

КИНЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ КОЛЕННОГО СУСТАВА У ЖЕНЩИН ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА

Солодилов Р.О. ©

Младший научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории биомеханики и кинезиологии БУ ВО Ханты-Мансийского автономного округа – Югры «Сургутский государственный университет», г. Сургут

Аннотация

В настоящем исследовании представлены данные об особенностях кинематики коленных суставов у женщин пожилого возраста. В исследовании приняли участие 23 женщины в возрасте от 55 до 65 лет. При помощи безмаркерного метода захвата движений проведен биомеханический анализ кинематики коленных суставов в процессе вставания со стула. У пожилых женщин зафиксировано существенное отведение коленных суставов от их физиологической нормы. Зафиксированы существенные статистические различия между коленными суставами доминантной и недоминантной конечностями. Полученные данные свидетельствуют о том, что сила мышц нижних конечностей являются одним из определяющих факторов, влияющих на кинематику суставов.

Ключевые слова: биомеханика, кинематика, женщины, пожилой возраст, коленный сустав.

Keywords: biomechanics, kinematics, women, elder age, knee joint.

Введение. Функционально-дегенеративные нарушения опорно-двигательного аппарата (ОДА) являются одной из важнейших медико-биологических проблем и занимает одно из ведущих мест в структуре инвалидизации населения страны. Эпидемиологические исследования показывают, что одним из наиболее распространенных функциональных нарушений ОДА является гонартроз [2], и именно люди пожилого возраста наиболее подвержены риску развития дегенеративных нарушений в суставах нижних конечностей [1]. Из-за тенденции роста количества случаев развития функциональных нарушений в КС у лиц пожилого возраста требуется развитие новых методов диагностики опорно-двигательного аппарата. Биомеханический анализ обладает высокой степенью визуализации данных. Благодаря полученным данным специалист сможет опираться не только на знания анатомии и физиологии сустава, но и на данные кинематики коленного сустава и опорно-двигательного аппарата в целом. Своевременная диагностика функциональных изменений в КС у лиц пожилого возраста позволит более обоснованно подходить к разработке и реализации корректирующих физических упражнений.

Цель исследования: изучить особенности кинематики коленного сустава у здоровых пожилых женщин в возрасте от 55 до 65 лет.

Материалы и методы исследования. В исследовании приняли участие 26 пожилых здоровых женщин без симптоматических признаков нарушений КС в возрасте от 55 до 65 лет. Все участники дали письменное информированное согласие на участие в исследовании. В начале исследования выполнены следующие стандартные антропометрические измерения: длина тела, масса тела, высота коленного сустава. При помощи методов определения ведущей ноги выявлена доминантная нижняя конечность. Участникам предлагалось выполнить следующие тесты: закидывание ноги на ногу (сверху оказывается функционально преобладающая нога), шаг вперед и шаг назад (нога, выполняющая движение первой, считается ведущей), прыжок в длину (ведущая нога является толчковой). Доминантной считалась конечность, которая была ведущей при выполнении как минимум двух тестовых заданий из трех. Биомеханический анализ вставания был проведен при помощи трёх

безмаркерных сенсорных контроллеров, оснащенных системой захвата движения [3]. Весь цикл движения был разбит на три фазы, которые были описаны Schenkman и коллегами [6]: фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления. Фазы в свою очередь были разбиты на четыре события ($t_1 - t_4$): t_1 – старт (туловище отклоняется на 1° или более), t_2 – вставание (контактные выключатели на стуле выключаются), t_3 – максимальное сгибание голеностопного сустава доминантной конечности, t_4 – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется 0 град/с). Зависимые переменные включали в себя углы коленных суставов: максимальные и минимальные моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале выполнения подъема. Биомеханические переменные были оценены в трёх анатомических плоскостях движения (сагиттальной, фронтальной, поперечной).

Статистический анализ кинематики КС проводили при помощи пакета программ Statistica 10 (StatSoft, США) и IBM SPSS 22 (IBM, США). По критерию Шапиро-Уилка предварительно оценивали нормальность распределения. Описательная статистика включала в себя расчет среднего значения $\langle M \rangle$ и стандартного отклонения $\langle \sigma \rangle$: максимальные и минимальные угловые моменты, углы в начале и конце теста и углы в начале вставания.

Результаты исследования и их обсуждение. При биомеханическом анализе кинематики КС получены следующие результаты (таблица 1).

Таблица 1

Кинематика коленных суставов, град. ($M \pm \sigma$)

Событие	Плоскость	Угол коленного сустава (Д/НД)
Начало	Сагиттальная	$-85,7 \pm 3,7 / -85,5 \pm 2,9$
	Фронтальная	$3,7 \pm 2,2 / 8,2 \pm 2,8^*$
	Поперечная	$4,8 \pm 3,5 / 9,1 \pm 3,7^*$
Подъем	Сагиттальная	$-83,4 \pm 4,0 / -83,4 \pm 5,6$
	Фронтальная	$3,2 \pm 2,2^B / 8,0 \pm 4,2^*$
	Поперечная	$3,4 \pm 2,6 / 6,9 \pm 2,7^*$
Конец	Сагиттальная	$-10,4 \pm 3,2 / -11,1 \pm 2,7$
	Фронтальная	$2,3 \pm 1,8 / 3,2 \pm 2,3^*$
	Поперечная	$2,1 \pm 1,7 / 3,4 \pm 2,8^*$
Максимальное угловое положение сустава	Сагиттальная	$-10,3 \pm 3,4 / -11,3 \pm 2,3$
	Фронтальная	$5,3 \pm 2,2^B / 11,4 \pm 3,2^*$
	Поперечная	$7,3 \pm 2,3 / 11,2 \pm 2,6^*$
Минимальное угловое положение сустава	Сагиттальная	$-85,7 \pm 3,7 / -85,5 \pm 2,9$
	Фронтальная	$1,7 \pm 2,2 / 2,1 \pm 2,2$
	Поперечная	$2,3 \pm 2,4 / 2,9 \pm 3,6$

Примечание: Сагиттальная (разгибание), фронтальная (боковые движения) и поперечная (внутренняя/наружная ротация) плоскости. Д/НД – доминантная/недоминантная нижняя конечность; M – среднее значение; σ – стандартное отклонение; * – статистически значимое различие между доминантной и недоминантной конечностями, $p < 0,01$

Во фронтальной плоскости, отвечающую за регистрацию латерального смещения (боковые движения в суставе), между КС доминантной и недоминантной нижними конечностями зафиксированы достоверные статистические различия ($p < 0,01$). Установлено, что в начале теста, при подъеме и в положении с максимальным значением угла, КС в недоминантных конечностях находились в положении большего отведения, чем в доминантных конечностях (рис. 1А, 1Б, 1В). Существенное отведение КС от нормы, которое мы наблюдаем в недоминантной конечности, является фактором увеличивающий вальгусный вектор четырехглавой мышцы бедра (ЧМБ) и большеберцовой кости, что как правило является причиной изменения выравнивания структуры функционального

комплекса КС. Изменение ориентации ЧМБ ведет к росту сдавливающего воздействия на сегменты КС что является одним из важнейших факторов развития функционально-дегенеративных нарушений в суставе [4].

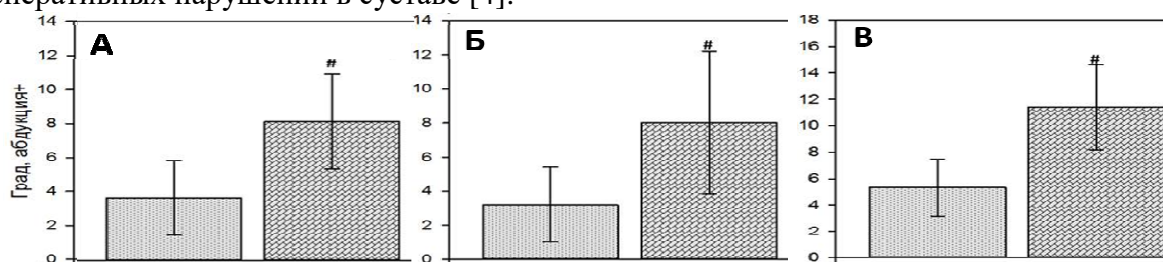


Рис. 1. Угловые позиции коленных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б) и при максимальном (В) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости. # - Достоверные различия между конечностями, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

В поперечной плоскости, отвечающую за движения внутренней и наружной ротации, между коленными суставами доминантной и недоминантной конечностями также зафиксированы достоверные статистические различия. Установлено, что в начале теста, при подъеме, в конце теста и в положении с максимальным значением угла коленные суставы в недоминантных конечностях имели моменты большей наружной ротации, чем коленные суставы в доминантных конечностях (рис. 2А, 2Б, 2В, 2Г), однако в конце выполнения тестового задания можно наблюдать выравнивание ангулярной асимметрии между коленными суставами (рис. 2Д).

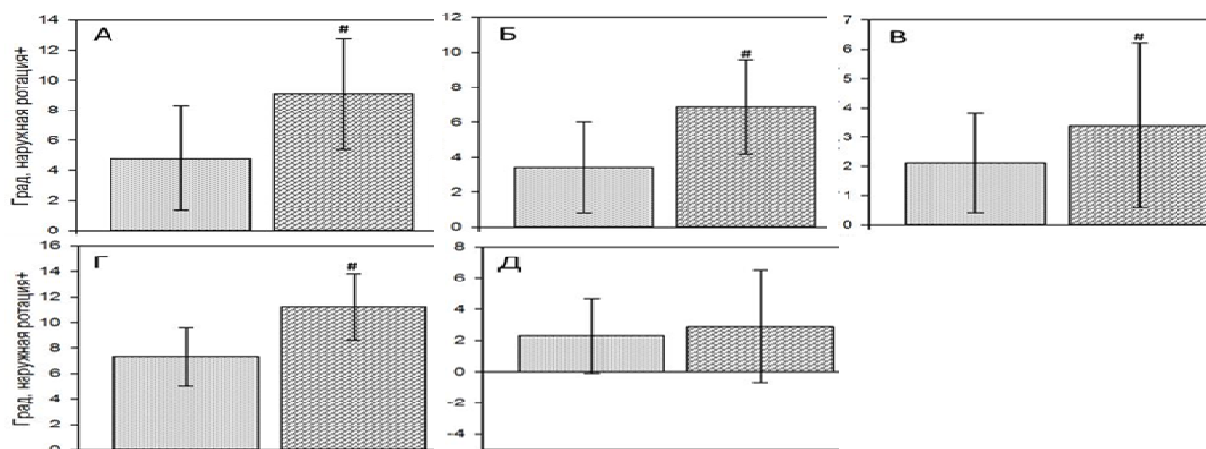


Рис. 2. Угловые позиции коленных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б), в конце теста (В), при максимальном (Г) и минимальном (Д) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания в поперечной плоскости. # - Достоверные различия между конечностями, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Столь существенную разницу в кинематике осевой ротации коленных суставов можно объяснить несколькими факторами. Во-первых, доминантная конечность в большинстве случаев определяется как конечность с наиболее развитым связочно-мышечный аппаратом, поддерживающим стабильность коленного сустава, что как следствие и влияет на уменьшение вариативности угловых параметров сустава. Во-вторых, разница в кинематике коленных суставов могла возникнуть в результате действия эффекта «автоматической осевой ротации» [5]. Действие эффекта неизбежно связано с движениями сгибания и разгибания в

коленном суставе и во многом зависит от первоначального положения конечности относительно опоры.

В сагиттальной плоскости достоверных статистических различий в кинематике КС зафиксировано не было. На протяжении всего цикла вставания можно наблюдать симметричное движение КС в доминантной и недоминантной конечностях

Заключение. Достоверные статистические различия, зафиксированные между КС доминантной и недоминантной конечностями, означают что сила мышц конечности является одним из ключевых факторов, влияющих на кинематику сустава. Чрезмерное отведение КС недоминантной конечности, зафиксированное во фронтальной плоскости движения свидетельствует об угрозе развития дегенеративных процессов суставе. Полученные данные могут быть использованы как в качестве описания компенсаторных физиологических реакции, так и в качестве оценки результатов корригирующих воздействий у женщин с функциональными нарушениями коленных суставов.

Литература

1. Вагапова В.Ш., Меньшиков З.Ф., Меньшиков А.М. // Морфология. – 2004. – № 4.1. – С. 26.
2. Заболеваемость населения России (в 2001–2016 годах): статистические материалы Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации [Электронный ресурс]. – URL: www.gks.ru (дата обращения: 20.05.2016).
3. Солодилов Р.О., Логинов С.И. Влияние остеоартроза коленного сустава на биомеханические показатели коленного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19. – №4. – С. 359-371
4. Arnold J.B., Wong D.X., Jones R.K., Hill C.L., Thewlis D. Lateral Wedge Insoles for Reducing Biomechanical Risk Factors for Medial Knee Osteoarthritis Progression: A Systematic Review and Meta-Analysis // Arthritis Care Res. (Hobo-ken). – 2016. – Vol. 68(7). – P. 936–951.
5. Fuss F.K. Principles and mechanisms of automatic rotation during terminal extension in the human knee joint // J. Anat. – 1992. – N. 2. – P. 297–304.
6. Schenkman M., Berger R.A., Riley P.O., Mann R.W., Hodge W.A. Whole-body movements during rising to standing from sitting // Phys. Ther. – 1990. – Vol. 70. – P. 638–651.