

616.728.2-089.28-073.759:612.76

МОДЕЛИРОВАНИЕ И ПРОЕКТИРОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОГО ФИКСАТОРА ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДИСТАЛЬНОГО МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА

Ю. Н. БЕККЕР, А. Н. МИТРОШИН, М. С. ЛЕМИН, С. А. НЕСТЕРОВ

Пензенский государственный университет, Пенза

Целью исследования было определить возможности анатомически корректного проектирования устройства для восстановления дистального межберцового синдесмоза, изучить напряженно-деформированное состояние фиксатора и механическое поведение динамического фиксатора с анализом долговечности.

В работе определено, что в прооперированном голеностопном суставе по методу АО с фиксацией дистального межберцового синдесмоза винтом наблюдается ограничение подвижности в межберцовом синдесмозе и, как следствие, ограничение тыльного сгибания стопы

Современные методы проектирования позволили создать анатомически корректное устройство динамического фиксатора для восстановления дистального межберцового синдесмоза.

Разработанная конструкция позволяет сохранять физиологичную подвижность межберцового синдесмоза и следовательно сохраняет амплитуду движений в голеностопном суставе.

Ключевые слова: межберцовый синдесмоз, травма.

Повреждение дистального межберцового синдесмоза является одной из актуальных проблем современной травматологии и ортопедии, особенно спортивной травмы. Надо отметить всю важность и значимость повреждения дистального межберцового синдесмоза у людей с повышенной физической активностью (солдаты, спортсмены и т.д.), так повреждение голеностопного сустава это очень частая травма от 10% – 30% всех травм и на долю растяжения связок приходится их основная масса [1–3]. Относительный вес неудовлетворительных результатов лечения пациентов с данными повреждениями остается достаточно высоким и составляет от 3 до 22% [3–6].

В связи с этим одним из важнейших этапов разработки устройств для проведения восстановительных операций является математическое обоснование их работоспособности и надежности [14, 15]. В настоящее время для решения этой задачи широко используются возможности современной компьютерной техники и программного обеспечения. Наличие мощного универсального математического аппарата, оперативность и гибкость прогнозирования поведения биологических систем и внешних факторов позволяют получить достоверные результаты на высоком уровне.

Цель исследования – исследовать возможности анатомически корректного проектирования устройства для восстановления дистального межберцового синдесмоза, изучить напряженно-деформированное состояние фиксатора и механическое поведение динамического фиксатора с анализом долговечности.

Материал и методы

На сегодняшний день имеет место ряд устройств для фиксации межберцового синдесмоза, имеющих свои преимущества и недостатки. За последние несколько десятков лет оперативные методы лечения дистального межберцового синдесмоза имели различные способы и методы его лечения. Проблема фиксации дистального межберцового синдесмоза являлась одной из клю-

чевой в решении вопроса о показаний к оперативному лечению повреждения голеностопного сустава. [1,4,5,7]. При этом восстановление межберцового сочленения не всегда происходит с учетом необходимости сохранения его тугоэластичных свойств и необходимого объема движений и часто приводит к развитию синостоза или, наоборот, нестабильности, и как следствие – развитие дегенеративных процессов [1, 4, 5, 6, 16].

Основной причиной неудовлетворительных исходов лечения является появление хронической нестабильности и, как следствие, развитие посттравматического деформирующего артроза голеностопного сустава, частота которого у разных авторов варьирует в пределах 15–60% [8]. Особенно часто это осложнение наблюдается при неполной репозиции и ненадежной фиксации отломков наружной лодыжки, сопровождающейся разрывом межберцового синдесмоза [9].

Одним из главных условий лечения является полное восстановление анатомических взаимоотношений в области так называемой вилки голеностопного сустава, включающее реконструкцию не только лодыжек, но и межберцового синдесмоза [4]. Среди специалистов до сих пор нет единого мнения о выборе метода лечения и последующей реабилитации пациентов с подобной патологией.

Основываясь на функциональных особенностях дистального межберцового синдесмоза предлагается устройство, которое может обеспечивать как физиологическую подвижность в дистальном межберцовом синдесмозе без потери жесткой стабильности, так и демфирующие динамические свойства дистального межберцового синдесмоза. [10]

Устройство содержит стержень 2 с винтовой резьбой и головкой сферической формы 3, проходящий через малую берцовую кость, втулку с наружной резьбой 4, находящуюся внутри большой берцовой кости, внешней и внутренней опорными площадками, винтообразную тарированную пружину 7 для установки на стержне, гайки для стержня 8, адаптационные шайбы 9 и ввинчиваемую заглушку втулки 5, 10. Упомянутая

пружина одним своим концом упирается в головку винтового стержня, а другим - во внутреннюю упорную площадку втулки 6. Устройство обеспечивает сохранение основной физиологической функции в дистальном межберцовом синдесмозе после его повреждения.

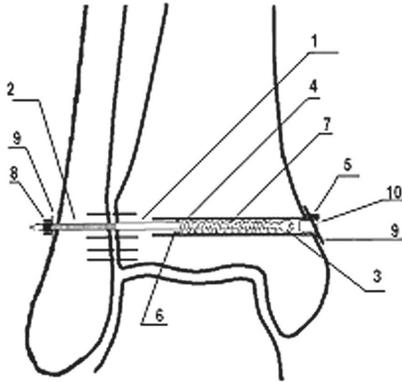


Рис. 1. Устройство для лечения диастаза дистального межберцового синдесмоза при его повреждении

Проработка узлов спроектированного устройства была выполнена с применением современных компьютерных средств анализа. Для решения целого ряда задач по проектированию и изготовлению изделий-имплантов [11], в том числе и в ортопедии [12], прекрасно показало себя специализированное CAD/CAM программное обеспечение компании DELCAM Ltd (Великобритания). (CAD-Computer Aided Design, CAM-Computer Aided Manufacturing). У разработчиков в арсенале имеется комплекс программных средств семейства DELCAM, позволяющий эффективно взаимодействовать со специализированной информацией, получаемой с компьютерных томографов, проводить проработку конструкции с применением комбинации всех видов моделирования (твердотельное, поверхностное, триангулированное), корректно передавать информацию в компьютерные системы инженерного анализа (Ansys, Nastran и т.д.), и самое главное быстро переходить к технологической реализации изделий как при проектировании специальных приспособлений для производства, так и непосредственно к самому изготовлению на специализированных станках с числовым программным управлением. Работа в программном обеспечении DELCAM выполнялась на основе лицензии 555556565 Центра компьютерного проектирования «Делкам-Пенза» Пензенского государственного университета.

Отработка геометрии и характерных кинематических положений устройства выполнялось на основе данных с компьютерных томограмм пациентов с патологией межберцового синдесмоза в тригибридном моделировщике PowerShape на основе данных 27 пациентов как имеющих патологии, так и здоровых.

Первоначально данные компьютерной томографии (рис.2) обрабатывались и на их основе формировались триангулированные модели голенистопа в характерных положениях (рис. 3) (нейтральном ,тыльного сгибания) для анализа кинематики движения костей, участвующих во взаимодействии с синдесмозом.

Ангулометрическое исследование полученных моделей (рис. 3 а, б, в) показало, что объем движений по сгибанию составляет 20 градусов при тыльном сгибании и 49 градусов при подошвенном разгибании для здоровых пациентов, что коррелирует с данными [16]. Анализируя данные по объему движений пациентов у которых проводилась операция по методу АО с фиксацией межберцового синдесмоза позиционным винтом мы видим ограничение подвижности в межберцовом синдесмозе и как следствие ограничение тыльного сгибания стопы (рис. 3 а, б).

Полученные нами модели позволили измерить расчетный объем движений в суставе здорового человека.

Подвижность между костями голени, на уровне синдесмоза во фронтальной плоскости составляет до 1.1 мм (рис. 4).

Полученные данные в целом соответствует физиологической подвижности сустава [7].

На основе моделей голенистопа (рис. 3, 4) , выполнялось проектирование анатомически корректных форм элементов устройства дистального межберцового синдесмоза, накладываемых на участки костей. Возможности тригибридного моделировщика PowerShape компании Delcam позволяют выполнить модели этих элементов в более точных поверхностных моделях и вместе с тем максимально эквидистировать их по сложнопольным поверхностям прилегаемых костей. Данная методика проектирования позволяет сделать предпосылки для индивидуальной предоперационной подготовки формы прилегающих элементов вспомогательных шайб протеза, что обеспечит как лучшую адаптацию по приживаемости крупных элементов устройства, так повысит качество и уменьшит время самой операции по вживлению.

Результаты и обсуждение

Проработка геометрии несущих элементов устройства дистального межберцового синдесмоза (поршень, стержень, пружина) выполнялась исходя из функционала подвижности суставов голенистопа, полученного на этапе анализа геометрии голенистопа и создания экспериментальной модели прочностных характеристик естественного дистального межберцового синдесмоза человека [13].

Исследования [13] позволили подобрать параметры пружины, которая должна обеспечить максимальное усилие стягивания малой и берцовой кости на уровне 500 Н в состоянии нагрузки. Для выполнения этих требований была подобрана пружина из стали 12Х18Н9Т с толщиной проволоки диаметром 0.8 мм, количеством витков 15 шт., диаметром витка соответствующий диаметру цилиндра – 4 мм, при установке необходимо обеспечить предварительное сжатие пружины на уровне 7 мм, что обеспечит преднатяг на уровне 300 Н. Это позволит обеспечить подвижность синдесмоза вдоль оси стягивания в районе 2 мм, которые требуются исходя из анализа положения берцовых костей голенистопа сустава (рис. 4).

Перемещения малой берцовой кости перпендикулярно оси динамического устройства определяются движением клиновидных участков костей голенистопа сустава , в первую очередь таранной кости. Определяющим движением является вертикаль-

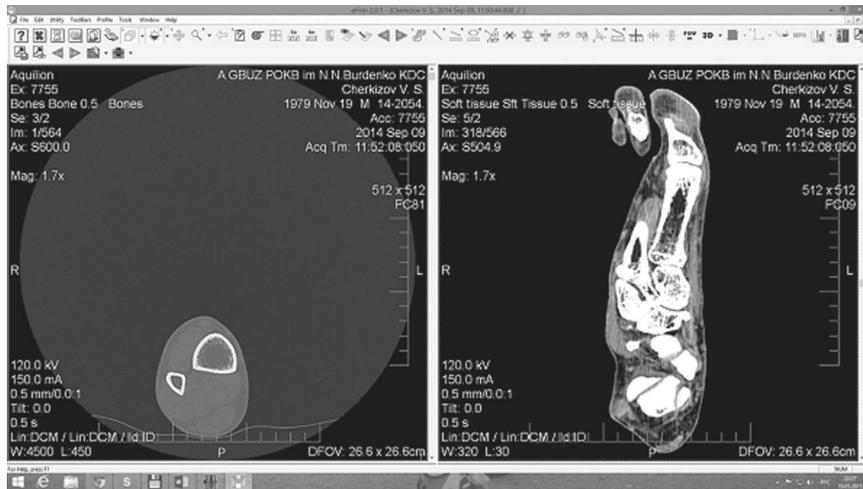
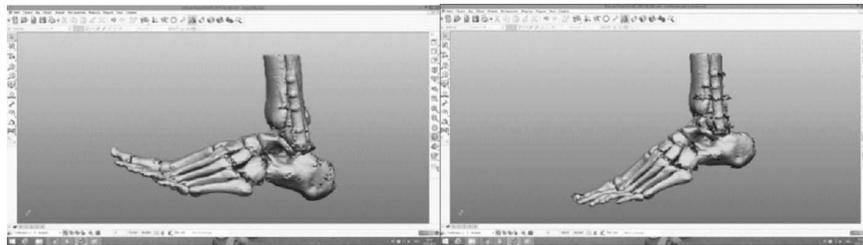
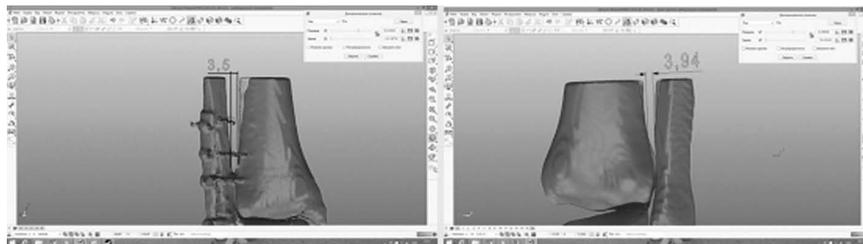


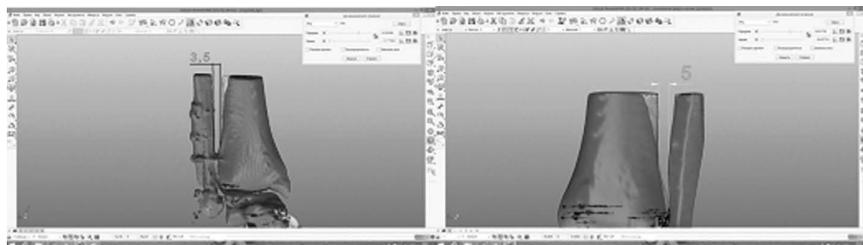
Рис. 2. Фрагмент томограммы голеностопа здорового пациента



а б
Рис. 3. Ангулометрическое исследования пациентов



фиксация по методу АО Здоровый пациент
Нейтральное положение



фиксация по методу АО Здоровый пациент
Тыльная флексия

Рис. 4. Анализ расстояния между костями голеностопа у здорового пациента

ное движение, именно оно дает наибольшее перемещением и дает максимальную нагрузку. Рассмотрим комплекс костей как клиновидной механизм, представленный на рисунке 5, а.

Угловые параметры измерим по имеющимся томограммам в вертикальном срезе на рис. 5, б, в.

Нагрузка от веса человека на большую берцовую кость заставляет таранную кость перемещаться в сторону а вместе с ней и малую берцовую кость ротируя кнаружи и вверх.

Для расчета максимально возможной осевой силы рассмотрим схему движения и схему сил в клиновом механизме.

При нагрузке большеберцовой кости на таранную кость, большеберцовая кость смещается в вертикальной плоскости на величину $\Delta Y_B = 1$ мм, обусловленную выборкой максимально возможного вертикального упругого зазора между двумя костями таранной и большеберцовой кости ΔX .

Находим горизонтальное смещение костей относительно таранной кости :

$$\Delta X = \operatorname{tg} \alpha Y_B,$$

где α – угол между большеберцовой и таранной костью.

Вертикальное смещение вверх малой берцовой кости уравнивается усилием, которое возникает от воздействия веса человека через проксимальный синдесмоз на коленном суставе и наличием связок. Поэтому теоретического подъема малоберцовой кости не возникает.

Далее находим горизонтальную нагрузку Q исходя из теории клиновых механизмов:

$$Q = P_6 / [\operatorname{tg}(\alpha + \varphi_1)],$$

где P_6 – нагрузка на большеберцовую кость, φ_1 – угол трения в соединении.

Нагрузка на большеберцовую кость – это нагрузка практически всего веса человека с учетом динамичности движения. Так как в период реабилитации динамичность движения человека ограничивается, будем считать, что она будет вдвое меньше чем для здорового человека. Примем Коэффициент динамичности равным 2, что означает, что в расчете следует принимать двойной вес человека, $P_6 = 200$ кг, или 2000 Н. Коэффициент $\varphi_1 = 6^\circ$, исходя из данных исследований [6]. Подставляя значения получим величину бокового усилия на уровне 615 кг.

Эта нагрузка которая теоретически может возникнуть при полном отсутствии сил трения при движении таранной кости в голеностопном суставе и именно она может привести к разрушению устройства при критической ситуации (падение, подкашивание ноги, удар и пр.). Для разрушения достаточно бокового усилия на уровне 115 кг [16]. Описанный механизм функционирует при травматическом разрыве дистального межберцового синдесмозасмоза.

В обычном режиме движения человека перемещения малоберцовой кости вдоль оси стержня устройства, обусловлены наличием клиновидности таранной кости вдоль ее длинной

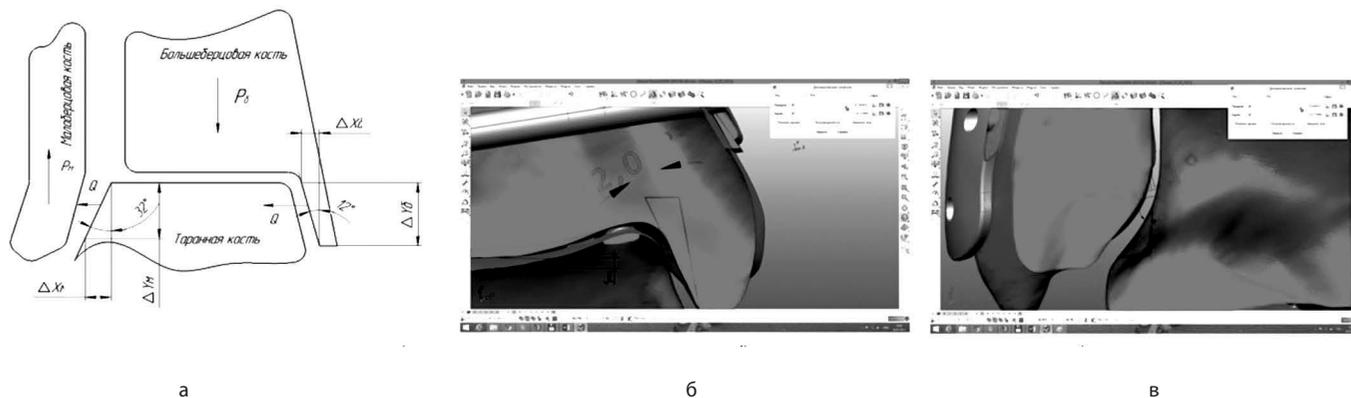


Рис. 5 Клиновой механизм голеностопного сустава:

а) клиновая схема голеностопного сустава, б) измерения угла между таранной и большеберцовой костями, в) измерения угла между таранной и малоберцовой костями

образующей. Исходя из анализа томограмм зазор между большеберцовой и малоберцовой костями изменяется в интервале 3,95–5 мм, а амплитуда осевых перемещений у здорового человека 1,1 мм. (рис. 4). При этом нагрузка, воспринимаемая малоберцовой костью в радиальном направлении составляет около 20% от массы тела [7], что составляет в среднем 15 кг.

В спроектированном устройстве ротация возможна за счет возможности поршня со стержнем поворачиваться в зоне взаимодействия с гильзой и имеющегося зазора между ограничительной втулкой и стержнем. Конструктивно это позволяет обеспечить ротацию на уровне 1 градуса. Именно этот режим ротации работает в режиме основного сгибательно-разгибательного движения человека.

Дополнительная ротация на уровне 3 градусов 25 минут обеспечивается за счет использования на опорной пластине шарообразной опорной гайки (8, рис. 1), которая имеет возможность поворачиваться по конгруэнтной поверхности опорной пластины и имеющегося зазора в отверстии малоберцовой кости по которой проходит стержень. Отверстие должно обеспечить зазор 1 мм между малоберцовой костью. Суммарная полная ротация составит 8 градусов, 50 минут. При этом максимальное радиальное перемещение малоберцовой кости на выходе стержня устройства из малоберцовой кости составит 0,8 мм (рис. 6). Полученные значения подвижности устройства согласуются с данными исследований [7,17] Все это позволяет работать устройству безударно с отсутствием формирования каких либо серьезных упругих и тем более пластических деформаций

Анализируя характерные кинематические положения при движения голеностопного сустава у здорового человека и допустимые перемещения устройства динамического фиксатора можно сделать вывод о соответствии механики движения разработанного устройства, при обеспечении безударного и упругого взаимодействия элементов устройства .

Трехмерные виды элементов динамического фиксатора для восстановления дистального межберцового синдесмоза с учетом анатомических особенностей прилегания опорных пластин приведены на рис. 7. Опорная шайба на малоберцовой кости имеет коническую форму, при этом поворачивая шайбу можно

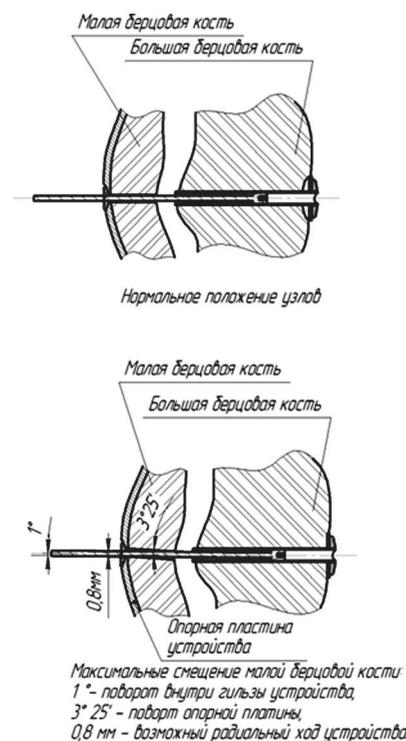
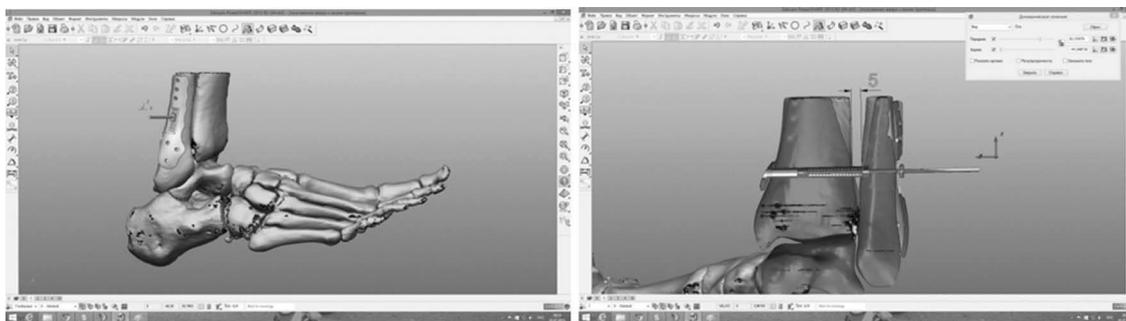


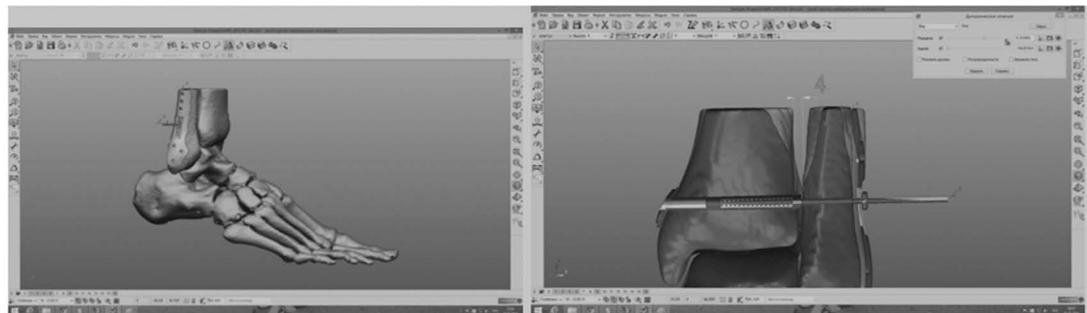
Рис. 6. Схема возможных перемещений элементов динамического фиксатора для восстановления дистального межберцового синдесмоза

подобрать наиболее рациональное размещение относительно конкретного места приложения. Опорная пластина малоберцовой кости имеет форму анатомически спроектированную со среднестатистической поверхности малоберцовой кости здорового человека. Кроме того она может быть индивидуально изготовлена по данным томографии конкретного пациента.

Клинический анализ проводился на базе отделения травматологии №1 ГБУЗ ГКБ СМП им. Г.А. Захарьина г. Пензы с 2008 по 2015 года. В исследовании принимали участие 87 пациентов с диагнозом: закрытый двухлодыжесный перелом голеностопного сустава с разрывом ДМС и наружным подвывихом стопы. Возраст пациентов составил от 30 до 68 лет. Всем пациентам проводилось оперативное лечение, остеосинтез лодыжек по методу АО.



Тыльная флексия



Нормальное положение

Рис. 7. Динамический фиксатор для восстановления дистального межберцового синдесмоза с анатомически корректными опорными пластинами

Клиническое наблюдений проведенное нами за последние 7 лет на пациентах, получивших операционное лечение методом жесткой фиксации винтами по методу АО показало, что в 3% случаев наблюдается слом головки винта около опорных пластин в период от 1 года после проведения операции (рис. 14). Излом возникает из за отсутствия подвижности в суставе, отсутствия демпфирования в работе устройства замещающего дистальный межберцовый синдесмоз, и накопленной усталости в наиболее напряженной зоне винта, у головки в месте прилегания к опорной поверхности.

Расчет усталостных характеристик устройства, с учетом накладываемых граничных условий (свойств материала, режима контактирования элементов динамического устройства между собой и элементами голеностопного сустава, имеющих нагрузку) выполнялся в программном обеспечении Ansys, который предоставил ОАО «НИИФИ» (лицензия 6545445) в рамках работы совместного научно-образовательного центра ПГУ и ОАО «НИИФИ».

Расчет проводился методом конечных элементов. Построенная твердотельная модель устройства, представленная на рис. 8.

Для анализа выделен элемент- стержень соединяющий гильзу, расположенную в большой берцовой кости и малую берцовую кость, так как он изначально в конструкции является наиболее нагруженным и наименее прочный.

Стержень ограничен в радиальных перемещениях внутри гильзы за счет головки поршня (справа) и втулки гильзы (средняя часть). Именно в поршне накладывается жесткая связь в момент максимального расхождения костей. Зазор между втулкой и стержнем, позволяет выполнять прогиб без жесткого контакта. В модели стоит ограничение на контактирование



Рис. 8. Твердотельная модель динамического фиксатора для восстановления дистального межберцового синдесмоза

Таблица 1

Физико-механические свойства материала стержня

Характеристика	втб
Модуль упругости, ГПа	113
Коэффициент Пуассона	0,3
Плотность, кг/м ³	8000
Предел текучести, МПа	800
Предел прочности, МПа	900

стержня и втулки. Левая опора перемещается в радиальном направлении вместе с малой берцовой костью.

Граничные условия для моделирования задавались исходя из условий работы изделия:

– условие «Жесткая заделка (Fixed Support)» задавалась в местах жесткой связи элементов конструкции и кости. Данное условие запрещает перемещение выбранной поверхности

B: Static Structural
 Static Structural
 Time: 1, s
 29.07.2015 13:54

A Fixed Support
B Force: 150, N

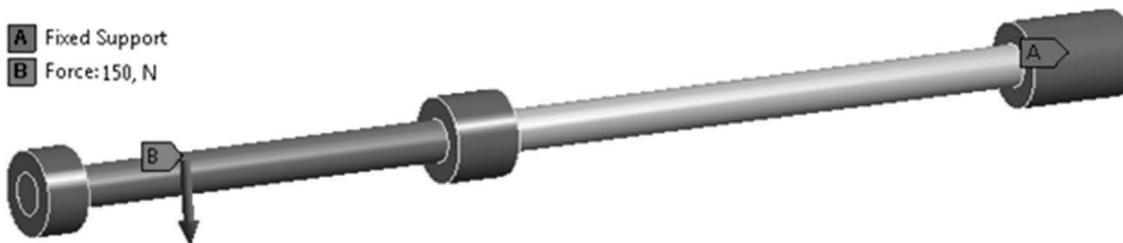


Рис. 9. Схема граничных условий

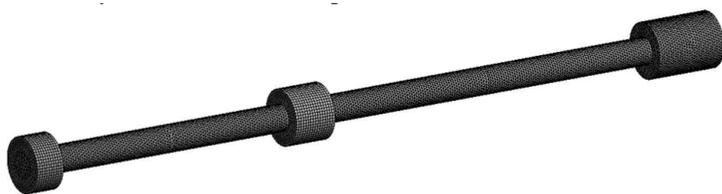


Рис. 10. Сетка конечных элементов

или грани в пространстве, причем в месте фиксации с опорной пластиной на малой берцовой кости ставилась гибкая заделка с возможностью перемещения по амплитуде 1,2 мм;

– условия «Сила (Force)» задавалась в соответствии с работой изделия.. Направление нагрузки отображено красной стрелкой. Значение силы – 150 Н (15 кг); Схема граничных условий представлена на рисунке 9.

– физико-механические свойства материалов приняты в соответствии с заданными требованиями, представленными в таблице 1.

Для расчета сгенерирована сетка конечных элементов высокого качества, для увеличения точности расчета (рис. 10).

В результате расчета получены эпюры распределения напряжений модели устоятва . На эпюре распределения напряжений (рис. 11) видно, что максимальное напряжение возникает в местах крепления болта, значение максимального напряжения – 159,32 МПа. Согласно свойствам материала (таблица 1) коэффициент запаса прочности, равный отношению предела прочности (либо текучести) материала к возникающему максимальному напряжению.

В данном расчете, коэффициент запаса прочности $K = 800 \text{ МПа} / 59,32 \text{ МПа} = 5$. Это подтверждает полученная эпюра распределения запаса прочности, представленная на рис. 11.

На рис. 12 видно, что стержень протеза выдерживает 250 млн. циклов при воздействии нагрузки от 0 до 150 Н (15 кг).

Если учесть что средний человек в день выполняет около 5000 циклов нагрузки в день на голеностопный сустав то ресурс работы протеза 50000 дней или 138 лет.

Анализ максимальных напряжений на теле стержня с поршнем показывает, что максимальное напряжение возникает в месте фиксации стержня на опорной пластине малой берцовой кости. В рассматриваемой схеме нагружения возникающие на-

B: Static Structural
 Equivalent Stress 2
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 29.07.2015 15:20

159,32 Max
 141,61
 123,91
 106,21
 88,509
 70,807
 53,106
 35,404
 17,702
 4,7401e-5 Min

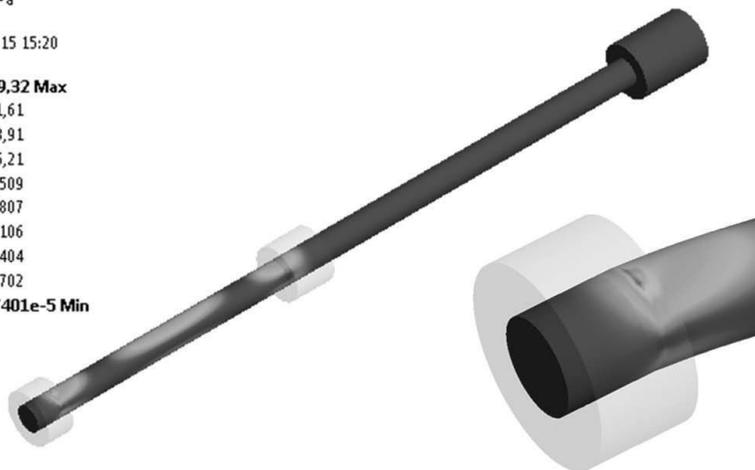


Рис. 11. Эпюра распределения напряжений

B: Static Structural
 Life
 Type: Life
 Time: 0
 30.07.2015 12:16

1e9 Max
 8,5737e8
 7,3509e8
 6,3025e8
 5,4036e8
 4,6329e8
 3,9721e8
 3,4056e8
 2,9198e8
 2,5034e8 Min

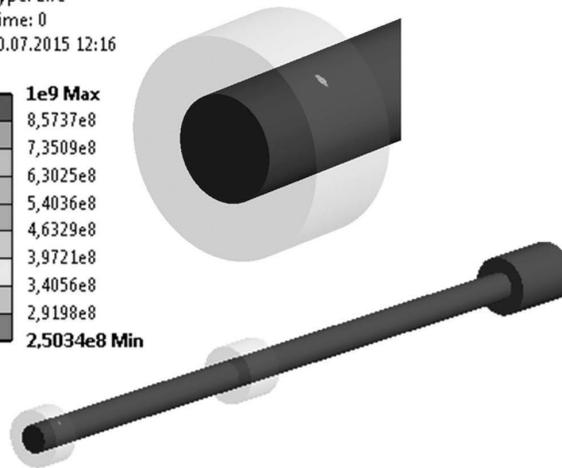


Рис. 12. Эпюра усталости

пряжения много меньше предельных, что и обеспечивает проектную длительную долговечность конструкции.

Окончательный чертеж устройства приведен на рисунке 13.

В настоящий момент изготовлен макет протеза симбисмоза (рис. 13) и планируется к испытанию опытный образец по подробно проработанной конструкции с учетом анатомических особенностей вспомогательных опорных элементов с привлечением ресурсов ОАО «Мединж» и ООО «Центра коммерциализации технологий», расположенных на базе технопрака высоких медицинских технологий, имеющих лицензии на проектирование и изготовление изделий медицинского назначения, и на основе лицензий на промышленное использование программного обеспечения Delcam №986568988.

Выводы

1. Современные методы проектирования позволили создать анатомически корректное устройство динамического фиксатора для восстановления дистального межберцового синдесмоза.

2. Компьютерное моделирование позволило определить напряженно-деформированное состояние фиксатора и механическое поведение динамического фиксатора с анализом долговечности

3. Математические расчеты показали, что при напряженно-деформированном состоянии устройство имеет запаса при статической нагрузке - 5,3, а Максимальное количество циклов работоспособности - 250 млн, что эквивалентно ресурс работы протеза в течении 50000 дней или 138 лет.

4. Клинический анализ показал что операции по методу АО при повреждении ДМС дают осложнения в виде перелома винта фиксирующего ДМС

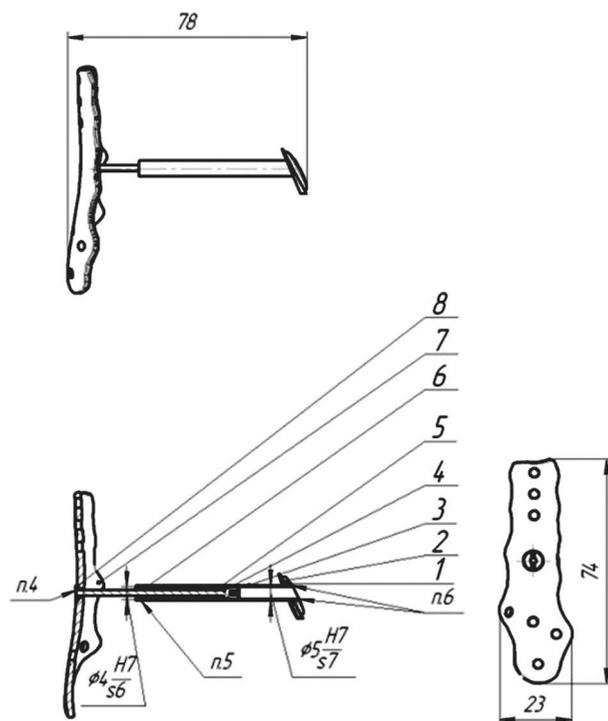
5. В работе определена линейная и ротационная подвижность малоберцовой кости в ДМС и составляет 1 мм.

6. В работе определено, что в прооперированном голеностопном суставе по методу АО с фиксацией ДМС обычным винтом наблюдается ограничение подвижности в межберцовом синдесмозе и как следствие ограничение тыльного сгибания стопы

7. Разработанная конструкция позволяет сохраняет физиологичную подвижность межберцового синдесмоза и следовательно сохраняет объем движений в голеностопном суставе, т.е. тыльное сгибание в полном объеме.

Список литературы

1. **Яременко Д.А.** Артродез при последствиях осложненных травм голеностопного сустава / Д.А. Яременко, Е.П. Бабуркина, А.В. Кишкарь // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2000. - № 3. - С. 77-81.
2. **Waterman, B.R., et al.**, Epidemiology of ankle sprain at the United States Military Academy. The American journal of sports medicine, 2010. 38(4): p. 797-803.
3. **Аналіз причин незадовільних результатів лікування переломів в ділянці гомілковоступневого суглоба** / [О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, О. І. Волошин, Т. М. Омельченко] // Літопис
4. **Анкин Л. Н.** Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Л. Н. Анкин, Н. Л. Анкин. - М.: Книга-плюс, 2002. - 480 с.



Технические требования

1. Изделие в собранном виде показано условно
2. В комплекте поставки, изделие поставляется в разобранном виде
3. При установке протеза шток поз. 4 отрезается по месту
4. Накернить в трех местах равномерно по окружности
5. Накатать гальтель R 0,5 на глубину 0,3 мм.
6. Развальцевать R 0,4

Рис. 13. Чертеж динамического фиксатора для восстановления дистального межберцового синдесмоза:

1. - Втулка опорная; 2. - Шайба; 3. - Гильза; 4. - Стержень; 5. - Пружина;
6. - Втулка внутренняя; 7. - Пластина; 8. - Гайка плавающая

5. **Лоскутов О.А.** Остеосинтез при переломе лодыжек / О.А. Лоскутов, А.Е. Лоскутов // Ортопед. травматол. и протезирование. — 2010. — № 2(579). — С. 48-52.
6. **Ляпустин Л. Н.** Анализ первичного выхода на инвалидность от травм голеностопного сустава с разрывом межберцового синдесмоза [Текст] / Ляпустин Л. Н. // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1990. - N10 : 0030-5987. - С. 54-55
7. **Кулаженко Е. В** / Динамический фиксатор для восстановления межберцового синдесмоза / Е. В. Кулаженко, С. А. Варзарь // Український медичний альманах 2011, Том 14, № 1 с.131-134.
8. **Архипов, С. В.** Современные аспекты лечения посттравматического деформирующего артроза голеностопного сустава / СВ. Архипов, А. В. Лычагин // Вестн. травматологии и ортопедии. - 2000. - № 4. - С. 64-67.
9. **Cass R. J. et al.** Ankle instability: in vitro kinematics in response to axial load / R. J. Cass, H. Settles // Foot a. Ankle Int. - 1994. - V. 15, N 2. - P. 134-140.
10. **Пат. 2187888** Российская Федерация, МПК А61В 17/68 (2006.01) КГ 2012 146 744 А. Устройство для лечения диастаза дистального межберцового синдесмоза при его по-

- вреждении/ Беккер Ю.Н., Салаев А.В., Митрошин А.Н., Моисеенков.А. - №2012146744/14, заявл. 01.11.2012, опубл. 10.05.2014 бюл. № 13 – 4 с.
11. **Нестеров С.А.**/ Разработка конструкции и технология изготовления протеза коленного сустава с применением программ фирмы Delcam// С.А. Нестеров, А.Н. Машкова, И.А. Рыков, М. Сапр и графика, 2014 №1, с. 82-85
 12. **Е.Савельева** /Создание имитационной модели имплантата для лечения переломов шейки бедренной кости с использованием САД-системы PowerSHAPE// Е.Савельева, А. Павлышко, Чабаненко А.Бец А, Мамонтова, М. Сапр и графика, 2014 №1, с. 79-81
 13. **Ю.Н.Беккер, А.Н.Митрошин, А.В.Кузьмин**, Построение модели эквивалентного пружинно-демпфирующего устройства для фиксации межберцового синдесмоза с сохранением объема движения, "Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки" №2, 2015
 14. **Bohm E.R.** Employment status and personal characteristics in patients awaiting hip replacement surgery. Can. J. Surg. 2009; 52 (2):142-146.
 15. **Вильямс Д.Ф., Рауф Р.** Имплантаты в хирургии. М.: Медицина; 1978. 551 с. Vil'yams D.F., Rauf R. Implantaty v khirurgii [Implants for surgery]. М.: Meditsina; 1978. 551 s.
 16. **Ю.Н. Беккер, А.Н. Митрошин, В.С. Миронов, А.В. Кузьмин**, Клинический анализ проблемы фиксации дистального межберцового синдесмоза
 17. **М.Ю. Карпинский**/ Моделирование остеосинтеза берцовых костей при повреждениях межберцового синдесмоза, сохраняющего его физиологическую подвижность// Карпинский М.Ю., Качур О.Ю., Тяжелов А.А., Гончарова Л.Д., Запорожский медицинский журнал 2010, том 12, №4 С 140-143.

Информация об авторах:

Беккер Юрий Наумович – аспирант, Пензенский государственный университет. E-mail: stopapnz@mail.ru

Митрошин Александр Николаевич – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой хирургии, директор Медицинского института, тел. (8412) 54–82-94, e-mail: pmisurg@gmail.com

Лемин Михаил Сергеевич – магистрант кафедры «Технология машиностроения», Пензенский государственный университет. E-mail: taniabc@rambler.ru

Нестеров Сергей Александрович – кандидат технических наук, доцент, кафедра «Технология машиностроения», Пензенский государственный университет. E-mail: nesterovs@list.ru

MODELING AND DESIGN OF DYNAMIC LOCK TO RESTORE THE DISTAL TIBIOFIBULAR SYNDESMOSIS

YU. N. BEKKER, A. N. MITROSHIN, M. S. LEMIN, S. A. NESTEROV

Penza State University, Penza

Information about the authors:

Becker Yuriy Naumovich – undergraduate, Penza state university. E-mail: stopapnz@mail.ru

Mitroshin Aleksandr Nikolaevich – D.Med.Sc., professor, head of the department of surgery, director of Medical institute, e-mail: pmisurg@gmail.com

Lemin Mikhail Sergeevich – magistracy, Technology of Mechanical Engineering chair, Penza state university. E-mail: taniabc@rambler.ru

Nesterov Sergey Aleksandrovich – candidate of Technical Sciences, associate professor, Technology of Mechanical Engineering chair, Penza state university. E-mail: nesterovs@list.ru

The aim of the study was to determine the possibility of an anatomically correct design of the device for the distal tibiofibular syndesmosis recovery, to study the stress-strain state of the lock and the mechanical behavior of the dynamic clamp with the analysis of durability.

The paper found that in the operated ankle joint by the method of fixation with AO distal tibiofibular syndesmosis screw there is limited mobility in the tibiofibular syndesmosis and, as a consequence, the restriction of dorsiflexion

Modern design methods helped to create an anatomically correct dynamic locking device to restore the distal tibiofibular syndesmosis.

Key words: tibiofibular articulation, trauma, orthopaedy.