

ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ НАПРЯЖЕННЫХ ПЕТЕЛЬ ДЛЯ ФИКСАЦИИ МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ НАДСИНДЕСМОЗНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ЛОДЫЖЕК.

Кожемяка М.А.¹, Головаха М.Л.¹, Панченко С.П.², Красовский В.Л.², Шевелев А.В.³

¹ Запорожский государственный медицинский университет,

² Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры, г. Днепропетровск

³ Запорожская областная клиническая больница

Введение. Повреждения голеностопного сустава в связи большими статико-динамическими нагрузками, приходящихся на этот сустав, относятся к числу наиболее распространенных травм опорнодвигательного аппарата. Несмотря на пристальное внимание к этой патологии, о чем говорит большое число публикаций в отечественной и зарубежной литературе, остается высоким процент неудовлетворительных и инвалидизирующих результатов, обусловленных неадекватной репозицией и несовершенной фиксацией. Одними из наиболее тяжелых повреждением голеностопного сустава являются надсиндесмозные переломы лодыжек (тип С по классификации АО), сопровождающиеся повреждением связочных структур и приводящие к нестабильности в суставе. По мнению многих исследователей, одним из важнейших звеньев, обеспечивающих благоприятные анатомо-функциональные результаты лечения надсиндесмозных переломов лодыжек, является качественная и надежная стабилизация наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости, которая позволит сохранить микроподвижность в межберцовом сочленении и исключит потери репозиции и вторичное смещения отломков. Возможным вариантом решения может быть использование наkostных блокированных пластин и фиксации напряженной петлей («suture-button»).

Цель работы. На основе математического анализа и данных магниторезонансной томографии обосновать особенности применения напряженных петель для фиксации межберцового синдесмоза при хирургическом лечении надсиндесмозных переломов лодыжек.

Материалы и методы. В данной работе рассмотрена методика фиксации межберцового синдесмоза при помощи напряженных петель. Нами были поставлены следующие задачи: математически обосновать выбор оптимального угла между направлениями напряженных петель при полном повреждении межберцового синдесмоза и выбор уровня проведения напряженных петель; путем графического анализа данных магнитно-резонансной томографии (МРТ) и данных математических расчетов определить оптимальный угол и уровень проведения напряженных петель.

Для решения поставленных задач в качестве математической модели использовали упрощенную схему нагружения в системе «большеберцовая кость – малоберцовая кость – напряженная петля», при этом рассматривали данную систему, как в плоскости перпендикулярной оси конечности, так и во фронтальной плоскости, в зависимости от поставленной задачи.

Магнитно-резонансную томографию (МРТ) проводили в Запорожской областной клинической больнице, для анализа была проведена выборка 12 пациентов в возрасте от 20 до 52 лет без признаков повреждений костных и связочных структур голеностопного сустава (здоровые конечности), среди которых было 5 женщин и 7 мужчин. Все пациенты были обследованы на магнитно-резонансном томографе с последующим анализом полученных данных. Производились замеры на уровне 4 и 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава в аксиальной проекции с целью определения максимально возможного угла проведения напряженных петель. Проводилась статистическая обработка полученных результатов с помощью пакета программ Microsoft Office Excel 2013 и Statistica 7.0

Результаты и выводы. На основании проведенного математического анализа в отношении выбора оптимального угла проведения напряженных петель, можно отметить следующее. Угол отклонения петель от фронтальной плоскости должен быть максимально большим, чтобы обеспечить высокую стабильность конструкции в сагиттальной плоскости. Однако, увеличение угла приводит к снижению стабильности во фронтальной плоскости. Поэтому, оптимальным можно выбрать угол, обеспечивающий равную стабильность фиксации в обеих плоскостях. Согласно полученным расчетам этот угол будет $\alpha \approx 630$. Отметим, что данный угол получен расчетным путем. При этом в реальной кости его достичь невозможно, так как существуют ограничения из-за геометрии малоберцовой и большеберцовой костей. Однако нужно стремиться к полученному значению.

Для выбора оптимального уровня проведения напряженных петель мы рассматривали систему во фронтальной плоскости, при этом допуская, что петли располагаются на одном уровне. Проведя детальный анализ схемы нагружения и закреплений в построенной математической модели можно сделать вывод о том, что при выполнении фиксации наружной лодыжки напряженными петлями нужно проводить по возможности ближе к суставной поверхности.

Проведя геометрический расчет максимально возможного угла проведения напряженных петель на уровне 4 см и 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава были получены следующие данные: на уровне 4 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава максимальный угол проведения напряженных петель составил $29,910 \pm 2,3$ ($31,570 \pm 0,98$ у мужчин и $27,60 \pm 1,34$ у женщин). На уровне 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава максимальный угол проведения напряженных петель составил $39,250 \pm 2,96$ ($40,70 \pm 2,93$ у мужчин и $37,20 \pm 1,48$ у женщин). Таким образом, разница между величиной максимальных углов проведения напряженных петель на уровне 4 и 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава составила около 100 ($9,10$ у мужчин и $9,60$ у женщин соответственно).

С учетом вышеприведенных данных математического анализа, оптимальным является угол проведения напряженных петель, обеспечивающий равную стабильность фиксации в обеих плоскостях, который по нашим расчетам будет ≈ 630 . Проведя анализ данных МРТ, наиболее близких к данному углу величин можно достичь, проводя напряженные петли на уровне 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава.

Таким образом, используя полученные в результате анализа данные при применении напряженных петель для фиксации межберцового синдесмоза можно добиться качественной и надежной стабилизации наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости, которая позволит сохранить микроподвижность в межберцовом сочленении и исключит потери репозиции и вторичное смещения отломков.