., Zuke W.A., Mascarenhas R. et al. Subpectoral Biceps Tenodesis With PEEK Interference Screw: A Biomechanical Analysis of Humeral Fracture Risk. *Arthroscopy.* 2018;34(3):806-813. doi: 10.1016/j.arthro.2017.09.012.
20. Euler S.A., Smith S.D., Williams B.T., Dornan G.J., Millett P.J., Wijdicks C.A. Biomechanical analysis of subpectoral biceps tenodesis: effect of screw malpositioning on proximal humeral strength. *Am J Sports Med.* 2015;43(1):69-74. doi: 10.1177/0363546514554563.

Funding source. This study was not supported by any external sources of funding.

Disclosure competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Ethics approval. Not applicable.

Consent for publication. The authors obtained written consent from patient to publish personal medical data (i.e. images).

Use of artificial intelligence. No generative artificial intelligence technologies were used in the preparation of this manuscript.

21. McCrum C.L., Alluri R.K., Batech M., Mirzayan R. Complications of biceps tenodesis based on location, fixation, and indication: a review of 1526 shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019;28(3):461-469. doi: 10.1016/j.jse.2018.09.005.
22. Anil U., Hurley E.T., Kingery M.T., Pauzenberger L., Mullett H., Strauss E.J. Surgical treatment for long head of the biceps tendinopathy: a network meta-analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020;29(6):1289-1295. doi: 10.1016/j.jse.2019.10.021.
23. Ergün S., Cirdi Y.U., Baykan S.E., Akgün U., Karahan M. Clinical outcome comparison of suprapectoral and subpectoral tenodesis of the long head of the biceps with concomitant rotator cuff repair: A systematic review. *Shoulder Elbow.* 2022;14(1):6-15. doi: 10.1177/1758573221989089.
24. Awan M., Memon S., Memon K., Alkhazendar J.H.J., Shafique U., Ahmad S. Comparative Outcomes of Suprapectoral and Subpectoral Biceps Tenodesis: A Systematic Review of Fixation Techniques and Functional Results. *Cureus.* 2025;17(5):e83465. doi: 10.7759/cureus.83465.
25. Lalehzarian S.P., Agarwalla A., Liu J.N. Management of proximal biceps tendon pathology. *World J Orthop.* 2022;13(1):36-57. doi: 10.5312/wjo.v13.i1.36.
26. Taylor S.A., Fabricant P.D., Bansal M., Khair M.M., McLawhorn A., DiCarlo E.F. et al. The anatomy and histology of the bicipital tunnel of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015;24(4):511-519. doi: 10.1016/j.jse.2014.09.026.

Сведения об авторах

✉ Аведеев Артём Константинович

Адрес: Россия, 630091, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, д. 17

<https://orcid.org/0009-0008-9147-5808>

eLibrary SPIN: 3852-2953

e-mail: avdeev.artiom@mail.ru

Гофер Антон Сергеевич

<https://orcid.org/0009-0000-3886-163X>

eLibrary SPIN: 7085-8861

e-mail: a.hofer.ortho@gmail.com

Алекперов Александр Александрович

<https://orcid.org/0000-0003-3264-8146>

eLibrary SPIN: 3819-0982

e-mail: alecperov@mail.ru

Рубцов Дмитрий Вячеславович

<https://orcid.org/0009-0007-1490-9783>

eLibrary SPIN: 2863-2017

e-mail: rubic.dv@yandex.ru

Мамуладзе Таризэл Зурабович

<https://orcid.org/0000-0001-8891-535X>

eLibrary SPIN: 2348-7678

e-mail: gromadina@inbox.ru

Федорова Наталья Виталиевна — канд. тех. наук

<https://orcid.org/0000-0002-6850-995X>

eLibrary SPIN: 9356-7041

e-mail: veter-nata@mail.ru

Павлов Виталий Викторович — д-р мед. наук, доцент

<https://orcid.org/0000-0002-8997-7330>

eLibrary SPIN: 7596-2960

e-mail: pavlovdoc@mail.ru

Authors' information

✉ Artem K. Avdeev

Address: 17, Frunze st., Novosibirsk, 630091, Russia

<https://orcid.org/0009-0008-9147-5808>

eLibrary SPIN: 3852-2953

e-mail: avdeev.artiom@mail.ru

Anton S. Gofer

<https://orcid.org/0009-0000-3886-163X>

eLibrary SPIN: 7085-8861

e-mail: a.hofer.ortho@gmail.com

Aleksandr A. Alekperov

<https://orcid.org/0000-0003-3264-8146>

eLibrary SPIN: 3819-0982

e-mail: alecperov@mail.ru

Dmitriy V. Rubtsov

<https://orcid.org/0009-0007-1490-9783>

eLibrary SPIN: 2863-2017

e-mail: rubic.dv@yandex.ru

Tariel Z. Mamuladze

<https://orcid.org/0000-0001-8891-535X>

eLibrary SPIN: 2348-7678

e-mail: gromadina@inbox.ru

Natalia V. Fedorova — Cand. Sci. (Tech.)

<https://orcid.org/0000-0002-6850-995X>

eLibrary SPIN: 9356-7041

e-mail: veter-nata@mail.ru

Vitaliy V. Pavlov — Dr. Sci. (Med.), Associate Professor

<https://orcid.org/0000-0002-8997-7330>

eLibrary SPIN: 7596-2960

e-mail: pavlovdoc@mail.ru