

© Коллектив авторов, 2002

СТАБИЛОМЕТРИЯ КАК МЕТОД ОЦЕНКИ ПРОПРИОЦЕПЦИИ ПРИ ПОВРЕЖДЕНИЯХ КАПСУЛЬНО-СВЯЗОЧНОГО АППАРАТА КОЛЕННОГО СУСТАВА

В.С. Ветрилэ², И.С. Косов¹, А.К. Орлецкий¹

¹Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва

²Больница травматологии и ортопедии, Кишинев (Республика Молдова)

Предложен способ стабилметрического обследования, позволяющий объективизировать оценку степени утраты проприоцептивного контроля баланса тела у больных с повреждениями коленного сустава. С целью повышения информативности стабилметрического исследования в дополнение к стандартным тестам разработаны оригинальные функциональные тесты. Приведен пример их использования.

Method of stabilometric examination is suggested to evaluate the rate of proprioceptive control loss for body balance in patients with knee injury. For the improvement of stabilometric information additional functional tests were elaborated. The example of their application is given.

В настоящее время считается доказанной определяющая роль проприоцепторов капсульно-связочных структур коленного сустава в управлении стабилизирующей функцией околоуставных мышц. Наибольшее количество рецепторов обнаружено в крестообразной связке, капсуле сустава, менисках, связке надколенника. Отмечена прямая связь между их количеством на единицу площади и клиническим проявлением нестабильности в коленном суставе. Установлено, что после разрыва передней крестообразной связки значительно снижается уровень афферентной информации об угловом положении сустава, что приводит к рецидивирующему повреждению его стабилизаторов и прогрессированию нестабильности. При остром повреждении капсульно-связочного аппарата коленного сустава нарушается спектр афферентации от рецепторных структур, снижается проприоцептивная рецепция и увеличиваются ноцицептивные афферентные потоки, происходит защитное выключение нейрогенной стимуляции четырехглавой мышцы. В условиях выраженного искажения структуры афферентации пациент не способен «чувствовать» действие и результаты действия мышц [1, 10].

Применение артроскопической методики оперативного лечения острых повреждений капсульно-связочных структур с максимально возможным сохранением «группировок» проприоцепторов позволяет надеяться на снижение риска развития функциональных нарушений [2]. В то же время при повреждении крестообразных связок центральная нервная система способна к репрограммированию нервно-мышечной деятельности для защиты нестабильного сустава. Контроль движений тела зависит от информации с периферических рецепторов (биологическая обратная связь) и существования «обученного» характера поведения [6–8]. Эти данные подтверждаются исследованиями

Васмаджан [5], который показал, что пациенты могут быть натренированы таким образом, чтобы изменить порядок привлечения мышц к работе, используя биологическую обратную связь.

Перспективные разработки новых средств оперативного и консервативного лечения повреждений коленного сустава, вероятнее всего, будут базироваться на достижении максимальной сохранности и/или восстановлении проприоцептивной функции капсульно-связочного аппарата. Достаточно весомую роль в этом плане играют диагностические методики, позволяющие выявить патологические изменения в регуляции деятельности околоуставных мышц и связанные с ними функциональные нарушения в коленном суставе. Однако объективизация степени утраты проприоцепции до настоящего времени сопряжена со множеством технических и методических проблем.

В клинике обычно проводят исследования в условиях открытого и закрытого кинематического контура. В первом случае, как правило, регистрируют точность воспроизведения двигательного задания при выключении контроля со стороны зрения. Более информативной и значимой является многокомпонентная биомеханическая оценка ходьбы. Для объективной оценки проприоцептивной функции капсульно-связочных структур у больных с повреждениями коленного сустава в условиях закрытого кинематического контура мы предприняли попытку использовать стабилметрический метод.

На сегодняшний день стабилметрия является методом исследования функции поддержания равновесия в основной стойке. Сохранение равновесия — процесс динамический. Испытывая всевозможные влияния, дестабилизирующие баланс, нейромышечная система непрерывно корректирует двигательную стратегию обеспечения устойчивости тела. В качестве источников информации о положении тела выступают зрительный,

вестибулярный и соматосенсорный анализаторы. Обычно эти анализаторы в равной степени активны, но в некоторых обстоятельствах их значимость может избирательно снижаться или возрастать. Например, зрительный анализатор бесполезен в темноте, и в этом случае центральная нервная система в поддержании стабильности полагается на вестибулярные и соматосенсорные системы. При снижении роли соматосенсорного анализатора (в частности, при повреждении проприоцепторов капсульно-связочного аппарата коленного сустава) компенсация обеспечивается большей активностью двух других систем.

Подобно любому физическому объекту тело человека имеет свой центр тяжести — точку приложения результирующей сил тяжести всех частиц тела. Центр тяжести совпадает с центром масс (в медицинской литературе для обозначения центра масс в ряде случаев используется термин «общий центр масс») — геометрической точкой, для которой сумма произведений масс всех материальных точек, составляющих тело, на их радиусы-векторы, проведенные из этой точки, равна нулю. Механическое взаимодействие тела и земного шара характеризуется наличием силы тяжести — векторной величины, равной произведению массы тела на ускорение свободного падения в гравитационном поле Земли. Вектор этой силы направлен из центра масс вертикально вниз и проецируется в пределах основания (стопы и область между ними), причем при выходе вектора за эти пределы тело теряет устойчивость. Точка падения вектора силы тяжести на основание определяет локализацию центра давления. Регистрация его положения на плоскости основания во времени составляет аппаратно-программную суть стабилотрии с применением стабилотрических платформ.

Мы использовали компьютеризированную платформу фирмы МБН (Москва), состоящую из жесткого основания, на котором закреплены три датчика, чувствительных к вертикальной силе. Сверху на датчики установлена металлическая плита. Вычисление равнодействующей приложенной к платформе силы осуществляется программно с учетом значений каждого датчика. При спокойном стоянии обследуемого на платформе равнодействующая показывает проекцию его центра тяжести. Измерения проводятся с некоторой постоянной частотой (около 50 раз в секунду), в результате регистрируется траектория перемещения равнодействующей нагрузки, т.е. центра тяжести. Аппаратно-программный комплекс «МБН-Стабилотрия» позволяет регистрировать колебания центра масс в ряде стандартных тестов, в том числе стабилотрическом и тесте Ромберга [3]. При тестировании в течение 51 с проводится запись проекции центра масс обследуемого, стоящего на платформе в так называемой стандартной основной стойке: ноги и туловище выпрямлены, голова держится ровно, руки свободно свисают по сторонам.

В отчете приводятся положение центра давления, его девиация около среднего положения, средняя скорость движения, длина статокинезограммы (траектории движения центра давления в проекции на горизонтальную плоскость), средняя площадь статокинезограммы и показатели спектра частот, при выполнении теста Ромберга приводится коэффициент Ромберга (отношение площадей статокинезограмм, зарегистрированных при обследовании пациента с закрытыми и с открытыми глазами, умноженное на 100).

Поддержание равновесия обеспечивается напряжением мышц-стабилизаторов, причем результирующий вектор возникающих при этом сил имеет противоположную смещению центра масс направленность. Основными двигательными стратегиями сохранения баланса тела являются голеностопная (стабилизация центра масс в сагиттальной плоскости) и тазобедренная (стабилизация во фронтальной плоскости). Что касается участия околоуставных мышц коленного сустава в поддержании баланса тела в основной стойке, то здесь определяется их незначительная активность. Это обусловлено особенностями расположения вектора силы тяжести — впереди от коленного сустава, т.е. сустав замыкается пассивно, напряжения активных стабилизаторов и затрат энергии не требуется. Однако малейшие внешние дестабилизирующие воздействия приводят к активному включению мышц бедра, причем временные характеристики их напряжения имеют тесную связь с дестабилизирующим агентом [9].

С целью повышения информативности стабилотрического исследования проприоцептивной функции капсульно-связочных структур коленного сустава в дополнение к стандартным были разработаны оригинальные функциональные тесты.

Тест А. Учитывая расположение вектора силы тяжести в основной стойке (спереди от коленных суставов) и связанное с этим минимальное участие активных стабилизаторов коленного сустава в удержании равновесия, создавали условия смещения вектора кзади от сустава: испытуемому давали задание удерживать равновесие в положении полуприседа (сгибание в коленных суставах 20–30°) (рис. 1).

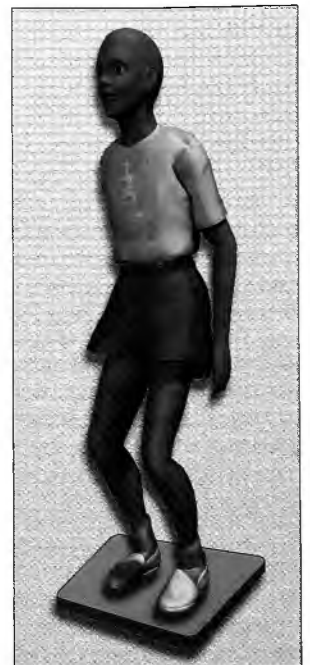


Рис. 1. Модифицированный стабилотрический тест А (сгибание в коленных суставах 20–30°).

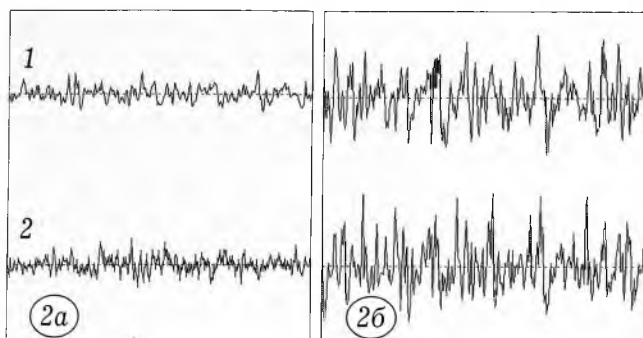


Рис. 2. Биоэлектрическая активность внутренней (1) и наружной (2) широких мышц бедра: а — в основной стойке, б — в условиях проведения модифицированного стабилометрического теста А.

При электромиографическом обследовании испытуемого в этом положении регистрируется высокая активность внутренней и наружной широких мышц бедра (рис. 2), что свидетельствует о более активном (по сравнению с основной стойкой) участии в удержании баланса околоуставных мышц коленного сустава.



Тест Б. Для выявления различий в двигательных стратегиях пораженной и здоровой конечностей предлагали испытуемому удерживать равновесие, стоя поочередно на выпрямленной здоровой и больной ноге (рис. 3).

При обследовании больных стандартные и предложенные оригинальные стабилометрические тесты применяли в комплексе с изокинетическими [4].

Рис. 3. Модифицированный стабилометрический тест Б (стоя на одной ноге).

Для демонстрации возможностей комплексного тестирования приводим клиническое наблюдение.

Больной Р., 34 лет. Поступил в отделение спортивной и балетной травмы ЦИТО с жалобами на боли, ограничение движений, припухлость обоих коленных суставов. Травму получил накануне, упав при спуске со склона на горных лыжах. Обратился в поликлинику ЦИТО, где произведена пункция обоих коленных суставов: получена геморрагическая жидкость. Наложена иммобилизационная шина и больной переведен для дальнейшего лечения в отделение. При осмотре левого коленного сустава: гематома по внутренней поверхности, болезненность при пальпации этой области; болезненность при пальпации наружной суставной щели; ограничение движений в суставе — сгибание 60°, дефицит разгибания 5°; баллотация надколенника. Тестирование связочного аппарата невозможно из-за блокады сустава и выраженного болевого синдрома. При обследовании правого коленного сустава:

ва: болезненность при пальпации внутренней суставной щели, баллотация надколенника; сгибание в суставе 80°, дефицит разгибания 5°; симптом переднего выдвигающего ящика (+), вальгус-тест (+), симптом Лахмана (+).

Через 6 дней, после соответствующей подготовки больному произведена артроскопия обоих коленных суставов.

При артроскопическом обследовании правого коленного сустава обнаружены отрыв передней крестообразной связки от бедренного места прикрепления, комбинированный горизонтально-поперечный разрыв наружного мениска. Произведены подшивание культи передней крестообразной связки к задней крестообразной связке из дополнительного постеромедиального доступа, частичная резекция наружного мениска. При артроскопическом обследовании левого коленного сустава выявлены отрыв передней крестообразной связки от бедренного места прикрепления с продольным разволокнением, паракапсулярный разрыв заднего рога внутреннего мениска, комбинированный разрыв тела и заднего рога наружного мениска, разрыв медиального поддерживающего аппарата надколенника, медиальной капсулы сустава. Произведены иссечение культи передней крестообразной связки, шов внутреннего мениска методом «снаружи—внутри», субтотальная наружная менискэктомия, подкожный шов медиального поддерживающего аппарата надколенника и медиальной капсулы сустава. На оба коленных сустава наложены иммобилизирующие шины сроком на 4 нед. После прекращения иммобилизации проведен курс восстановительного лечения.

При обследовании через 8 мес после операции пациент предъявляет жалобы на небольшие боли в левом коленном суставе при спуске и подъеме по лестнице. Определяется незначительная гипотрофия околоуставных мышц слева — длина окружности левого бедра на 1,5 см меньше, чем правого. Симптом переднего выдвигающего ящика слева (+), справа (-), симптом Лахмана слева (+), справа (-).

Протокол стандартного стабилометрического теста Ромберга приведен на рис. 4, а. Обращают на себя внимание отклонение центра масс вправо (5,42 мм), которое уменьшается при отключении зрительного контроля (2,74 мм), а также увеличение длины и площади статокинезограмм в отсутствие зрительного контроля (с открытыми глазами соответственно 574,53 мм и 292,55 мм², с закрытыми — 866,74 мм и 641,74 мм²). Коэффициент Ромберга равен 219. Результаты теста свидетельствуют о вероятной разгрузке левой ноги, а также о повышении роли зрения в контроле баланса.

Проведение функционального теста А (рис. 4, б) выявило аналогичные тенденции в положении центра масс: смещение вправо на 8,52 мм при открытых и на 5,20 мм при закрытых глазах (значительное отклонение по оси Y связано с условиями выполнения теста), но более выраженные изменения длины и площади статокинезограммы в отсутствие зрительного контроля (с открытыми глазами соответственно 788,59 мм и 383,09 мм², с закрытыми — 1436,25 мм и 1619,78 мм²). Коэффициент Ромберга составил 422. Изменение положения вектора силы тяжести привело к вовлечению околоуставных мышц бедра в процесс удержания равновесия, следовательно, выявленное повышение роли зрительного анализатора направлено на компенсацию проприоцепции капсульно-связочных структур коленных суставов.

Анализ показателей смещения центра масс в сагитальной плоскости свидетельствует о том, что при наличии зрительного контроля у пациента проявляется тенденция активно смещать вектор силы тяжести кпереди: разница положений центра масс по оси Y в стандартном тесте Ромберга составила 7,46 мм, в тесте А — 14,76 мм.

Проведение теста Б (рис. 4, в) выявило более выраженное смещение центра масс кпереди (на 14,55 мм) и латерально (на 4,43 мм) при стойке на левой ноге. На наш взгляд, это связано с функциональной недоста-

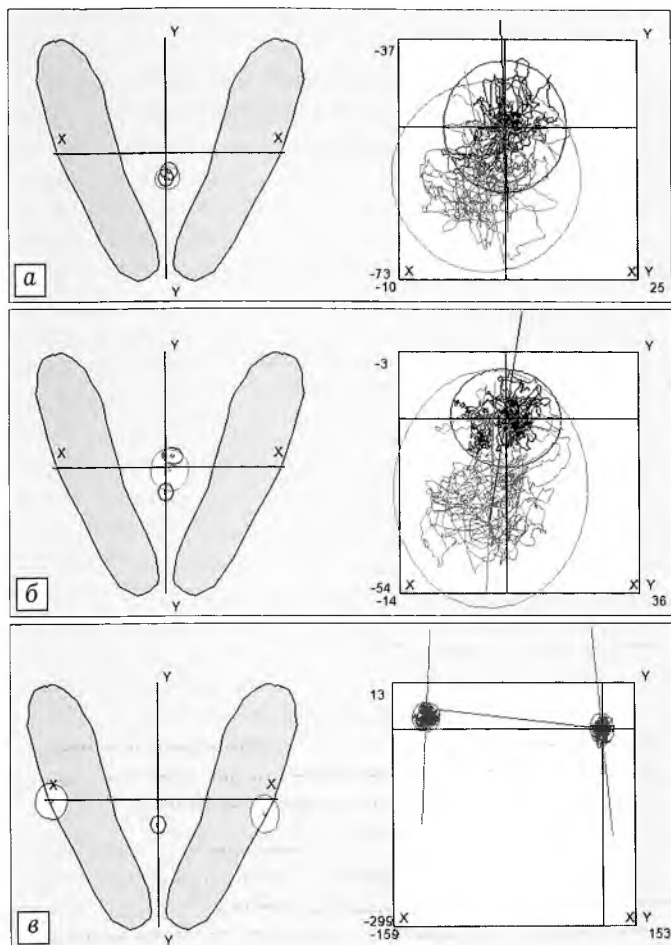


Рис. 4. Протоколы стабилометрических исследований.

а — тест Ромберга (серая линия — запись в отсутствие зрительного контроля); б — модифицированный тест А (серая линия — запись в отсутствие зрительного контроля); в — модифицированный тест В.

точностью внутренней широкой и прямой мышц бедра и, как следствие, стремлением пациента сместить вектор силы тяжести.

Изокинетическое исследование на аппарате «Biodex» показало уменьшение силы мышц левого бедра (рис. 5), а исследование изометрических параметров — снижение способности к силовой дифференцировке разгибателей голени слева (рис. 6).

Комплексная функциональная оценка определила более высокий уровень компенсации правого коленного сустава у обсуждаемого больного. Примечательно, что степень повреждения обоих суставов была у него практически одинаковой. Различие оперативной тактики заключалось в сохранении справа поврежденной передней крестообразной связки и подшивании ее культи к задней крестообразной связке.

Предложенные стабилометрические тесты были применены в комплексном исследовании компенсации функции коленного сустава после оперативного лечения травматических повреждений капсульно-связочного аппарата у 18 больных. Результаты тестирования позволили в определенной степени объективизировать процесс восстановления проприоцептивной функции. В настоящее время ведется работа по синхронизации записи статокимограммы с регистрацией биоэлектрической ак-

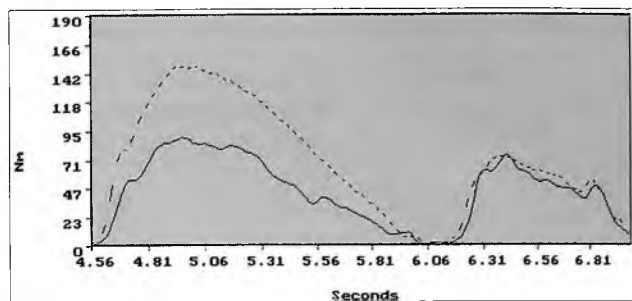


Рис. 5. Протокол изокинетического теста (показатели правой ноги — пунктирная линия).

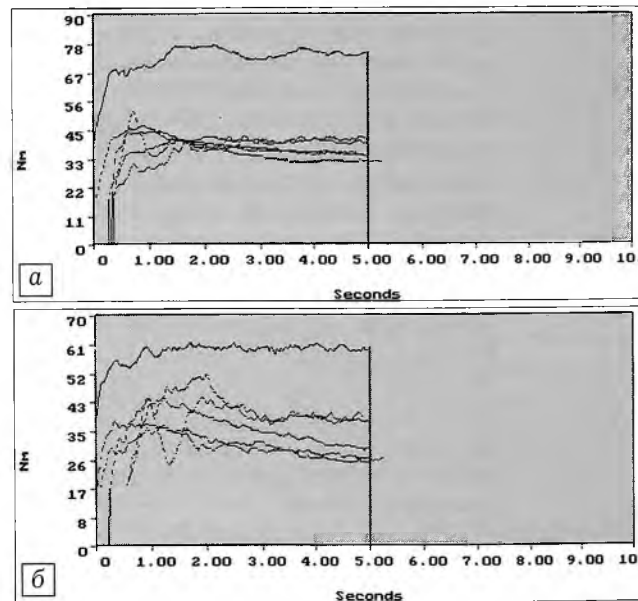


Рис. 6. Протокол изометрического теста: а — правая нога, б — левая.

тивности мышц, что даст возможность более подробно анализировать участие активных стабилизаторов в обеспечении равновесия тела.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Лисицын М.П., Андреева Т.М. // Вестн. травматол. ортопед. — 2001. — N 3. — С. 69–74.
2. Миронов С.П., Орлецкий А.К., Ветрилэ В.С. // Там же. — 2001. — N 3. — С. 26–28.
3. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. — М., 2000.
4. Цыкунов М.Б., Орлецкий А.К., Косов И.С. // Вестн. травматол. ортопед. — 1997. — N 1. — С. 27–33.
5. Basmajian J.V. // Arch. Phys. Med. Rehabil. — 1981. — Vol. 62, N 10. — P. 469–475.
6. Draper V., Ballard L. // Phys. Ther. — 1991. — Vol. 71. — P. 455–464.
7. Hald R.D., Bottjen E.J. // J. Sports Phys. Ther. — 1987. — N 9. — P. 89–93.
8. Levitt R., Deisinger J.A., Wall J. et al. // J. Orthop. Sports Med. Phys. Fitness. — 1995. — Vol. 35, N 3. — P. 218–223.
9. Rietdyk S., Patla A.E., Winter D.A. et al. // J. Biomech. — 1999. — Vol. 32, N 11. — P. 1149–1158.
10. Soderberg G.L., Minor S.D., Arnold K. // Phys. Ther. — 1987. — Vol. 67. — P. 1691–1696.