

АНАЛИЗ БИОМЕХАНИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА, КАК ОСНОВА ПОСТРОЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО АЛГОРИТМА ПОВРЕЖДЕНИЯ СТАБИЛИЗИРУЮЩИХ СТРУКТУР

Климовицкий В.Г.**, Тяжелов А.А.*, Гончарова Л.Д.**, Рами Талиб Мушер**

* - *ИППС им.проф.М.И.Ситенко АМН Украины*; ** - *НИИ травматологии и ортопедии ДонМУ*

Введение. Функция коленного сустава в норме определяется такими широко распространенными в клинической практике взаимосвязанными понятиями как стабильность и конгруэнтность.

Понятие стабильности коленного сустава главным образом в отечественных научных публикациях ассоциировалось с понятием равновесного нагружения суставных поверхностей медиального и латерального его отделов. На этом принципе равновесного нагружения было основано построение большинства биомеханических моделей коленного сустава [1-3]. Модели были представлены в виде геометрико-анатомических форм, повторявших анатомическое строение и геометрические формы сустава, к которым прикладывались нагрузки, после чего оценивалось их поведение. Так понятие равновесного или симметричного нагружения модели коленного сустава стало доминирующим. Однако такие модели имели ряд существенных недостатков. Во-первых, такие модели не в полной мере учитывали особенности активной и пассивной стабилизации сустава. Во-вторых, такие модели были статичны. В-третьих, представляли физиологический процесс стабилизации весьма условно с большим количеством ограничений.

Целью настоящей работы является биомеханический анализ стабилизации коленного сустава как основа диагностики его повреждений.

Материалы и методы. В работе проанализированы биомеханические особенности функции коленного сустава с позиций влияния отдельных структур сумочно-связочного аппарата на функцию коленного сустава. С этих позиций рассмотрены такие структуры как мениски, крестообразные связки, коллатеральные связки, капсула сустава, чрезсуставные мышцы бедра и голени.

Работа вышеуказанных стабилизирующих структур коленного сустава рассмотрена при различных положениях голени относительно бедра и при различных направлениях движения в коленном суставе.

Результаты исследования. Хотя коленный сустав человека по своей сути представляет собой своеобразный вариант блокового сустава с одной степенью свободы, движения в котором осуществляются в направлении сгибания-разгибания, он имеет еще одно направление движения – ротационные движения вокруг продольной оси голени. Возможность этих движений ограничена строгими условиями, в норме они возможны только при сгибании голени. Амплитуда этих движений намного меньше, чем амплитуда сгибательно-разгибательных движений, но они играют важную роль в адаптации опорной поверхности стопы к неровностям площади опоры. Это дало основание некоторым исследователям разделять коленный сустав в функциональном плане на мениско-бедренный (где происходят сгибательно-разгибательные движения) и мениско-большеберцовый (где происходят ротационные движения) суставы. Однако как показывает биомеханический анализ, это неточно от-

ражает действительность, так как мениски перемещаются как относительно большеберцовой, так и относительно бедренной костей при всех направлениях движения. Это происходит в связи с тем, что, во-первых, суставные поверхности большеберцовой и бедренной костей не конгруэнтны и, даже при наличии менисков, увеличивающих конгруэнтность суставных поверхностей, они не полностью соответствуют друг другу. Поэтому латеральный мыщелок бедренной кости имеет большую амплитуду перемещения, чем медиальный. Во-вторых, большеберцовая кость при максимальном разгибании голени совершает автоматическую осевую ротацию кнаружи, которая является важным механизмом адаптации стопы к первой фазе опорного периода шага – к переднему толчку. В-третьих, мениски связаны с суставной поверхностью большеберцовой кости только в переднем и заднем отделах и не фиксированы по периферии. По периферии мениски фиксированы к капсуле коленного сустава, но капсула сустава подвижна, что дает возможность перемещаться и менискам. В меньшей степени медиальному мениску, так как капсула соединена с большеберцовой коллатеральной связкой, и в большей степени латеральному мениску, так как капсула сустава не связана с малоберцовой коллатеральной связкой.

Таким образом, мениски перемещаются относительно большеберцовой кости и при сгибательно-разгибательных и при ротационных движениях. Поэтому мениски нельзя назвать стабилизирующим аппаратом коленного сустава. Мениски скорее выполняют адаптирующую функцию, позволяя соответствующему мыщелку бедренной кости занять оптимальную для данного положения сгибания позицию по отношению к суставным поверхностям большеберцовой кости.

Говоря о стабильности коленного сустава, как о физиологическом состоянии неправильно говорить о пассивной и активной его стабилизации. Скорее следует говорить о статической и динамической составляющей единого физиологического состояния - стабильности коленного сустава.

С этой точки зрения весьма показательной является работа связочного аппарата коленного сустава, который представлен коллатеральными и крестообразными связками. Коллатеральные связки коленного сустава – малоберцовая и большеберцовая укрепляют капсулу сустава по задненаружной и задневнутренней поверхности и являются основными стабилизаторами голени во фронтальной плоскости, препятствуя вальгусному или варусному отклонению голени при осевой нагрузке. Однако не менее важна их роль в ограничении разгибания голени. При максимальном разгибании голени в коленном суставе коллатеральные связки натягиваются, ограничивая дальнейшее разгибание, и пассивно замыкают коленный сустав, делая невозможной его гиперэкстензию. И еще один очень важный с точки зрения обеспечения стабильности коленного сустава эффект, который оказывают

коллатеральные связки – эффект ротационной стабильности. В силу своего анатомического расположения (большеберцовая коллатеральная связка имеет направление сверху вниз и сзади наперед, а малоберцовая коллатеральная имеет направление сверху вниз и спереди назад), в горизонтальной плоскости эти связки будут проецироваться, как огибающие проксимальный отдел голени или закрученные вокруг него (рис.1).

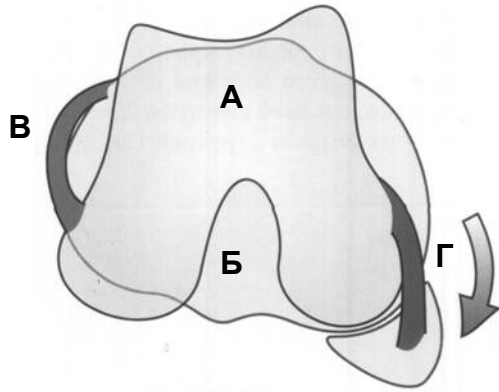


Рис. 1. Схематичное изображение расположения коллатеральных связок коленного сустава препятствующего наружной ротации голени. (Капанджи, 2010) [4].

Такое расположение коллатеральных связок коленного сустава будет препятствовать наружной ротации голени, так как при этом связки будут закручиваться вокруг проксимального отдела голени еще больше. Однако внутренней ротации голени коллатеральные связки не препятствуют, так как при этом виде движения скрученность коллатеральных связок вокруг проксимального отдела голени уменьшается и они «расслабляются». Однако внутренней ротации голени при полном разгибании коленного сустава препятствует феномен автоматической ротации, который как бы «замыкает» сустав в данном направлении.

Таким образом, коллатеральные связки коленного сустава стабилизируют сустав во фронтальной плоскости, что очевидно, а также в сагиттальной плоскости, что менее очевидно, и обеспечивают ротационную стабильность голени, что зачастую даже не принимается во внимание хирургами, а также за счет проприоцептивного аппарата включают динамическую составляющую – мышцы.

В многочисленных работах, посвященных вопросам стабилизации коленного сустава, используются принцип разделения на первичные и вторичные стабилизаторы. С нашей точки зрения такое разделение не всегда оправдано и является весьма условным. В первую очередь это объясняется тем, что связки работают по принципу: натяжение пропорционально нагрузке. Другими словами, если нагрузка максимальная, то все связки, которые препятствуют запрещенному движению напряжены максимально, а не «ожидают» пока одни структуры перестанут «справляться с нагрузкой», чтобы включиться в работу. Кроме того, при натяжении они включают в работу мышцы, которые участвуют в стабилизации сустава, выступая в роли «активных связок».

В силу своего строения и анатомического расположения в суставе крестообразные связки определенным образом ограничивают подвижность большеберцовой кости относительно бедренной. Это происходит за счет того, что мышечки бедренной кости при сгибании голени выполняют одно-

временно два вида движения: скольжение и качение. При этом передняя крестообразная связка, которая крепится к латеральному мышечку бедренной кости позади линии, соединяющей мгновенные центры вращения, как вожжами удерживает мышечки бедренной кости от смещения кзади, а большеберцовую кость от смещения кпереди. При недостаточности передней крестообразной связки мышечки бедренной кости скатывались бы по мышечкам ББК смещаясь при этом кзади, а большеберцовая кость при этом смещалась бы кпереди. Однако этого не происходит из-за того, что движение мышечков бедренной кости по суставной поверхности большеберцовой кости не имеет характера чистого качения или чистого скольжения, а сочетает в себе качение и скольжение одновременно.

Другой характер движения в коленном суставе невозможен из-за формы суставных поверхностей бедренной и большеберцовой костей. При чистом качении мышечков бедренной кости по большеберцовой голень должна смещаться вперед и полное сгибание будет невозможным, так как «длины суставной поверхности» большеберцовой кости будет недостаточно. При чистом скольжении полное сгибание будет невозможным по другой причине – задняя часть суставной поверхности большеберцовой кости окажется слишком «длинной» и будет препятствовать этому.

Напряжение четырехглавой мышцы бедра воздействует на проксимальный отдел большеберцовой кости. При этом силу тяги четырехглавой мышцы бедра можно разложить на вертикальную составляющую и горизонтальную составляющую. Вертикальная составляющая (F_x) силы четырехглавой мышцы бедра будет увеличивать осевую стабильность сустава, а горизонтальная составляющая (F_y) будет обеспечивать работу по разгибанию голени. При этом величина горизонтальной составляющей будет зависеть от величины угла связки надколенника (рис.2).

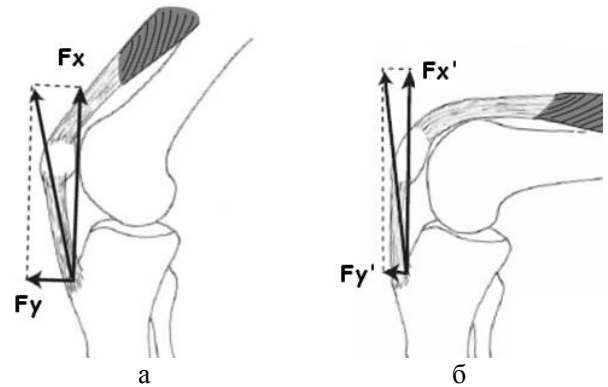


Рис.2. Схематичное изображение работы четырехглавой мышцы бедра при различных углах сгибания в коленном суставе. При сгибании в коленном суставе уменьшается величина угла связки надколенника, следовательно уменьшается горизонтальная составляющая силы четырехглавой мышцы бедра. На рисунке горизонтальная составляющая F_y (а) больше горизонтальной составляющей F_y' (б).

При активном разгибании голени с использованием, главным образом четырехглавой мышцы бедра, передняя крестообразная связка противодействует составляющей, стремящейся сместить большеберцовую кость кпереди. Из этого простого объяснения становится понятным, что передняя крестообразная связка «работает» - является напряженной, как при сгибании, так и при разгибании в коленном суставе. Причем передняя крестообразная связка – это единственная структура, ко-

торая осуществляет подобную функцию. Поэтому при полном разрыве передней крестообразной связки переднее смещение большеберцовой кости остается некомпенсированным, однако особенности мышечной компенсации стабильности коленного сустава при повреждении передней крестообразной связки остаются не изученными.

Задняя крестообразная связка выполняет аналогичную функцию удержания мыщелков бедренной кости от скатывания вперед и большеберцовой кости от смещения кзади при разгибании голени. А при активном сгибании голени при напряжении мышц задней группы бедра, задняя крестообразная связка противодействует составляющей, стремящейся сместить большеберцовую кость кзади. Что также свидетельствует о ее «работе» в каждый момент движения.

Как показывает данный анализ, обе связки находятся в состоянии натяжения в процессе движения, хотя не все порции каждой связки при этом натянуты одновременно. Но именно постоянное натяжение обеих крестообразных связок обеспечивает постоянную стабильность сустава при любом положении суставных поверхностей. Кроме того это постоянное натяжение крестообразных связок за счет функции рецепторного аппарата обеспечивает работу механизма «обратной связи», который позволяет осуществлять постоянный динамический мышечный контроль стабильности коленного сустава, включая в работу чрезсуставные мышцы бедра и голени.

Кроме того, еще одна немаловажная роль крестообразных связок становится понятной при анализе их пространственного расположения. Эта роль заключается в ограничении ротационной подвижности голени относительно мыщелков бедренной кости. При внутренней ротации голени, полностью разогнутой в коленном суставе, крестообразные связки увеличивают угол перекреста друг с другом и, натягиваясь и скручиваясь подобно канатам, увеличивают свою жесткость и препятствуют дальнейшей внутренней ротации голени. Это происходит потому, что центр вращения голени находится не в геометрическом центре плато большеберцовой кости (это область межмышцелкового возвышения), а ближе к середине медиального мыщелка большеберцовой кости.

Однако, если в коленном суставе имеет место сгибание, работа стабилизирующих механизмов связанных с ограничением внутренней ротации голени осуществляется несколько иначе. Почему? Объяснение этому факту легко дать, если представить, как меняется положение мест прикрепления крестообразных связок относительно друг друга при разгибании и сгибании. При сгибании голени угол отхождения передней крестообразной связки от плато большеберцовой кости уменьшается, а угол отхождения задней крестообразной связки увеличивается. И при сгибании голени под углом 90° и более пространственного перекреста связок не происходит. Поэтому в положении сгибания голени крестообразные связки не могут препятствовать внутренней ротации голени так эффективно, как в положении полного разгибания.

Таким образом, мы можем констатировать, что крестообразные связки стабилизируют коленный сустав в сагиттальной плоскости, что очевидно, а также обеспечивают ротационную стабильность голени при внутренней ротации в положении разгибания, а также за счет проприоцептивного аппарата включают в работу по стабилизации сустава динамическую составляющую – мышцы.

Говоря о статической составляющей процесса стабилизации коленного сустава нельзя обойти вниманием такие функциональные образования, как капсульно-сухожильные комплексы переднемедиального и переднелатерального, а также заднемедиального и заднелатерального углов коленного сустава. Эти комплексы не являются анатомическими образованиями, они предложены хирургами, но также играют роль в стабилизации коленного сустава. Условно к капсульно-сухожильному комплексу переднемедиального угла относят все связочные структуры, расположенные в промежутке между большеберцовой коллатеральной связкой и связкой надколенника, а к капсульно-сухожильному комплексу переднелатерального угла относят все связочные структуры, расположенные впереди малоберцовой коллатеральной связки.

При разгибании, при ротационных движениях голени и при напряжении мышц голени и бедра эти образования натягиваются, обеспечивая дополнительную периферическую стабилизацию коленного сустава.

С одной стороны указанные образования дополнительно укрепляют периферические отделы коленного сустава, но с другой стороны усложняют понимание биомеханики коленного сустава и затрудняют клиническую диагностику повреждений. Определить вклад каждого из капсульно-связочных элементов в стабилизацию коленного сустава весьма сложно. Например, при сгибании коленного сустава под углом $20-25^\circ$ задача предупреждения вальгусного отклонения голени почти целиком падает на большеберцовую коллатеральную связку. Ее вклад в ограничение вальгусной девиации составляет 78% . По мере разгибания голени «вклад» большеберцовой коллатеральной связки в стабилизацию коленного сустава заметно снижается. При сгибании в 5° он составляет уже 57% , а при полном разгибании коленного сустава становится еще меньше. Тогда как «вклад» капсульно-сухожильного комплекса заднемедиального угла резко возрастает. Этот пример показывает, как важно положение голени в момент обследования стабильности коленного сустава для правильной клинической диагностики повреждения стабилизирующих структур. Что же касается динамической стабилизации коленного сустава, то само это понятие требует исследования функции мышц, окружающих коленный сустав.

Хотя движения во фронтальной плоскости в коленном суставе невозможны, мышцы – двигатели голени расположены не только по передней и задней поверхности, а равномерно по окружности бедренной кости, что делает возможным при определенных условиях и активные ротационные движения голени.

Что же касается мышц задней группы бедра (и функционально близкую к ним портняжную мышцу), то они во многом выполняют двойную функцию: все они являются сгибателями голени, но они также являются ротаторами голени. В силу особенностей своего прикрепления портняжная, полусухожильная, полуперепончатая, тонкая и подколенная мышцы совершают внутреннюю ротацию голени, а двуглавая мышца плеча и мышца натягивающая широкую фасцию – наружную. Одновременное напряжение всех мышц задней группы бедра будет обеспечивать ротационную стабильность голени. Другими словами при активном сгибании и разгибании голени ротационная стабильность коленного сустава обеспечивается в основном активностью мышц сгибателей и разгибателей голени.

В большинстве случаев мышцы бедра как задней, так и передней группы – сгибатели и разгибатели работают одновременно в уступающе-преодолевающем режиме, т.е. напряжены одновременно. Это приводит не только к движениям в коленном суставе в сагиттальной плоскости, но и к постоянно действующему осевому усилию, которое, как известно, повышает стабильность сустава в каждый момент движения и при любом угле сгибания в коленном суставе, т.е. обеспечивает постоянный динамический контроль стабильности коленного сустава.

Обсуждение результатов исследования. За последние двадцать лет опубликовано немало монографий, посвященных патологии коленного сустава [5-9]. Большинство из них ориентировано, главным образом, на хирургическое артроскопическое лечение повреждений связочного аппарата коленного сустава. А такое строго целеориентированное лечение ведет к локализованной диагностике отдельных образований, что вполне возможно при использовании современной диагностической аппаратуры. Но при этом теряется целостное представление о коленном суставе, как сбалансированной системе опоры и движения.

Что может следовать из подробного анализа биомеханических особенностей работы сумочно-связочного аппарата коленного сустава? Во-первых, сведение диагностических приемов распознавания повреждений стабилизирующих структур коленного сустава в единый алгоритм диагностики. Во-вторых, появление дополнительных возможностей моделирования особенностей стабилизации коленного сустава. В-третьих, более точное представление особенностей проведения реабилитационных мероприятий у больных с повреждением стабилизирующих структур коленного сустава.

Таким образом, анализируя особенности строения, функции и биомеханики коленного сустава, легко представить нарушения устойчивости коленного сустава в виде своего рода диагностического алгоритма, клиническое применение которого позволит упростить и облегчить постановку правильного диагноза больным с патологией коленного сустава.

Как было показано выше, при полностью разогнутой голени сустав находится в стабильном состоянии даже при поврежденных крестообразных связках, поэтому исследование пассивной стабильности коленного сустава необходимо проводить при различных углах сгибания коленного сустава. От 15°-30° при исследовании крестообразных и коллатеральных связок, до 90° при исследовании задней крестообразной связки. В этих положениях при расслабленных мышцах переднезадние перемещения голени наиболее показательны, что свидетельствует о повреждениях (или функциональной недостаточности) крестообразных связок.

Выполнение тестов стабильности при пассивной внутренней и наружной ротации голени позволяет клинически определить повреждение (недостаточность) капсульно-сухожильного комплекса заднемедиального и заднелатерального углов.

Величина избыточного фронтального отклонения голени позволяет выявить недостаточность не только коллатеральных, но и крестообразных связок, так как они также участвуют во фронтальной стабилизации коленного сустава.

Динамические тесты стабилизации коленного сустава (Lachman – тест), симптом бокового динамического подвывиха голени (pivot shift test) по Макинтошу или симптом скачка Хьюстона, симптом обратного бокового динамического подвывиха голени (reverse pivot shift test) и др. позволяют не только диагностировать повреждение крестообразных связок, но и определить степень повреждения стабилизирующих структур коленного сустава, по величине подвижности голени.

Заключение. Совокупность и различные сочетания данных диагностических приемов дают возможность создавать простые удобные диагностические алгоритмы, позволяющие проводить дифференциальную клиническую диагностику повреждения стабилизирующих структур коленного сустава.

Таким образом, нормальная биомеханика коленного сустава является основой понимания его нормальной функции, и может служить инструментом построения различных диагностических алгоритмов.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Maquet P.G.J. Biomechanics of the Knee / Springer-Verlag Heidelberg New York: 1984. - 306 с.
2. Корж А.А., Сименач Б.И. Системный подход в ортопедии и травматологии на примере повреждений сумочно-связочного аппарата коленного сустава // Ортопедия травматология и протезирование. – 1980. – №7. – С.1-6.
3. Ремизов В.Б. Хроническая неустойчивость коленного сустава: Клиника, диагностика, хирург. лечение. – Кишинев-М., 1998.
4. Капанджи А.К. Нижняя конечность. Функциональная анатомия. Москва: Эксмо. – 2010. – 336 с.
5. Левенец В.Н., Пляцко В.В. Артроскопия. – К.: Наук. думка, 1991. – 232с.
6. Миронов С.П., Орлецкий А.К., Цикунов М.Б. Повреждения связок коленного сустава. – Москва: Лесар. – 1999. – 208 с.
7. Котельников Г. П. Посттравматическая нестабильность коленного сустава. - Самара: Самар. Дом печати. 1998. - 184с.
8. Орлянский В., Головаха М. Руководство по артроскопии коленного сустава, Днепропетровск: Пороги. – 2007. – 150с.

Климовицкий В.Г., Тяжелов А.А., Гончарова Л.Д., Рами Талиб Мушер. Анализ биомеханики коленного сустава, как основа построения диагностического алгоритма повреждения стабилизирующих структур // Украинский медицинский альманах. – 2011. – Том 14, № 2. – С. 94-97.

В работе на основе особенностей строения и функции коленного сустава представлен биомеханический анализ его динамической стабильности. Показано, каким образом, биомеханические нарушения функции отдельных структур коленного сустава могут быть сформированы в единый диагностический алгоритм.

Ключевые слова: коленный сустав, биомеханика.

Клімовицький В.Г., Тяжелов О.А., Гончарова Л.Д., Рамі Таліб Мушер. Аналіз біомеханіки колінного суглобу, як основа побудови діагностичного алгоритму пошкодження стабілізуючих структур // Український медичний альманах. – 2011. – Том 14, № 2. – С. 94-97.

У роботі на основі особливостей побудови та функції колінного суглоба представлено біомеханічний аналіз його динамічної стабілізації. Наведено, яким чином, біомеханічні порушення функції окремих структур колінного суглоба можуть бути сформовані у єдиний діагностичний алгоритм.

Ключові слова: колінний суглоб, біомеханіка.

Klimovitsky V., Tyazhelov A., Goncharova L., Rami Talib Musher. Features of a structure and function of a knee joint the biomechanical analysis of its dynamic stability // Украинский медицинский альманах. – 2011. – Том 14, № 2. – С. 94-97.

In work on the basis of features of a structure and function of a knee joint the biomechanical analysis of its dynamic stability is presented. It is shown, how, biomechanical infringements of function of separate structures of a knee joint can be generated in uniform diagnostic algorithm.

Key words: knee joint, biomechanical analysis.

Надійшла 11.01.2011 р.
Рецензент: проф. В.І.Лузін