

ОПЕРАТИВНОЕ ЛЕЧЕНИЕ ПОВРЕЖДЕНИЙ ТАЗА С РАЗРЫВОМ ЛОННОГО СОЧЛЕНЕНИЯ

Кутепов С.М., Антониади Ю.В., Рунков А.В., Шлыков И.Л.

*ГФУН Уральский НИИ травматологии и ортопедии МЗ России
Директор - д-р мед.наук КУТЕПОВ С.М.
г. Екатеринбург*

Несмотря на достижения современной травматологии, проблема лечения повреждений таза остается до конца нерешенной, о чем говорит высокий процент неудовлетворительных исходов лечения, которые составляют от 14 до 25% (Р.З.Мингазов, 1999; В.А.Щеткин, 1999; А.Gansslen, 1996; М.Tile, 1995). В большинстве случаев это связано с трудностями восстановления стабильности тазового кольца при повреждениях таза типа В и С по классификации АО (1996) особенно у больных с разрывами лонного сочленения (Р.З.Мингазов, 1999; М.Tile, 1995). Неудовлетворенность результатами консервативного лечения разрывов симфиза привело к разработке оперативного метода лечения данной патологии с использованием погружных конструкций и аппаратов внешней фиксации.

Различными авторами разрабатывалась и применялась техника эластичной фиксации лонного сочленения с использованием проволочных и полимерных имплантатов, проведенных через запираемые отверстия или чрескостно в верхних отделах лонных костей, проволочного сертляжа между двумя винтами, введенными в лонные кости (Т.Д.Зырянова, 1975; Л.Н.Анкин, Ю.И.Марухно, 1991). Другие авторы изучали способы жесткой фиксации с использованием металлических скоб (В.В.Котенко, 1996), опорных пластин (Т.Д.Зырянова) и пластин с шурупами, расположенными по верхней и передней поверхности лонных костей (М.Tile, 1995; М.Е.Мюллер, 1996; А.Gansslen, 1996).

Прочность на разрыв лонного сочленения, восстановленного по разработанным методикам, в эксперименте при горизонтальных нагрузках по данным литературы составила 588 - 1764 Н. При использовании проволочных и полимерных имплантатов происходит потеря фиксации за счет их растяжения, разрыва или прорезывания кости при нагрузке до 784 Н. Максимальные нагрузки от 1372

до 1764 Н. выдерживают системы с использованием шурупов, расположенных в теле лонной кости в вертикальной плоскости, которые и получили наибольшее распространение.

Несмотря на упоминание во многих работах о наличии физиологической подвижности в лонном сочленении, впервые она была измерена только в 1996 году Meissner A. (1996). По его данным, в норме движения лонных костей в горизонтальной плоскости отсутствуют. При стоянии на одной ноге подвижность в вертикальной плоскости может достигать 2,6 мм, а в сагиттальной плоскости 1,3 мм, при ходьбе соответственно 2,2 мм и 1,3 мм.

Таким образом, эластичная фиксация симфиза является наиболее физиологичной, однако низкий запас прочности известных методов подобной фиксации резко ограничивает их применение.

Наиболее высокие прочностные характеристики при внутренней фиксации лонного сочленения, описанные в литературе, достигаются применением двух пластин установленных во взаимноперпендикулярных плоскостях. Однако этот метод имеет ряд недостатков: установка пластин требует широкого обнажения не только верхней, но и передней поверхности лонных костей; необходима повторная операция для их извлечения; кроме того, жесткая фиксация может привести к костному анкилозу, последствия которого не изучены.

При использовании известных методик жесткой фиксации в значительном числе случаев происходит потеря стабильности тазового кольца. Так, в исследовании Gansslen A et al.(1996) для восстановления лонного сочленения была применена пластина АО у 233 пострадавших. Из 29% оперированных повреждений типа В (по классификации АО) восстановить стабильность тазового кольца удалось в 72%, при повреждениях типа С - у 56% пострадавших.

Применение аппаратов внешней фиксации у больных с разрывами симфиза позволяет удерживать кости таза в правильном положении и рано активизировать пострадавших. Однако, известны случаи, когда даже после длительной фиксации аппаратом прочность сформировавшихся рубцов бывает недостаточной для физиологических нагрузок, и после снятия аппарата выявляется патологическая подвижность в лонном сочленении. В связи с этим предложено применение комбинированного остеосинтеза таза аппаратом и внутренними фиксаторами, что позволяет решать проблему вторичных смещений таза при нестабильных повреждениях

(M. Tile, 1995). Все это позволяет вернуться к разработке физиологичных методов восстановления прочности поврежденного лонного сочленения при помощи эластичной фиксации.

Целью нашей работы была разработка и обоснование метода физиологичной внутренней фиксации поврежденного лонного сочленения с максимально возможными прочностными характеристиками в горизонтальной и вертикальной плоскостях.

Нами был разработан новый способ эластичной фиксации лонного сочленения имплантатом (заявка на изобретение № 99112976 от 21.06.99) и проведена экспериментальная работа на биоманекенах для определения прочностных характеристик предложенного способа и сравнения его с известным методом жесткой фиксации.

Материалы и методы исследования.

Объектом исследования служили передние полуколыца таза (30 препаратов), взятые у трупов людей, погибших в результате травмы в возрасте 40-60 лет без повреждения таза. Использовали размороженные препараты таза, с которых удаляли мышечные волокна, сохраняя связочный аппарат.

Стендовые исследования проводились на универсальной испытательной машине ЦД-20. Проведено 2 серии опытов, в которых проводили горизонтальную и вертикальную нагрузку. Каждая серия включала в себя 3 группы опытов: контрольную группу, в которой проводились нагрузки на неповрежденное лонное сочленение; группу с фиксацией симфиза разработанным способом и группу со стандартной фиксацией лонного сочленения пластиной АО. В каждой группе произведено по 5 исследований.

Переднее полукольцо таза помещали на силовые площадки испытательной машины и подвергали растягивающей нагрузке в горизонтальной и вертикальной плоскостях. Все исследования проводились до максимальных нагрузок, приводящих к полному разрушению модели кость-фиксатор.

Разработанный способ фиксации поврежденного лонного сочленения заключается в следующем. В каждой из лонных костей в направлении сверху вниз и снаружи кнутри формируют косые внутрикостные каналы. Верхнее отверстие располагают на расстоянии 1,5 - 2 см от края лонного сочленения, нижние отверстия выходят на уровне нижнего края лонного сочленения точно друг против друга. Через сформированные каналы проводят эластичный имплантат толщиной более 1/3 толщины лонной кости. Лонные кости

сближают до соприкосновения, имплантат под натяжением завязывают узлом над верхним краем лонного сочленения и дополнительно укрепляют отдельными швами. В итоге имплантат пространственно ориентирован в форме треугольника, основанием которого является верхняя поверхность лонного сочленения, а вершина последнего - нижний край симфиза, что создает стабильность в трех плоскостях при сохранении микроподвижности в лонном сочленении.

В качестве имплантата в эксперименте была применена полимерная связка LARS диаметром 6 мм, которая удовлетворяет требованиям по механической прочности, биологической совместимости и составляет более 1/3 толщины лонной кости. Связка изготовлена из волокон полиэстера, усилия разрыва - 2940 Н, при этом относительное удлинение равно 9,8%, остаточная деформация связки при нагрузке до 2450 Н не превышает 1,2%. В отличие от других синтетических тканей, полиэстер не подвергается перенапряжению и перенапряжению.

Фиксация пластиной АО с 4 шурупами по верхней поверхности лонного сочленения производилась по стандартной технологии, рекомендованной группой АО (M.Tile, 1995).

Результаты исследования и обсуждение.

В первой серии опытов проводились исследования при горизонтальной нагрузке. В контрольной группе разрыв лонного сочленения происходил при усилении от 1187,9 Н до 1384,6 Н, в среднем при 1187 Н + 127,7 Н. В группе с восстановлением лонного сочленения связкой LARS происходило разрушение кости при нагрузке от 1285,7 Н до 1582,4 Н, в среднем - 1404,4 Н + 127,7 Н. В группе с фиксацией пластиной АО происходило вырывание винтов при усилении от 1206,6 Н до 1384,6 Н, в среднем при 1269,9 Н + 76,2 Н.

Во второй серии опытов проводились исследования при вертикальной нагрузке. В контрольной группе разрыв лонного сочленения происходил при усилении от 791,2 Н до 939,6 Н, в среднем - 861,4 Н + 63,3 Н. В группе с восстановлением лонного сочленения связкой LARS происходило разрушение кости при нагрузке от 1285,7 Н до 1335,1 Н, в среднем - 1312,4 Н + 21,7 Н. В группе с фиксацией пластиной АО происходило вырывание винтов при усилении от 1038,5 Н до 1087,9 Н, в среднем - 1107,7 Н + 63,4 Н.

Таким образом, фиксированное с помощью разработанного способа лонное сочленение выдерживает большие нагрузки, чем нор-

мальное и восстановленное по методике АО, обеспечивает практически одинаковую стабильность как при вертикальной и горизонтальной нагрузке.

Мы согласны с мнением большинства исследователей, что тонкие ветви лобковых костей (толщиной 1-2см) с их губчатым строением и нежным кортикальным слоем являются непрочной основой для фиксации. В случае применения шурупов и пластин происходит компрессия кости, особенно ее кортикального слоя, и шуруп из перпендикулярного положения переходит в наклонное, с миграцией его из кости. Применение шва лонного сочленения тонкими полимерами приводит к прорезыванию кости или разрыву имплантата. Применение в разработанном способе имплантата диаметром, составляющем более 1/3 толщины лонной кости, и оптимальной пространственной его ориентации с формированием опорных точек имплантата в наиболее прочных участках лонных костей, позволило добиться прочности соединения лонных костей большей, чем в норме и при использовании пластин. В техническом отношении способ восстановления поврежденного симфиза малотравматичен. Сохранение микроподвижности в восстановленном лонном сочленении позволяет считать способ физиологичным.

Стабильность тазового кольца по современным представлениям, определяется состоянием заднего костно-связочного комплекса таза. Передним отделам таза, в том числе лонному сочленению, отводится в этом второстепенная роль. Исследованиями M.Tile (1995) доказано, что при нестабильных повреждениях таза любая внутренняя передняя фиксация является неэффективной из-за ротационных смещающих усилий. При использовании самого мощного, по его мнению, метода фиксации симфиза двумя пластинами происходило смещение тазовых костей. Таким образом, проблема восстановления лонного сочленения является частью общей проблемы лечения нестабильных повреждений таза.

Применение аппарата внешней фиксации в комбинации с предложенным методом позволяет решить проблему вторичных смещений, получить надежную фиксацию фрагментов на то время, пока прочность задних отделов таза несостоятельна. Надежная внутренняя фиксация лонных костей в правильном положении может уменьшить сроки необходимой фиксации таза в аппарате, является залогом успешного восстановления анатомии таза.

Заключение.

Разработанный способ физиологичной фиксации симфиза с использованием современных пластических материалов позволяет получить прочностные характеристики восстановленного лонного сочленения, превышающие таковые в норме и при фиксации симфиза пластиной по технологии АО.

Применение данного способа в сочетании с наружной фиксацией при нестабильных повреждениях таза может быть альтернативой использованию пластин, за счет меньшей травматичности метода и отсутствия необходимости удаления фиксатора, сохранению микроподвижности в лонном сочленении.