

ФИКСАЦИЯ ДИСТАЛЬНОГО МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА: БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПОЛОЖЕНИЯ ВИНТА МЕТОДОМ КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

Ковалевский К.О.¹, Сёмчин В.С.¹, Титова А.Д.², Попок С.А.¹.

¹6-я Городская клиническая больница, г. Минск, Республика Беларусь

²УО «Белорусский государственный медицинский университет»,
г. Минск, Республика Беларусь

Актуальность.

В настоящее время в травматологии и ортопедии актуальным остаётся вопрос о фиксации дистального межберцового синдесмоза. Каждая 5-ая травма голеностопного сустава (18%) сопровождается повреждением дистального межберцового синдесмоза (ДМБС). Применение синдесмозного винта - наиболее часто используемый, общепризнанный метод фиксации ДМБС, однако до сих пор существуют противоречия о количестве и положении винтов, обеспечивающих необходимую стабилизацию «вилки» в области ДМБС, расширение которой на 1 мм уменьшает площадь контакта голеностопного сустава на 42% и приводит к нестабильности и развитию раннего остеоартроза.

Отсутствие чётких рекомендаций и тактики ведения данной группы пациентов приводит к большому количеству неудовлетворительных результатов (от 4,8 до 19,3 % случаев): контрактуры голеностопного сустава, застарелые подвывихи таранной кости с диастазом между берцовыми костями в области ДМБС, деформирующий артроз, инвалидизация, с которыми ежедневно сталкиваются травматологи-ортопеды [1].

Актуальность данной проблемы требует поиска решений, одним из которых на наш взгляд является метод конечных элементов. Он позволит решить вопрос об оптимальном уровне положения синдесмозного винта с биомеханической точки зрения.

Цель: смоделировать биомеханическую систему «фиксация дистального межберцового синдесмоза винтом» и, используя метод конечных элементов, выявить оптимальное положение винта.

Материалы и методы исследования. На сегодняшний день одним из основных способов применения компьютерных технологий с целью моделирования сложных 3D – объектов является метод конечных элементов (МКЭ). В МКЭ реализована достаточно простая и очевидная идея - исследование поведения объекта с сложной трёхмерной структурой путём его разделения на определённое количество отдельных частей, называемых конечными элементами. Сеть конечных элементов задаёт структуру объекта, а элементы в сети несут определенные свойства материала (выражены значениями показателей: модуль упругости Юнга и коэффициент Пуассона), характеризующих поведение всей системы в различных условиях нагрузки. Установив ограничительные условия и необходимую нагрузку, метод позволяет с высокой точностью определять и наглядно демонстрировать распределение

локальных напряжений, направление и величину деформаций в различных биомеханических системах, в том числе «имплантат-кость». Точность результата исследования прямо пропорциональна количеству конечных элементов и обратно пропорциональна их размеру, однако при большом количестве и соответственно меньшем размере элементов анализ требует больше времени.

МКЭ используется в самых разнообразных сферах деятельности человека, зарекомендовав себя как надёжный и востребованный инструмент. Наиболее широкое применение МКЭ приобрел в строительной инженерии, машиностроении и авиации. В последние годы все чаще встречаются публикации с использованием метода конечных элементов в медицине, в первую очередь в стоматологической имплантологии, кардиологии, травматологии и ортопедии [5].

В травматологии и ортопедии, используя МКЭ, модифицируются металлоконструкции для остеосинтеза, создаются принципиально новые фиксаторы, призванные снизить частоту их поломки, стабильность фиксации [2,3], выявляются биомеханические нарушения, возникающие при артрозе крупных суставов, а также после их тотального протезирования [4]. Совершенствуются оперативные техники, избегая использования трупного материала и экспериментов над животными [6].

Реконструкция трехмерной геометрии большеберцовой, малоберцовой, таранной и пяточной костей проводилась в среде пакета Mimics software. Геометрические модели связок были построены в соответствии с анатомическими взаимоотношениями в программном обеспечении ANSYSv12. Для создания трехмерной геометрической модели кортикального винта был использован программный пакет SolidWorks. Костям, связкам и имплантату были присвоены соответствующие характеристики упругости, жёсткости и растяжимости.

Позиционируя винт на различном расстоянии от суставной щели голеностопного сустава, имитировались сжимающая (вертикальная) 2352 Н и тангенциальная (горизонтальная) 235 Н нагрузки. Они были распределены на медиальное =60% и латеральное плато =40% большеберцовой кости, что соответствует физиологическому распределению нагрузки в коленном суставе в среднюю фазу опоры. Анализировались 2 показателя при различных уровнях положения винта: напряжение, возникающее в винте, и величину расширения дистального межберцового синдесмоза.

Результаты. Были проанализированы 6 конфигураций фиксации ДМБС кортикальным винтом 3,5мм на расстоянии 20, 25, 30, 35, 40 и 45 мм от суставной щели голеностопного сустава под углом 30° с вовлечением 2 кортикальных слоёв малоберцовой и 1 кортикального слоя большеберцовой костей.

В каждой конфигурации для фиксатора рассчитаны показатели максимального напряжения по Мизесу и выявлено его расположение, указывающие на вероятность и локализацию повреждения винта, также

проанализирована величина расширения «вилки» голеностопного сустава на уровне ДМБС при заданной нагрузке.

Показатель максимального напряжения по Мизесу возникает в точке контакта позиционного винта и кортикального слоя большеберцовой кости. Максимальные значения были определены для винтов, расположенных на уровне 20 и 25 мм от щели голеностопного сустава (484,4 и 487,9 МПа), минимальные значения были определены для винтов, расположенных на уровне 30-40 мм от щели голеностопного сустава (373,27 – 380,17 МПа).

Максимальное расширение ДМБС было зафиксировано при положении винта на высоте 45 мм над уровнем щели голеностопного сустава (0,008 мм), минимальное – при положении винта на высоте 30 мм над уровнем щели голеностопного сустава (0,005 мм).

Выводы.

1. Минимальное напряжение в винте возникает при позиционировании последнего на расстоянии 30-40 мм от щели голеностопного сустава и сопровождается наименьшим риском возникновения осложнения в виде усталостного перелома фиксатора.

2. Минимальное расширение ДМБС после имитации нагрузки на конечность возникает при фиксации на уровне 30 мм над суставной щелью голеностопного сустава, что свидетельствует о высокой степени стабильности относительно других конфигураций.

3. Мы рекомендуем позиционировать синдесмозный винт на уровне 30 мм над суставной щелью голеностопного сустава.

Литература

1. Горбатов, Р. О. Современное оперативное лечение переломов лодыжек и их последствия / Р. О. Горбатов, Д. В. Павлов, Е. Е. Малышев // Современные технологии в медицине. – 2015. – №7. – С. 153–167.

2. Корзун, О. А. Имплантат для фиксации вертельных переломов бедренной кости / О. А. Корзун, В. А. Кукареко, А. В. Шмелев, А. А. Ситник и др. // Механика машин, механизмов и материалов. – 2020. – №2. – С. 74–82.

3. Кукареко, В. А. Разработка конструкции и определение механических характеристик имплантатов для фиксации переломов дистального отдела большеберцовой кости человека/ В. А. Кукареко, А.А. Ситник, А.В. Шмелев // Современные методы и технологии создания и обработки материалов.: сб. науч. тр.: в 3-х т. — Минск: ФТИ НАН Беларуси, 2018 — Т. 1: Материаловедение. — С. 108–119.

4. Li L. Three-dimensional finite-element analysis of aggravating medial meniscus tears on knee osteoarthritis/ Li L., Yang L., Zhang K.// Journal of Orthopaedic Translation. –2019. – p. 47–55.

5. Zhang M. Translation of engineering to medicine: A focus on finite element analysis / Zhang M., Gong H. // Journal of Orthopaedic Translation. –2019. – p. 1–2.

6. Yang J. C. Benefits of opposite screw insertion technique in medial open-wedge high tibial osteotomy: a virtual biomechanical study / Yang J. C., Chen C. F., Lee O. K. // Journal of Orthopaedic Translation. –2019. – p. 31–36.