

УДК 616.728.3-018.3-002-06-008.1

DOI 10.20538/1682-0363-2016-3-70-78

Для цитирования: Логинов С.И., Солодилов Р.О. Влияние гонартроза на кинематику коленного сустава. *Бюллетень сиби́рской медицины*. 2016; 15(3): 70–78

Влияние гонартроза на кинематику коленного сустава

Логинов С.И., Солодилов Р.О.*Сургутский государственный университет, г. Сургут, ХМАО – Югра, Российская Федерация
628412, г. Сургут, пр. Ленина, 1*

РЕЗЮМЕ

Цель. Установить особенность влияния гонартроза на кинематические показатели коленного сустава у людей в возрасте 40–65 лет при помощи метода безмаркерного захвата движений.

Материал и методы. В исследовании приняли участие 81 человек. В группу контроля вошли 42 человека без симптоматических признаков гонартроза, в экспериментальную группу – 39 человек с диагнозом гонартроз первой и второй степени в возрасте 40–65 лет. При помощи метода безмаркерного захвата движений и программного обеспечения Brekel Pro Body сделан биомеханический анализ кинематики коленных суставов.

Результаты. Установлено, что люди в возрасте 40–65 лет, страдающие гонартрозом, имеют достоверно большие угловые моменты боковых движений и ротаций в коленных суставах.

Заключение. При анализе кинематики коленных суставов между контрольной и экспериментальной группами были зафиксированы существенные различия (t -test, $p < 0,01$). Кроме этого зафиксированы различия между доминантной и недоминантной конечностями, которые означают, что сила мышц нижних конечностей также может являться модифицирующим фактором, влияющим на напряжение в суставах, что потенциально может привести к развитию и (или) прогрессированию дегенеративных повреждений в коленном суставе.

Ключевые слова: гонартроз, кинематика, коленный сустав, безмаркерный захват движения.

Введение

На сегодняшний день заболевания опорно-двигательного аппарата остаются одной из важнейших проблем здравоохранения и занимают одно из ведущих мест в структуре инвалидизации населения страны. Эпидемиологические исследования показывают, что распространенность заболеваемости остеоартрозом (ОА) среди населения России за 14 лет в период 2001–2014 гг. увеличился с 1574,4 до 2720 человек на 100 тыс. населения. Количество зарегистрированных в стране людей с ОА превышает 3,1 млн человек и ежегодно возрастает более, чем на 600 тыс. новых случаев заболевания [1]. Важной отличительной чертой является то, что в рамках демографического потенциала страны именно у людей трудоспособного возраста данное заболевание занимает одно из первых мест [2]. Кроме того,

гонартроз сопровождается существенным снижением уровня физической активности, что приводит к появлению избыточной массы тела и риску возникновения заболеваний сердца [3].

Чаще всего под пагубное воздействие остеоартроза попадает именно коленный сустав. Он состоит из трех частей: большеберцово-бедренный (тибиофemorальный) отдел, который имеет медиальную и латеральную стороны, и надколенно-бедренный (пателлофemorальный) отдел. Наиболее подверженной воздействию остеоартроза является медиальная сторона тибιοфemorального отдела, которая поражается в 75% случаев. Пателлофemorальный отдел поражается в 48% случаев, а латеральная сторона тибιοфemorального отдела – в 26% случаев [4, 5]. В то же время именно при поражении пателлофemorального отдела риск получения инвалидности в несколько раз выше, чем при поражении тибιοфemorальных отделов [6]. Остеоартроз пателлофemorально-

✉ Логинов Сергей Иванович, e-mail: logsi@list.ru

го отдела более широко распространен у людей старше 55 лет. У 24% женщин и 15,4% мужчин данного возраста диагностируется остеоартроз пателлофemorального отдела коленного сустава [7]. Этиология остеоартроза зависит от физиологических, биохимических и механических факторов, каждый из которых является весьма значительным [8, 9]. Из-за тенденции роста количества случаев остеоартроза среди взрослого населения требуется развитие новых методов диагностики заболеваний опорно-двигательного аппарата, в частности таких, как метод безмаркерного захвата движений. Благодаря высокой визуализации его можно использовать для оценки и диагностики поражений в суставах у людей, страдающих остеоартрозом коленного сустава [10, 11]. Тогда при проведении физической реабилитации остеоартроза врач будет опираться не только на знания анатомии и физиологии сустава, но и на данные кинематики коленного сустава и опорно-двигательного аппарата в целом. Без визуализации трудно оценить возможные негативные последствия, особенно если

консервативное лечение рассматривается как метод выбора.

Целью исследования является установление особенностей влияния гонартроза на кинематические показатели коленного сустава у людей в возрасте 40–65 лет при помощи метода безмаркерного захвата движений.

Материал и методы

Контингент. В исследовании приняли участие 42 здоровых человека без видимых симптоматических признаков остеоартроза коленного сустава (контрольная группа) и 39 человек с билатеральным остеоартрозом коленного сустава пателлофemorального отдела (экспериментальная группа) в возрасте 40–65 лет (табл. 1). У испытуемых экспериментальной группы были первая и вторая степени остеоартроза. Все испытуемые дали письменное информированное согласие на участие в исследовании. После учета критериев включения в исследование и исключения из исследования (табл. 2) в контрольной группе осталось 30 человек, в экспериментальной группе – 33 (табл. 3).

Таблица 1

Демографические данные участников исследования, $M \pm \sigma$			
Показатель	Общее количество	Экспериментальная группа	Контрольная группа
Количество	81	39	42
Возраст, лет	40–65	40–65	40–65
Средний возраст, лет	$53,6 \pm 7,0$	$54,7 \pm 6,5$	$52,8 \pm 7,2$
Количество мужчин	25	10	15
Количество женщин	56	29	27
Длина тела, м	$166,8 \pm 6,3$	$166,4 \pm 6,0$	$167,0 \pm 7,0$
Масса тела, кг	$67,5 \pm 9,7$	$70,2 \pm 7,6$	$66,4 \pm 11,1$

Таблица 2

Критерии включения и исключения в исследование пациентов		
Характеристика	Экспериментальная группа	Контрольная группа
Критерии включения		
Возраст 40–65 лет	+	+
Диапазон сгибания колена 120°.	+	+
Способность самостоятельно передвигаться на расстояние >15 м без вспомогательных устройств	+	+
Способность самостоятельно вставать со стандартного стула не менее 5 раз без использования рук*	+	+
Наличие болевых ощущений в коленях более одного года	+	–
Билатеральная боль в коленях	+	–
Критерии исключения		
Неврологические заболевания или заболевания опорно-двигательного аппарата, которые могут повлиять на результаты теста	+	+
Заболевания разгибательного механизма колена	+	+
Беременность	+	+
Кортикостероидные инъекции колена за последние 3 мес	+	+

* – высота стандартного стула 44 см.

Т а б л и ц а 3

Сравнительные данные участников, включенных в исследование и исключенных из исследования, $M \pm \sigma$				
Показатель	Экспериментальная группа, включение	Экспериментальная группа, исключение	Контрольная группа, включение	Контрольная группа, исключение
Количество	33	6	30	12
Возраст, лет	40–65	42–64	40–65	40–61
Средний возраст, лет	$54,7 \pm 6,5$	$54,3 \pm 8,3$	$53,7 \pm 7,3$	$50,3 \pm 6,4$
Мужчины	9	1	11	4
Женщины	24	5	19	8
Длина тела, м	$167,0 \pm 5,5$	$164,5 \pm 4,6$	$167,0 \pm 6,5$	$166,9 \pm 8,3$
Масса тела, кг	$70,0 \pm 7,2$	$64,1 \pm 6,6$	$66,1 \pm 11,6$	$67,1 \pm 10,3$

Между участниками, исключенными из протокола исследования, и теми, кто остался и принял участие в работе, другие отличия отсутствовали. В начале эксперимента с помощью общепринятых методик были выполнены следующие стандартные антропометрические измерения: длина тела, масса тела, высота коленного сустава. Доминантность нижней конечности была установлена при помощи трех методов определения ведущей ноги. Испытуемым 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, а лучше всех трех тестовых заданий.

Биомеханический анализ вставания был проведен с использованием трех безмаркерных сенсорных контроллеров Microsoft Kinect v.2, оснащенных системой захвата движения и программного обеспечения Brekel Pro Body. Данный безмаркерный сенсорный контроллер зарекомендовал себя как надежное средство получения достоверных показателей [12, 13]. Сенсоры располагались на триподах, высота которых была отрегулирована на 80 см, расстояние от сенсоров до стула составляло 210 см. Безмаркерные сенсорные контроллеры были установлены во фронтальной и сагиттальной плоскостях по отношению к испытуемому. Участники исследования вставали с табурета, высота которого была отрегулирована на уровне 110% от высоты коленей, руки – в скрещенном положении на уровне груди. Колени испытуемых были поставлены под 90°, положение ступней было естественным. Тест выполнялся без обуви. Для более точной фиксации времени подъема к сиденью стула был прикреплен контактный выключатель. Скорость выполнения теста выбиралась испытуемыми произвольно. Участники исследования выполняли тест в три подхода. Весь цикл движения был разбит на три фазы, которые

были описаны Schenkman и соавт. [14]: фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления. Фазы в свою очередь были разбиты на четыре события ($t1 - t4$): $t1$ – старт (туловище отклоняется на 1° или более), $t2$ – вставание (контактные выключатели на стуле выключаются), $t3$ – максимальное сгибание голеностопного сустава доминантной конечности, $t4$ – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется 0°/с) (рис. 1). Начало движения было определено как момент, когда торс в сагиттальной плоскости отклонялся на 1° или более. Подъем определялся как момент, когда контактные выключатели отключались, обозначая тем самым, что контакт между *musculus gluteus* испытуемого и поверхностью табурета отсутствует. Конец движения определяли как момент, когда угловая скорость разгибания бедра равнялась 0°/с. Цикл движения был нормализован: 0% – начало теста, 100% – конец теста (см. рис. 1).



Рис. 1. Фазы вставания

Углы коленных суставов были подсчитаны при помощи программного обеспечения Brekel Pro Body. Для определения кинематических показателей данное программное обеспечение использует уравнения решения обратной задачи динамики сферического движения. Захват движения происходит в трех ортогональных плоскостях (сагиттальной, фронтальной и поперечной). Данные о каждом суставе сохраняются в формате Comma-Separated Values (CSV) для каждой из трех степеней свободы XYZ. Зависимые переменные включали в себя углы тазобедренных суставов: максимальные и минимальные моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале выполнения подъема. Биомеханические переменные были

оценены в трех анатомических плоскостях движения. Статистический анализ также был проведен между доминантной и недоминантной нижними конечностями.

Статистический анализ кинематики 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 M и стандартного отклонения σ для коленного сустава: максимальные и минимальные угловые моменты, углы в начале и конце теста и углы в начале вставания. Данные анализировали при помощи критерия Левена. Значения контрольной и экспериментальной групп усредняли и стандартизировали. Ввиду большого количества сравнений уровень статистической значимости различий был установлен при $p < 0,01$.

Результаты

При анализе кинематики коленных суставов между контрольной и экспериментальной группами были зафиксированы существенные различия (t -test, $p < 0,01$) (табл. 4). Во фронтальной плоскости коленного сустава достоверные различия между контрольной и экспериментальной группами были установлены в конце теста и в положении с минимальным значением угла, которое было зафиксировано при выполнении тестового задания (рис. 2). Было установлено, что коленные

суставы участников экспериментальной группы находились в положении большего отведения, чем коленные суставы участников контрольной группы. Также во фронтальной плоскости коленного сустава в экспериментальной группе к концу выполнения теста был зафиксирован эффект компенсации недоминантной конечности (см. рис. 2А). В экспериментальной группе было зафиксировано более выраженное отведение коленного сустава в доминантных конечностях, в то время как в контрольной группе данные различия были зафиксированы в недоминантных конечностях.

Достоверные различия во фронтальной плоскости коленного сустава также были зафиксированы между доминантными конечностями контрольной и экспериментальной групп. Было установлено, что в начале теста, при подъеме и в положении с максимальным значением угла доминантные конечности экспериментальной группы находились в положении большего отведения, чем коленные суставы в доминантных конечностях контрольной группы (рис. 3). Помимо различий в кинематике во фронтальной плоскости коленного сустава между группами, существенные различия были зафиксированы внутри контрольной и экспериментальной групп. В контрольной группе в начале теста, при подъеме и в положении с максимальным значением угла коленные суставы в недоминантных конечностях находились в положении большего отведения, чем в доминантных конечностях.

Т а б л и ц а 4

Кинематические данные углов коленных суставов, град. ($M \pm \sigma$)			
Событие	Плоскость	Контрольная группа (Д/НД)	Экспериментальная группа (Д/НД)
Начало	Сагиттальная	$-85,7 \pm 3,7 / -85,5 \pm 2,9$	$-84,4 \pm 4,3 / -84,4 \pm 3,7$
	Фронтальная	$3,7 \pm 2,2^a / 8,2 \pm 2,8^b$	$7,2 \pm 2,4^a / 9,2 \pm 2,9^b$
	Поперечная	$4,8 \pm 3,5 / 9,1 \pm 3,7^{a, b}$	$4,8 \pm 2,7 / 6,3 \pm 3,0^{a, b}$
Подъем	Сагиттальная	$-83,4 \pm 4,0 / -83,4 \pm 5,6$	$-79,7 \pm 5,5 / -79,5 \pm 6,3$
	Фронтальная	$3,2 \pm 2,2^a / 8,0 \pm 4,2^b$	$7,6 \pm 2,3^a / 9,0 \pm 3,4^b$
	Поперечная	$3,4 \pm 2,6 / 6,9 \pm 2,7^{a, b}$	$4,4 \pm 2,8 / 4,9 \pm 2,9^a$
Конец	Сагиттальная	$-10,4 \pm 3,2 / -11,1 \pm 2,7$	$-9,7 \pm 3,1 / -9,5 \pm 2,8$
	Фронтальная	$2,3 \pm 1,8 / 3,2 \pm 2,3^a$	$6,9 \pm 2,4 / 4,2 \pm 2,7^{a, b}$
	Поперечная	$2,1 \pm 1,7 / 3,4 \pm 2,8^{a, b}$	$2,6 \pm 2,2 / 0,6 \pm 3,4^{a, b}$
Максимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	$-10,3 \pm 3,4 / -11,3 \pm 2,3$	$-9,7 \pm 3,7 / -9,5 \pm 3,1$
	Фронтальная	$5,3 \pm 2,2^a / 11,4 \pm 3,2^b$	$10,4 \pm 3,7^a / 11,6 \pm 4,4$
	Поперечная	$7,3 \pm 2,3 / 11,2 \pm 2,6^{a, b}$	$7,8 \pm 2,5 / 7,5 \pm 2,7^a$
Минимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	$-85,7 \pm 3,7 / -85,5 \pm 2,9$	$-84,4 \pm 4,3 / -84,4 \pm 3,7$
	Фронтальная	$1,7 \pm 2,2 / 2,1 \pm 2,2^a$	$3,7 \pm 2,4 / 4,2 \pm 2,5^a$
	Поперечная	$2,3 \pm 2,4 / 2,9 \pm 3,6^a$	$1,3 \pm 3,0 / -0,8 \pm 2,9^a$

Примечание. Сагиттальная – разгибание, фронтальная – боковые движения и поперечная – внутренняя / наружная ротация плоскости; Д/НД – доминантная / недоминантная нижняя конечность; M – среднее значение; σ – стандартное отклонение; а – статистически значимое различие между группами $p < 0,01$; б – статистически значимое различие между доминантной и недоминантной конечностями внутри группы $p < 0,01$; в – статистически значимое различие между доминантной или недоминантной конечностями между контрольной и экспериментальной группами $p < 0,01$.

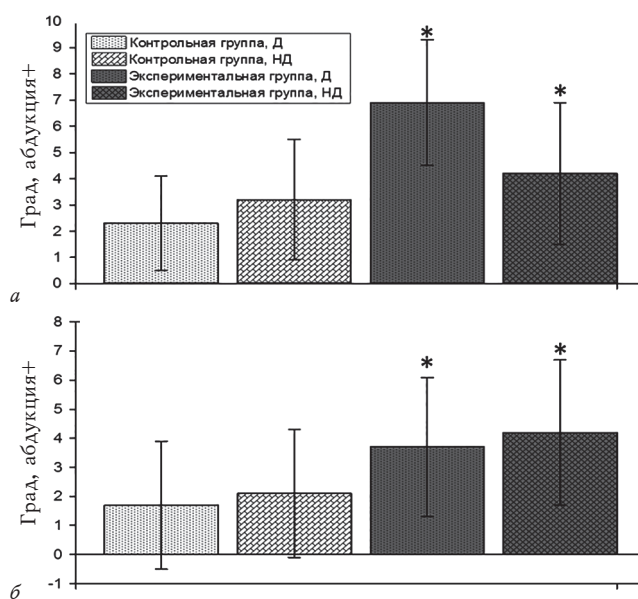


Рис. 2. Угловые позиции коленных суставов: а – в конце теста; б – при максимальном угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости. * – достоверные различия между группами, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

В экспериментальной группе в начале теста и при подъеме коленные суставы в недоминантных конечностях также находились в положении большего отведения, чем коленные суставы в доминантных конечностях (рис. 3, а, б).

В поперечной плоскости коленного сустава существенные различия между группами были зафиксированы в минимальной угловой позиции сустава. Установлено, что у участников экспериментальной группы в доминантных конечностях коленные суставы находились в положении наружной ротации, в то время как коленные суставы в недоминантных конечностях имели моменты внутренней ротации. У испытуемых контрольной группы в доминантных и недоминантных конечностях коленные суставы находились в положении наружной ротации (рис. 4, д). Существенные различия между группами также были зафиксированы в недоминантных конечностях. Отмечено, что на протяжении всех пяти измеряемых событий (начало, подъем, конец, максимальное и минимальное значение угла) коленные суставы в недоминантных конечностях у участников экспериментальной группы находились в положении меньшей наружной ротации, чем коленные суставы недоминантных конечностей у участников контрольной группы (рис. 4).

В контрольной группе существенные различия были зафиксированы в начале теста, при подъеме, в конце теста и в положении с мак-

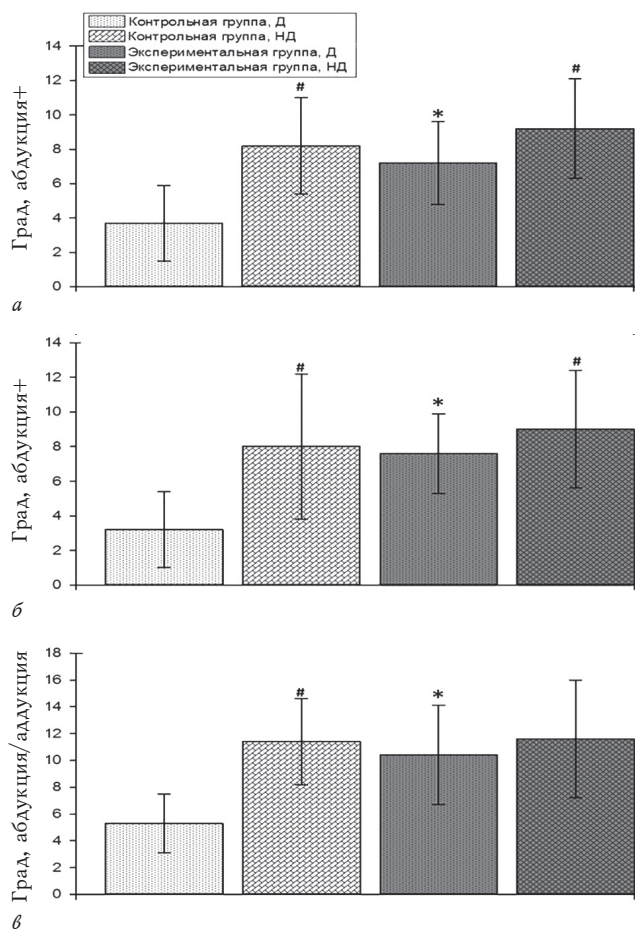


Рис. 3. Угловые позиции коленных суставов, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости: а – в начале теста; б – при подъеме; в – при максимальном угловом положении. * – достоверные различия между доминантными конечностями контрольной и экспериментальной групп, # – достоверные различия между конечностями внутри групп, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

симальным значением угла. Выявлено, что коленные суставы в недоминантных конечностях имели моменты большей наружной ротации, чем коленные суставы в доминантных конечностях (рис. 4 а, б, в, г). В экспериментальной группе в начале тестового задания и при подъеме коленные суставы в недоминантных конечностях имели большие моменты наружной ротации, чем доминантные конечности (рис. 4, а). В конце тестового задания ситуация кардинально изменилась и уже коленные суставы в доминантных конечностях имели существенно большие моменты наружной ротации, чем в недоминантных конечностях (рис. 4, в).

В сагитальной плоскости коленного сустава на протяжении всех пяти измеряемых событий существенных различий как между группами, так и внутри групп зафиксировано не было.

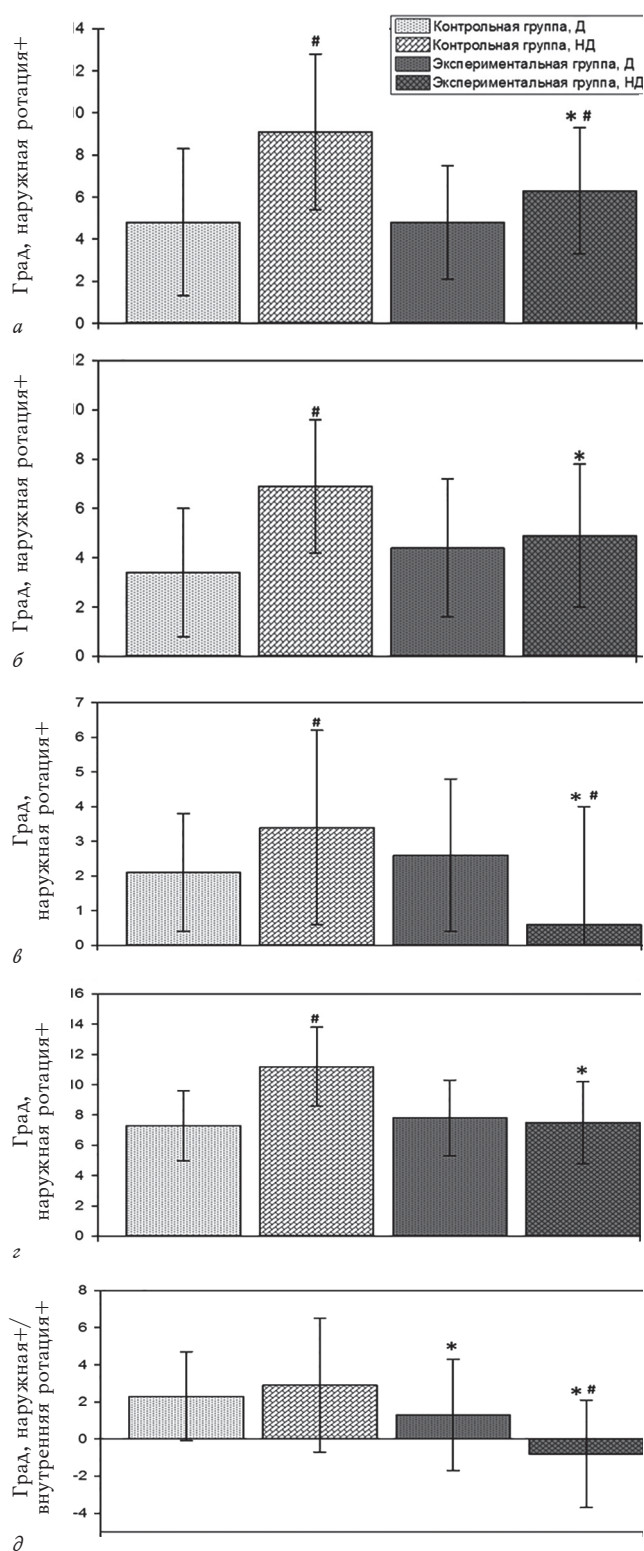


Рис. 4. Угловые позиции коленных суставов, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания в поперечной плоскости: а – в начале теста, б – при подъеме, в – в конце теста, г – при максимальном и д – минимальном угловом положении. * – достоверные различия между группами, # – достоверные различия внутри групп, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Обсуждение

При статистическом анализе кинематики коленных суставов в сагиттальной плоскости существенных различий зафиксировано не было. Полученные данные отличаются от результатов исследования Pai et al. [15], в котором были отмечены значительно меньшие углы сгибания у испытуемых экспериментальной группы в начале теста. Различия в результатах исследований могли возникнуть ввиду произвольной постановки ног испытуемых и использования табурета фиксированной высоты (45 см) у Pai et al. [15], тогда как в нашем исследовании высота табурета варьировала и составляла 110% от высоты колена испытуемого.

Существенные различия в угловых положениях коленных суставов между группами были установлены во фронтальной плоскости, которая отвечает за боковые движения в суставе. Отмечено, что участники экспериментальной группы имеют более выраженное отведение колена в сторону в конце теста, а также при его минимальном угловом положении, которое было зафиксировано при выполнении тестового задания. Сохранение большого угла отведения коленного сустава в сторону к моменту окончания выполнения теста свидетельствует о наличии патологии в связках коленного сустава. Большое отклонение коленного сустава от нормы, которое мы наблюдали во фронтальной плоскости у испытуемых экспериментальной группы, может потенциально увеличить вектор вальгуса большеберцовой кости и четырехглавой мышцы бедра, что в большинстве случаев может быть причиной нарушения физиологически правильного выравнивания структур коленного сустава. Согласно принципу механического выравнивания, анатомически правильное строение комплекса «четырёхглавая мышца – коленная чашечка» по отношению к нормальному строению большеберцовой и бедренной костей поддерживает пателлярную стабильность.

При сокращении четырехглавой мышцы она стремится сформировать прямую линию с коленной чашечкой, и если продольная ось четырехглавой мышцы не соответствует бедренному желобу и есть нарушения в силах мышц, прикладываемых к коленной чашечке, данное несоответствие вызывает смещение коленной чашечки [16]. Другими словами, изменение ориентации четырехглавой мышцы бедра во фронтальной плоскости способствует увеличению нагрузки на латеральный сегмент пателлофemorального отдела коленного сустава. Чрезмерная нагрузка на сустав у многих

авторов рассматривается как один из важнейших факторов развития остеоартроза [17, 18].

Полученные результаты во многом согласуются с результатами исследования Cahue et al. [18], в которых было установлено, что увеличенный вальгусный угол коленных суставов может говорить о наличии у человека патологии в коленном суставе, а также о том, что он напрямую связан с развитием или прогрессированием остеоартроза в пателлофemorальном отделе коленного сустава. Установленная компенсация недоминантной конечности во фронтальной плоскости коленного сустава в конце выполнения тестового задания может означать, что относительная величина отведения коленного сустава динамична по своей природе, и у испытуемых экспериментальной группы на протяжении всего цикла вставания можно видеть флуктуацию между доминантной и недоминантной конечностями.

Достоверные различия в кинематике коленных суставов в поперечной плоскости между доминантной и недоминантной конечностями были зафиксированы у испытуемых контрольной группы. Отмечено, что коленные суставы в недоминантных конечностях имели моменты большей наружной ротации, чем коленные суставы в доминантных конечностях. Так как доминантная конечность в большинстве случаев определяется как конечность с наиболее развитой мускулатурой, установленная разница между конечностями могла быть вызвана большей силой доминантной конечности. Это, по-видимому, наиболее правдоподобное объяснение, почему в доминантных конечностях были зафиксированы меньшие моменты наружной ротации.

Установленные существенные различия в кинематике коленных и тазобедренных суставов как между контрольной и экспериментальной группами, так и внутри групп позволяют взглянуть на то, каким образом происходит смещение нагрузки на суставы у людей с остеоартрозом коленного сустава. Наше исследование, по-видимому, стало одним из первых исследований, в котором движения тазобедренного и коленного суставов рассматриваются во фронтальной и поперечной плоскостях.

Заключение

При статистической обработке и анализе биомеханических показателей контрольной и экспериментальной групп были выявлены достоверные различия в кинематике коленных суставов. Установлено, что люди в возрасте 40–65 лет, страдающие остеоартрозом коленного сустава, имеют

большие моменты боковых движений и ротаций в коленных суставах. Помимо достоверных различий между группами испытуемых, существенные различия были установлены непосредственно внутри контрольной и экспериментальной групп. Различия, зафиксированные между доминантной и недоминантной конечностями, могут означать, что сила мышц нижних конечностей может также являться модифицирующим фактором, влияющим на напряжение в суставах, что потенциально может привести к развитию и (или) прогрессированию дегенеративных повреждений в коленном суставе.

Конфликт интересов

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Литература

1. *Заболееваемость населения России (в 2001–2014 годах): статистические материалы Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации* [Электронный ресурс]. URL: www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat_main/rosstat/ru/statistics/population/ (дата обращения: 20.05.2015).
2. Вагапова В.Ш., Меньшиков З.Ф., Меньшиков А.М. *Функциональная анатомия внутренних оболочек суставов // Морфология*. 2004. № 4.1. С. 26.
3. Коссинская Н.С., Задворнова Ю.Н. *Состояние костно-суставного аппарата в пожилом и престарелом возрасте // Старость и ее закономерности*. 1963. С. 283–320.
4. Anderson J.J., Felson D.T. Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national Health and Nutrition Examination Survey (HANES I). Evidence for an association with overweight, race, and physical demands of work // *Am. J. Epidemiology*. 1988. V. 128. P. 179–189.
5. Brandt K.D., Guermazi A., Roemer F.W., Felson D.T. Motion for debate: osteoarthritis clinical trials have not identified efficacious therapies because traditional imaging outcome measures are inadequate // *Arthritis Rheum*. 2013. V. 65, № 11. P. 2748–2758.
6. McAlindon T.E., Snow S., Cooper C., Dieppe P.A. Radiographic patterns of osteoarthritis of the knee joint in the community: the importance of the patellofemoral joint // *Ann. Rheum. Dis*. 1992. V. 51. P. 844–849.
7. Engebretsen L., Britt E., Holm I. The prevalence of patellofemoral osteoarthritis 12 years after anterior cruciate ligament reconstruction // *Knee Surg. Sports Traumatology Arthroscopy*. 2013. V. 21. P. 942–949.
8. Elahi S., Cahue S., Felson D.T., Engelman L., Sharma L. The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum*. 2000. V. 43, № 8. P. 1874–1880.
9. Shao Y., Zhang C. The fate of the remaining knee(s) or hip(s) in osteoarthritic patients undergoing a primary TKA or THA // *J. Arthroplasty*. 2013. V. 28, № 10. P. 1842–1845.

10. Солодилов Р.О., Логинов С.И. Влияние остеоартроза коленного сустава на биомеханические показатели таза и бедра // *Российский журнал биомеханики*. 2015. Т. 19, № 4. С. 359–371.
11. Солодилов Р.О., Логинов С.И. Трехосевая биомеханическая модель движения коленного сустава в процессе вставания // *Теория и практика физической культуры*. 2015. № 5. С. 83–87.
12. Fernández-Baena A., Susnn A., Lligadas X. Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of Kinect motion capture data for rehabilitation treatments // *Proceedings of the 2012 4th International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems, 19–21 September 2012. Bucharest, 2012*. P. 656–661.
13. Martin C.C., Burkert D.C., Choi K.R., Wiczorek N.B., McGregor P.M., Herrmann R.A., Beling P.A. A real-time ergonomic monitoring system using the Microsoft Kinect // *Proceedings of the 2012 IEEE Systems and Information Engineering Design Symposium, 27 April 2012. Charlottesville, 2012*. P. 50–55.
14. 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. V. 70. P. 638–651.
15. Pai Y-C., Chang H. J., Chang R. W., Sinacore J. M., Lewis J.L. Alteration in multijoint dynamics in patients with bilateral knee osteoarthritis. // *Arthritis Rheum.* 1994. V. 37. P. 1297–1304.
16. Huberti H.H., Hayes W.C. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact // *J. Bone Joint Surg.* 1984. V. 66. P. 715–724.
17. Sharma L., Song J., Felson D.T., Cahue S, Shamiyeh E., Dunlop D.D. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis // *JAMA.* 2001. V. 286. P. 188–195.
18. Cahue S., Dunlop D., Hayes K., Song J., Torres L., Sharma L. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum.* 2004. V. 50. P. 2184–2190.

Поступила в редакцию 14.03.2016 г.

Утверждена к печати 15.05.2016 г.

Логинов Сергей Иванович (✉) – д-р биол. наук, главный научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории биомеханики и кинезиологии Сургутского государственного университета (г. Сургут).

Солодилов Роман Олегович – аспирант кафедры биофизики и нейрокибернетики, мл. научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории биомеханики и кинезиологии Сургутского государственного университета (г. Сургут).

✉ **Логинов Сергей Иванович**, e-mail: logsi@list.ru

УДК 616.728.3-018.3-002-06-008.1

DOI 10.20538/1682-0363-2016-3-70-78

For citation: Loginov S.I., Solodilov R.O. Influence of gonarthrosis on kinematics indicators of the knee joint. *Bulletin of Siberian Medicine*. 2016; 15(3): 70–78

Influence of gonarthrosis on kinematics indicators of the knee joint

Loginov S.I., Solodilov R.O.

¹ *Surgut State University, Surgut, HMAO – Ugra, Russian Federation
1 Lenina Av., Surgut, 628412, HMAO – Ugra*

ABSTRACT

Aim. To establish peculiarity of the influence of gonarthrosis on kinematics indices of the knee joint at people at the age of 45–60 with the help of markless motion method.

Materials and methods. In the research 81 people took part. In the group of the control entered 42 people without symptomatic evidences of gonarthrosis, in the experimental group – 39 people with gonarthrosis of the 1 and 2 degrees at the age of 40 to 65. With the help of the markless motion method and software Brekel Pro Body» was made biomechanical analysis of the kinematics of knee joints.

Results. It is established that people at the age of 40 to 65, suffering with gonarthrosis have authentically more angular moments of lateral mode of motions and rotations in knee joints.

Conclusion. Under analysis of the kinematics of knee joints, between the control and the experimental groups were fixed significant differences (t-test, $p < 0,01$). Besides there were fixed differences between dominant

and non-dominant limbs, which mean that the force of muscles of lower limbs can also be a modificative factor, which influences on the strain in joints that potentially can lead to the development and/or advance of degenerative damage in the knee joint.

Key words: gonarthrosis, kinematics, knee joint, markless motion capture.

References

1. *Incidence of the population of Russia (in 2001-2014 years): statistical data of the Ministry of Health and Social Development of the Russian Federation* [Electronic resource] URL: www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat_main/rosstat/ru/statistics/population/ (date of the application 20.05.2015) (in Russian).
2. Vagapova B.SH., Men'shikov Z.F., Men'shikov A.M. Funktsional'naya anatomiya vnutrennikh obolochek sustavov [Functional anatomy of the inner shells of the joints]. *Morfologiya*, 2004, no. 4.1, pp. 26 (in Russian).
3. Kossinskaya N.S., Zadvornova YU.N. *Sostoyaniye kostnosustavnogo apparata v pozbilom i prestarelom vozraste* [Status of bone articular apparatus in elderly and old age]. *Starost' i eye zakonomernosti*, 1963, pp. 283–320 (in Russian).
4. Anderson J.J., Felson D.T. Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national Health and Nutrition Examination Survey (HANES I). Evidence for an association with overweight, race, and physical demands of work // *Am. J. Epidemiology*. 1988. V. 128. P. 179–189.
5. Brandt K.D., Guermazi A., Roemer F.W., Felson D.T. Motion for debate: osteoarthritis clinical trials have not identified efficacious therapies because traditional imaging outcome measures are inadequate // *Arthritis Rheum*. 2013. V. 65, № 11. P. 2748–2758.
6. McAlindon T.E., Snow S., Cooper C., Dieppe P.A. Radiographic patterns of osteoarthritis of the knee joint in the community: the importance of the patellofemoral joint // *Ann. Rheum. Dis*. 1992. V. 51. P. 844–849.
7. Engebretsen L., Britt E., Holm I. The prevalence of patellofemoral osteoarthritis 12 years after anterior cruciate ligament reconstruction // *Knee Surg. Sports Traumatology Arthroscopy*. 2013. V. 21. P. 942–949.
8. Elahi S., Cahue S., Felson D.T., Engelman L., Sharma L. The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum*. 2000. V. 43, № 8. P. 1874–1880.
9. Shao Y., Zhang C. The fate of the remaining knee(s) or hip(s) in osteoarthritic patients un-dergoing a primary TKA or THA // *J. Arthroplasty*. 2013. V. 28, № 10. P. 1842–1845.
10. Solodilov R.O., Loginov S.I. Vliyaniye osteoartroza kolennogo sustava na biomekhanicheskiye pokazateli tazobedrennogo sustava [Influence of osteoarthritis of the knee joint on biomechanical indicators of the hip joint]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki – Russian journal of biomechanics*, 2015, vol. 19, no. 4, pp. 359–371 (in Russian).
11. Solodilov R.O., Loginov S.I. Trekhosevaya biomekhanicheskaya model' dvizheniya kolennogo sustava v protsesse vstavaniya [Three-axis biomechanical model of knee joint motion when standing up]. *Teoriya i praktika fizicheskoy kul'tury – Theory and practice of physical culture*, 2015, no. 5, pp. 83–87 (in Russian).
12. Fern6ndez-Baena A., Susnn A., Lligadas X. Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of Kinect motion capture data for rehabilitation treatments // *Proceedings of the 2012 4th International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems, 19–21 September 2012. Bucharest*, 2012. P. 656–661.
13. Martin C.C., Burkert D.C., Choi K.R., Wieczorek N.B., McGregor P.M., Herrmann R.A., Beling P.A. A real-time ergonomic monitoring system using the Microsoft Kinect // *Proceedings of the 2012 IEEE Systems and Information Engineering Design Symposium, 27 April 2012. Charlottesville*, 2012. P. 50–55.
14. 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. V. 70. P. 638–651.
15. Pai Y-C., Chang H. J., Chang R. W., Sinacore J. M., Lewis J. L. Alteration in multijoint dynamics in patients with bilateral knee osteoarthritis. // *Arthritis Rheum*. 1994. V. 37. P. 1297–1304.
16. Huberti H.H., Hayes W.C. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact // *J. Bone Joint Surg*. 1984. V. 66. P. 715–724.
17. Sharma L., Song J., Felson D.T., Cahue S., Shamiyeh E., Dunlop D.D. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis // *JAMA*. 2001. 286. P. 188–195.
18. Cahue S., Dunlop D., Hayes K., Song J., Torres L., Sharma L. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum*. 2004. V. 50. P. 2184–2190.

Loginov Sergey I. (✉), DBS, chief research scientist of Scientific Research Laboratory of Biomechanics and Kinesiology, Surgut State University, Surgut, Russian Federation.

Solodilov Roman O., postgraduate, junior research scientist of Scientific Research Laboratory of Biomechanics and Kinesiology, Surgut State University, Surgut, Russian Federation.

✉ **Loginov Sergey I.**, e-mail: logsi@list.ru