

Е.В. Бирюкова ¹, В.В. Гурьев ², В.И. Зоря ², Р.А. Прокопенко ¹, А.А. Фролов ¹**БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ДВИЖЕНИЙ В ТАЗОБЕДРЕННОМ, КОЛЕННОМ И ГОЛЕНОСТОПНОМ СУСТАВАХ У БОЛЬНЫХ С КОКСАРТРОЗОМ КАК МЕТОД ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ**¹ Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (Москва)² Московский государственный медико-стоматологический университет (Москва)

Движения нижних конечностей регистрировались с помощью электромагнитной системы. По данным регистрации с помощью ранее разработанной биомеханической модели определялись амплитуды и скорости суставных вращений, а также параметры, характеризующие жесткость и упругость суставов. Установлено, что эти показатели адекватно описывают степень поражения тазобедренного сустава, а для больных с ранними стадиями коксартроза отражают различия между конечностью с подозрением на коксартроз и здоровой конечностью. Предлагаемые биомеханические параметры могут использоваться в качестве численной оценки функционального состояния нижней конечности при коксартрозе: для диагностики, в том числе и ранней стадии заболевания; для оценки результата операции; для оценки эффективности реабилитационных процедур.

Ключевые слова: коксартроз, биомеханические параметры движений, ранняя диагностика

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF MOVEMENT PARAMETERS IN HIP, KNEE AND ANKLE JOINT IN PATIENTS WITH COXARTHROSIS AS A METHOD OF FUNCTIONAL DIAGNOSTICSE.V. Biriukova ¹, V.V. Guriev ², V.I. Zoria ², R.A. Prokopenko ¹, A.A. Frolov ¹¹ Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology RAS, Moscow² Moscow State Medical and Dental University, Moscow

Biomechanical parameters of the movements of patients with different stages of idiopathic, posttraumatic coxarthrosis and with avascular necrosis were studied. Low limb movements were recorded with electromagnetic system. Angular amplitudes, angular velocities and parameters of joint stiffness and joint flexibility were calculated using movement recordings and previously developed biomechanical model. It was shown that these parameters adequately describe the stage of hip joint injury. As for patients with early stages of coxarthrosis, these parameters describe the differences between the limb under suspicion and the intact limb. The proposed biomechanical parameters can be used as the numerical assessments of a functional state of the low limb under coxarthrosis: for a diagnostics, including early one, for an assessment of the results of operative interventions, for an assessment of the effectiveness of rehabilitation procedures.

Key words: coxarthrosis, biomechanical parameters of the movements, early diagnostics

ВВЕДЕНИЕ

Заболевания опорно-двигательного аппарата у взрослых занимают второе место в категории временной нетрудоспособности и третье среди причин инвалидности. По данным литературы в последние годы отмечен не только рост заболеваемости тазобедренного сустава, но и «омолаживание» этой патологии, причем преобладают запущенные формы. Более 20 млн. взрослого населения США имеют клинические признаки артроза [18]. По данным, опубликованным в 1994 г., в Италии насчитывалось 4 млн. больных остеоартрозом; в Нидерландах частота этого заболевания оценивается в 5,6 % у женщин и 3,7 % у мужчин [6], а в Великобритании — в 8,4 % у женщин и 3,1 % у мужчин [1]. В последние годы заболеваемость опорно-двигательного аппарата в России выросла с 10,9 до 16,9 % и поднялась с третьего места на первое [1]. Среди заболеваний костей и суставов патология тазобедренного сустава составляет 9,5 %. По данным ВОЗ частота заболеваний тазобедренного сустава будет неуклонно расти, причем не только у людей пожилого возраста, но и у молодых.

Запущенные стадии болезни тазобедренного сустава, как правило, ведут к ограничению или даже потере трудоспособности, затруднению самообслуживания, снижению качества жизни, что приводит к стойкой инвалидности в 38–71 % случаев [6]. Единственно возможным способом лечения для пациентов, попадающих в стационары с поздними стадиями коксартроза, становится тотальное эндопротезирование.

Несмотря на многочисленные как отечественные, так и зарубежные работы, посвященные диагностике заболеваний тазобедренного сустава, до сих пор нет единой скрининговой системы оценки прогрессирования остеоартроза, не выявлены прогностические факторы и механизм разрушения суставного хряща и околосуставных тканей [6]. Данные, характеризующие критерии диагностики и оценки результатов консервативного лечения начальных стадий остеоартроза тазобедренного сустава, часто разноречивы [5, 7]. В этих условиях очевидна актуальность поисков численных показателей диагностики, в том числе и ранней, остеоартроза тазобедренного сустава.

Цель нашего исследования — выяснение возможности диагностировать различные стадии коксартроза (идиопатического, посттравматического, аваскулярного некроза головки бедра) с помощью анализа биомеханических параметров движений в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах взрослых больных.

Часто степень двигательной патологии оценивается (как пациентом, так и врачом) по снижению объема движений в суставах. В связи с этим, амплитуды вращений в тазобедренном и коленном суставах приняты в настоящей статье в качестве численной оценки объема движений. Анализировались также и угловые скорости как показатели состояния мышц, приводящих сустав в движение.

При коксартрозе страдают также и упругие свойства суставов: больные чувствуют себя неуверенно при опоре на больную ногу, снижается устойчивость вертикальной позы. При необходимости ограничить объем движения в суставе из-за возникающих болей больной может коактивировать мышцы-антагонисты, увеличивая суставную жесткость. Такая коактивация приводит к тому, что сустав становится менее гибким и хуже демпфирует возможные возмущения. В нашей работе демпфирующие свойства суставов оценивались с помощью двух параметров: а) суставной «жесткости» и б) «гибкости» коленного сустава (см. материалы и методы).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Заинтересованные пациенты и контрольная группа

Обследовано 14 пациентов, с различной стадией коксартроза по классификации Коллгрена — Лоуренса, из них 9 мужчин и 5 женщин в возрасте

от 22 до 83 лет (табл. 1). Контрольная группа без двигательных нарушений состояла из 9 мужчин в возрасте от 24 до 55 лет.

Исследование проводилось до начала лечения с больными, у которых заболевание выявлено впервые. Стадия заболевания у всех пациентов предварительно была подтверждена с помощью рентгенологического исследования тазобедренного сустава, компьютерной томографией, магнитно-резонансной томографией и остеосцинтиграфией проксимального отдела бедра, а также лабораторными исследованиями крови.

Из представленной таблицы 1 видно, что обследовалось 14 пациентов с различной стадией заболевания в тазобедренных суставах от нормы до третьей стадии болезни.

Регистрация движений

Движения нижних конечностей испытуемых записывались с помощью электромагнитной системы *trakSTAR* (*Ascension Technology Corporation*). Четыре датчика размером 2 × 2 × 8 мм закреплялись на пояснице, бедре, голени и стопе испытуемого (рис. 1). В процессе совершения движений регистрировались три координаты и три угла вращения каждого датчика относительно неподвижной системы координат, связанной с базой системы *trakSTAR*. Частота опроса составляла 100 Hz. Движения записывались в течение 10 секунд.

Больным коксартрозом, а также контрольной группе испытуемых предлагалась следующая система двигательных тестов: 1) махи ногой вперед — назад (рис. 1а); 2) отведение ноги в сторону (рис. 1б); 3) сгибание голени в колене с последующим вращением ее относительно продольной оси бедра (рис. 1в); 3) сгибание и разгибание в тазобедренном суставе и коленном; 4) шаги вперед (рис. 1г). Все движения

Обследованные наблюдаемые больные с различной стадией коксартроза

Таблица 1

Больной	Стадия коксартроза (клиническое заключение): n – норма		Пол	Возраст
	левый тазобедренный сустав	правый тазобедренный сустав		
К.А.	I	n	м	22
И.Е.	n	I	м	25
Н.Е.	n	I	ж	28
К.Д.	n	I	м	30
Д.А.	I	n	м	50
У.С.	II	I	м	35
С.И.	II	II	м	42
Х.Н.	II	II	ж	57
З.А.	II	II	ж	77
Ф.В.	II	II	м	83
Е.Т.	n	III	ж	48
К.А.В.	III	I	м	38
К.Т.	III	I	м	40
А.Н.	I	III	м	43

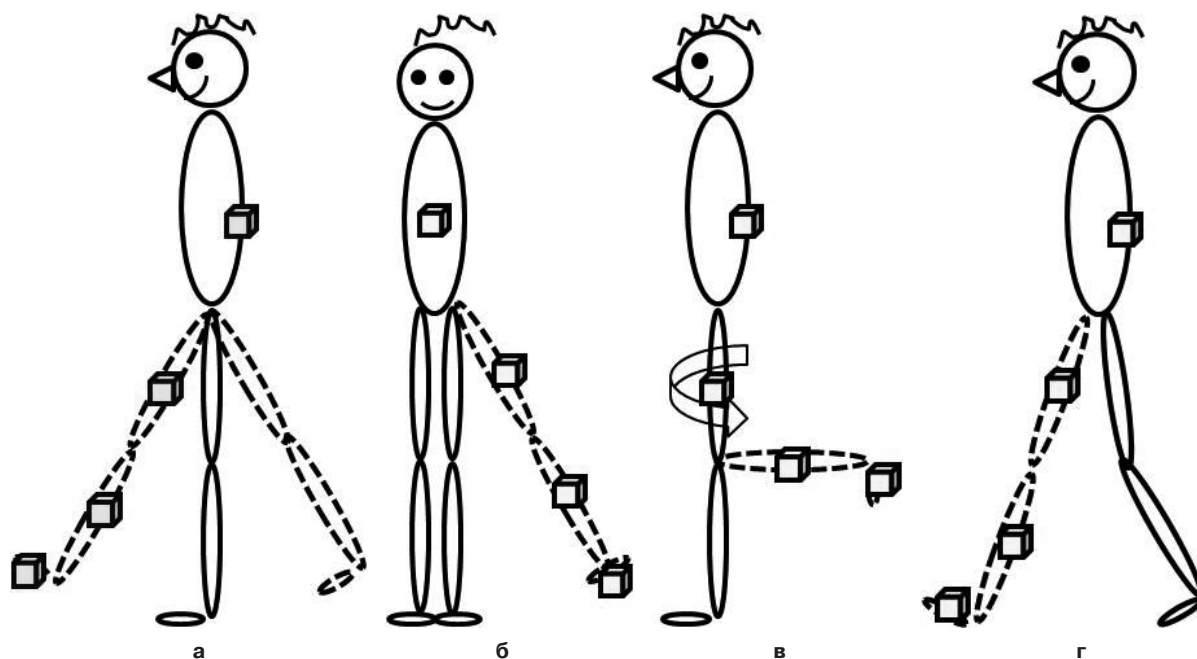


Рис. 1. Двигательные тесты: а – махи ногой вперед-назад; б – отведение ноги в сторону; в – вращение относительно продольной оси бедра; г – шаги вперед.

выполнялись сначала левой, а затем правой конечностью. Регистрировались также движения опорной ноги в процессе совершения махов, отведения и сгибания в коленном суставе другой ногой.

Испытуемым давали инструкцию выполнять движения с максимально возможной амплитудой и с удобной скоростью. Как больным, так и здоровым испытуемым предлагалось опереться рукой на неподвижную, удобно расположенную опору в случае, если выполнение движения было затруднительным. Испытуемые, однако, получали инструкцию минимально использовать опору.

Параметры движений

Суставные углы, скорости и ускорения

По данным регистрации движений с помощью ранее разработанных методов [13, 20] вычислялись углы вращения в тазобедренном суставе (сгибание – разгибание, отведение – приведение и вращение относительно продольной оси бедра), в коленном и в голеностопном суставах (сгибание – разгибание). Развертки по времени этих суставных углов были приняты в качестве основных параметров движений нижней конечности. Угловые скорости и ускорения принимались в качестве параметров, характеризующих функциональное состояние мышц окружающих сустав. Скорости и ускорения вычислялись по суставным углам с использованием 3-точечной схемы.

Суставная «жесткость»

Вязкоупругие свойства сустава связаны со взаимодействием мышц-антагонистов, приводящих сустав в движение. В многочисленных исследованиях показано, что суммарный момент мышечных сил в суставе может быть описан пружинной моделью [14, 16]. Показано также [12, 15], что для

движений в малой окрестности положения равновесия суммарный мышечный момент в суставе с хорошей степенью точности может считаться пропорциональным суставному углу (линейная пружинная модель): $M = -k(\varphi - \varphi_0)$, где k – суставная жесткость, φ_0 – положение равновесия. С другой стороны, для медленных движений суммарный мышечный момент M пропорционален угловому ускорению $\ddot{\varphi}$, поэтому суставная жесткость k может быть оценена в этом случае как результат линейной регрессии между угловым ускорением $\ddot{\varphi}$ и суставным углом φ (рис. 2).

Этот метод оценки суставной жесткости использовался для анализа движений опорной ноги, т.к. эти движения совершались в окрестностях положения равновесия с небольшой скоростью, и суставной момент приближался линейной пружинной моделью. Для примера на рисунке 2 приведены зависимости углового ускорения от суставного угла для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов пациента И.Е. Наилучшее линейное приближение этой зависимости (линия регрессии) характеризует суставную жесткость: чем больше угол наклона линии регрессии к горизонтальной оси, тем выше жесткость. Далее тангенс угла наклона линии регрессии принят в качестве оценки жесткости сустава. Для краткости этот параметр будем называть «жесткость».

Для всех суставов линии регрессии имеют отрицательный наклон, что соответствует смыслу пружинной модели (сила пружины направлена противоположно перемещению). Коэффициенты корреляции в среднем (по всем движениям всех больных) были невелики и составляли 0,307 для тазобедренного, 0,244 для коленного и 0,187 для голеностопного суставов.

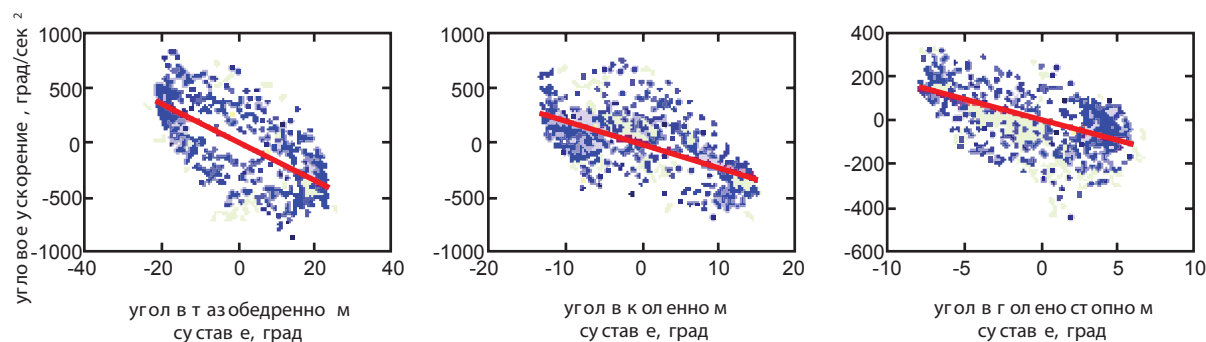


Рис. 2. Зависимости углового ускорения от суставного угла для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов пациента И.Е. Показано наилучшее (с точки зрения метода наименьших квадратов) линейное приближение этой зависимости – линия регрессии. Наклон линии регрессии к оси углов характеризует суставную жесткость.

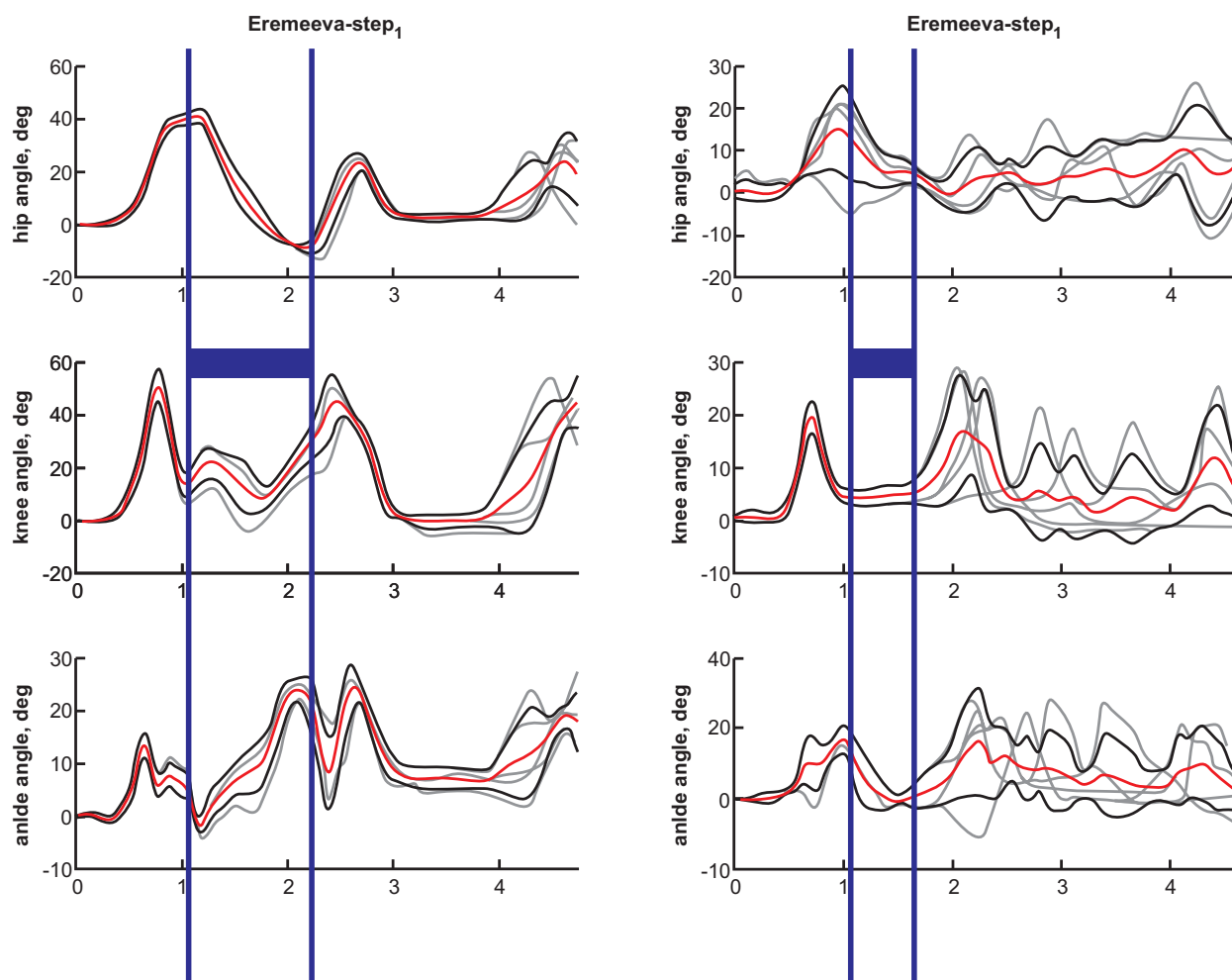


Рис. 3. Сверху вниз – зависимости от времени суставных углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах больной Е.Т. при совершении двух шагов. Показаны средние и стандартные отклонения пяти попыток. Вертикальными линиями показаны периоды опоры. Левая панель соответствует двум шагам, начинающимся с левой ноги (норма), правая – двум шагам, начинающимся с правой ноги (III стадия коксартроза).

«ГИБКОСТЬ» КОЛЕННОГО СУСТАВА

Для походки в норме характерным изменением угла в коленном суставе в фазе опоры является сгибание – разгибание – сгибание [9, 21]. Такое изменение суставного угла описывают демпфирующие функции коленного сустава. В случае патологии опорно-двигательного аппарата демпфирование в коленном суставе уменьшает-

ся, что отражается на кривизне временной развертки суставного угла: амплитуды сгибания – разгибания – сгибания уменьшаются вплоть до постоянных значений суставного угла в фазе опоры (рис. 3). Кривизна же пропорциональна абсолютной величине второй производной суставного угла по времени, другими словами – угловому ускорению. При этом степень «гибкости»

коленного сустава оценивалась по максимуму углового ускорения в фазе опоры.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Амплитуды суставных углов

Амплитуды движений в тазобедренном суставе для всех тестов при его патологии были в среднем ниже, чем в норме. Для примера на рисунке 4 показаны амплитуды углов в тазобедренном суставе для вращения относительно продольной оси бедра (рис. 1в) для правой и левой ног всех испытуемых. Имеет место монотонное уменьшение амплитуды от нормы к тяжелым формам коксартроза, причем первая стадия перекрывается с нормой. Тем не менее, именно для вращений относительно продольной оси бедра было получено статистически достоверное (one-way ANOVA: $p < 0,005$; $F(3,43) = 17,349$) уменьшение амплитуды начальной (первой) стадии коксартроза по сравнению с нормой (рис. 5). Достоверно также отличие второй и третьей стадии коксартроза от первой. Вторая и третья стадии статистически неразличимы. По нашим данным именно это тестовое движение, как, по-видимому, наименее привычное, является показательным для выявления ранних стадий коксартроза.

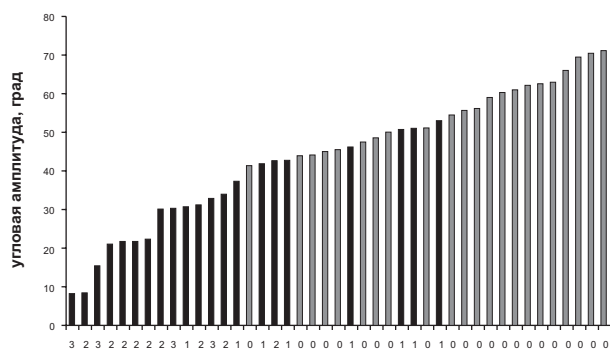


Рис. 4. Амплитуды углов в тазобедренном суставе для вращения относительно продольной оси бедра для правой и левой ног всех испытуемых.

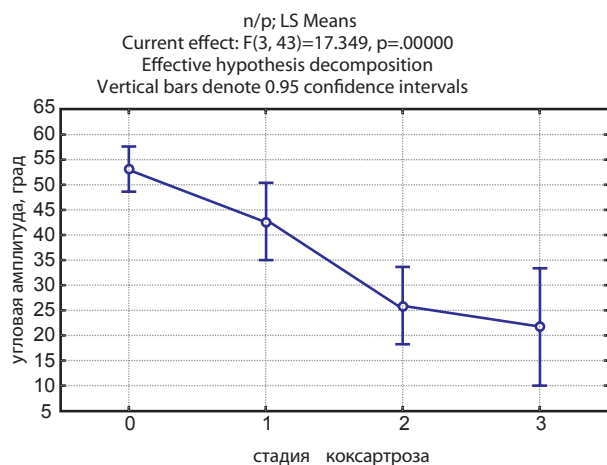


Рис. 5. Зависимость амплитуд углов в тазобедренном суставе при вращениях относительно продольной оси бедра от стадии коксартроза: 0 – норма; 1 – I стадия; 2 – II стадия; 3 – III стадия.

Уменьшение амплитуды движений в тазобедренном суставе при коксартрозе наблюдалось и другими авторами. Например, по данным Н. Miki с соавторами [19] при ходьбе амплитуда в тазобедренном суставе больной ноги составляла $21,3 \pm 7,9^\circ$, а в том же суставе здоровой ноги — $46,7 \pm 7,1^\circ$. По нашим данным уменьшение амплитуды движений в тазобедренном суставе при совершении шагов наблюдалось только при III стадии коксартроза и составляло $32,4 \pm 15,0^\circ$ против $40,3 \pm 10,4^\circ$ в норме. При этом уменьшение величины угла разгибания было существенно больше уменьшения величины угла сгибания. Вклад разгибания в общее уменьшение амплитуды движений в тазобедренном суставе в процессе совершения шагов оценивался по формуле:

$$\frac{\Delta A_{\text{разгиб.}} / A_{\text{разгиб.}}}{\Delta A_{\text{разгиб.}} / A_{\text{разгиб.}} + \Delta A_{\text{сгиб.}} / A_{\text{сгиб.}}},$$

где $A_{\text{сгиб.}}$ и $A_{\text{разгиб.}}$ — амплитуды сгибания и разгибания, а $\Delta A_{\text{сгиб.}}$ и $\Delta A_{\text{разгиб.}}$ — изменения этих амплитуд на больной конечности по сравнению со здоровой. В среднем вклад разгибания составил $72,8 \pm 21,6\%$.

Численная оценка амплитуд углов в некоторых случаях позволяла уточнить клинический диагноз. Так, для больной Х.Н. с клиническим диагнозом «двусторонний коксартроз II стадии» амплитуды углов в тазобедренном суставе для всех тестовых движений справа были ниже, чем слева (рис. 6), что свидетельствовало о более выраженной патологии тазобедренного сустава на стороне правой конечности.

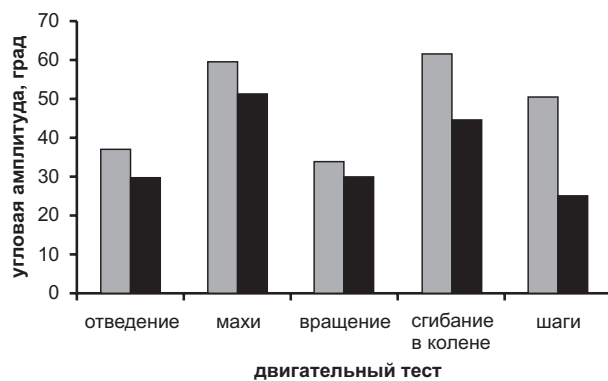


Рис. 6. Амплитуды углов в тазобедренном суставе для больной Х.Н. с клиническим диагнозом «двусторонний коксартроз II стадии». Серые столбцы соответствуют левой конечности, черные – правой.

Угловые скорости

Максимальные угловые скорости движений в тазобедренном суставе уменьшаются по мере увеличения степени коксартроза. Это уменьшение статистически достоверно для всех тестов, однако, для тестовых вращений в тазобедренном суставе (рис. 1а, б, в) оно выражено сильнее, чем для шагов: для тестовых движений сравнение по методу one-way ANOVA дает $p = 0,000001$; $F(3,183) = 29,063$, а для шагов $p = 0,00002$; $F(3,212) = 8,7727$. К тому же разность между средними значениями максимальных

скоростей при I-й стадии коксартроза и в норме для тестовых движений больше, чем для шагов. Таким образом, по этому параметру тестовые движения более показательны для ранней диагностики.

Можно предположить, что максимальные угловые скорости характеризуют состояние мышц, окружающих сустав. Результаты измерений максимального момента силы передней и задней групп мышц бедра с помощью динамометрических стенов по данным Н.В. Сазоновой, В.А. Щурова [8] показывают снижение этого показателя для пораженной конечности на 9–13 %. Однако при этом, не указана стадия коксартроза у обследуемых. По нашим данным для тестовых движений максимальные скорости в среднем снижены на 37 % для I стадии, на 40 % для II и на 60 % для III (в среднем на 46 %). Для шагов это снижение составило 15, 4 и 30 % соответственно (в среднем 19 %), что соответствовало данным авторов [8].

По-видимому, показатель силы мышц не очень хорош для ранней диагностики заболевания тазобедренного сустава у молодых пациентов из-за эффективного действия компенсаторных механизмов. По данным этих же авторов [8] у 20–35-летних больных максимальный момент силы мышц пораженной конечности не только не снижался, но и был больше, чем для здоровой конечности. По нашим данным у больного К.А.В., 38 лет, с сильно выраженной динамической компенсацией, ни амплитуды углов, ни амплитуды скоростей движений в тазобедренных суставах правой и левой нижней конечности достоверно не различались. При этом в тазобедренном суставе справа диагностировалась начальная стадия коксартроза, а в левом — III стадия.

«Жесткость» суставов

«Жесткости» всех суставов при патологии (черные и белые треугольники) были в среднем ниже, чем у контрольной группы здоровых испытуемых (серые треугольники) (рис. 7а, б, в). Это уменьшение было статистически достоверно для всех трех суставов нижней конечности: тазобе-

дренного ($p = 0,00014$, $F(1,49) = 17,141$), коленного ($p = 0,0022$, $F(1,49) = 10,449$) и голеностопного ($p = 0,00001$, $F(1,49) = 24,436$).

При начальных стадиях коксартроза для здоровой конечности имело место статистически достоверное уменьшение «жесткости» по сравнению с контрольной группой здоровых испытуемых (белые и серые треугольники на рис. 7а). Суставная жесткость связана с коактивацией мышц-антагонистов, как активной, так и пассивной (мышечный тонус). Уменьшение «жесткости» суставов при заболевании коксартрозом может обуславливаться обеими этими причинами.

В среднем суставная «жесткость» была выше для конечности с более выраженной патологией. Например, для больных, у которых одна из конечностей была здорова, а на другой стороне диагностировался коксартроз I стадии для всех суставов «жесткости» были выше для конечности с I стадией (черный треугольник), чем для здоровой конечности (белый треугольник) (рис. 7а). Для лиц, у которых диагностировался коксартроз II стадии с обеих сторон, «жесткости» в тазобедренных и коленных суставах в среднем были одинаковы, а в голеностопных различались (рис. 7б). Для пациентов, у которых на одной стороне диагностировался коксартроз I стадии, а на другой — коксартроз III стадии для всех суставов «жесткости» были выше для конечности с III стадией (черный треугольник), чем для конечности с I стадией (белый треугольник) (рис. 7в). Это увеличение было выражено сильнее для тазобедренного и коленного суставов, чем для голеностопного.

Степень увеличения «жесткости» суставов для конечности с более выраженной патологией была строго индивидуальной. Монотонного уменьшения «жесткости» от нормы к тяжелым формам коксартроза найдено не было.

«Гибкость» коленного сустава

Максимум углового ускорения в коленном суставе, характеризующий его гибкость в опор-

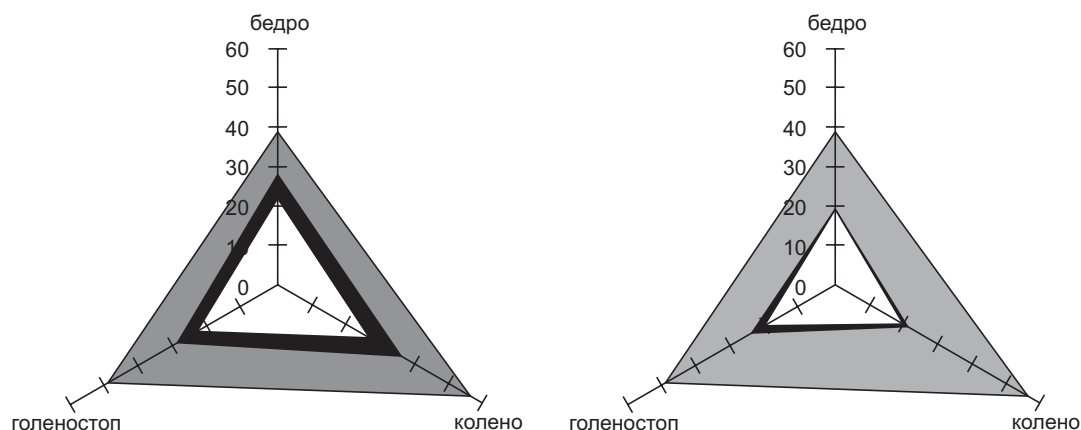


Рис. 7. Серые треугольники – средние значения «жесткостей» в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах для контрольной группы здоровых испытуемых: **а** – средние значения суставных «жесткостей» для больных с I стадией коксартроза на одной конечности (черный треугольник) и со здоровой другой конечностью (белый треугольник); **б** – средние значения суставных «жесткостей» для больных со II стадией коксартроза на обеих конечностях (белый и черный треугольники).

ной фазе шагов, уменьшался от нормы к тяжелым формам коксартроза (рис. 8). Это уменьшение было статистически достоверно: $p < 0,05$; $F(3, 202) = 12,772$. По этому параметру I стадия коксартроза в 1,5 раза отличалась от нормы. Таким образом, этот параметр является показательным для ранней диагностики. По нашим данным I и II стадии коксартроза по этому параметру статистически неразличимы.

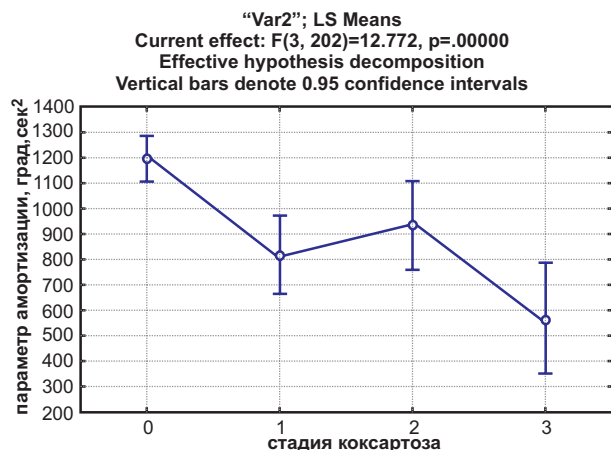


Рис. 8. Зависимость максимума углового ускорения в коленном суставе («упругость») от стадии коксартроза: 0 – норма; 1 – I стадия; 2 – II стадия; 3 – III стадия.

Возможность ранней диагностики.

Клинические примеры.

Больная Н.Е., возраст 28 лет. История болезни № 6123.

Обследование больной Е.Н. с диагнозом «Диспластический левосторонний коксартроз, I стадии. Правый тазобедренный сустав в норме» дало следующие результаты:

– амплитуда движений в левом тазобедренном суставе снижена по сравнению с правым на 33 % при вращениях относительно продольной оси бедра, на 19 % при сгибании в колене и на 20 % при совершении шагов; для остальных тестов амплитуда движений в тазобедренном суставе соответствовала норме;

– амплитуда угловых скоростей движений в тазобедренном суставе слева снижена по сравнению с правой только для вращений относительно продольной оси бедра (на 21 %);

– «жесткости» всех суставов на стороне левой конечности существенно больше по сравнению с правой (рис. 9а): на 88 % в тазобедренном суставе, на 47 % в коленном и на 53 % в голеностопном;

– углы как в левом, так и в правом коленном суставе в фазе опоры изменяются незначительно (рис. 9б), и параметр, характеризующий «гибкость» этого сустава, близок к нулю для обеих конечностей.

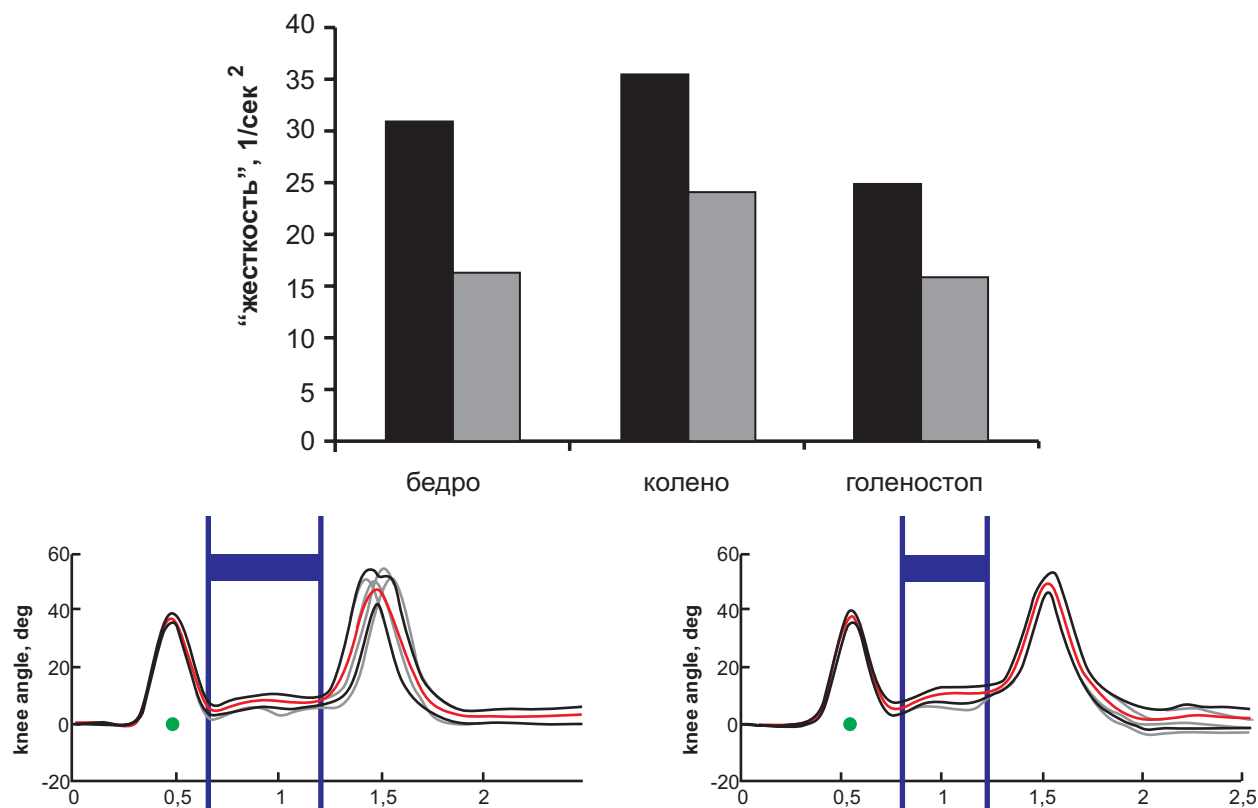


Рис. 9. «Жесткости» суставов левой (I стадия коксартроза) и правой (норма) конечностей больной Н.Е.: черные столбцы соответствуют левой конечности, серые – правой (а); зависимости от времени суставных углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах больной Н.Е. при совершении двух шагов: показаны средние и стандартные отклонения пяти попыток (б), вертикальными линиями показаны периоды опоры: слева – два шага, начинающиеся с левой ноги (I стадия коксартроза), справа – два шага, начинающиеся с правой ноги (норма).

Больной И.Е. 25 лет. История болезни № 7541.

Обследование больного И.Е. с диагнозом «позрение на правосторонний коксартроз, левый тазобедренный сустав соответствует норме» дало следующие результаты:

— амплитуда движений в правом тазобедренном суставе снижена по сравнению с левой на 20 % для махов вперед–назад и на 20 % при отведении;

— амплитуда угловых скоростей в правом тазобедренном суставе снижена по сравнению с левым для всех двигательных тестов: для махов вперед–назад на 10 %, для отведения — на 20 %, для вращений относительно продольной оси бедра — на 13 %, для сгибания в колене — на 11 % и при совершении шагов — на 23 %;

— «жесткость» правого коленного сустава выше, чем левого на 20 %; «жесткости» остальных суставов — в норме (рис. 10а);

— «гибкость» правого коленного сустава в опорной фазе шагов снижена на 27 %; угловая амплитуда в этом суставе больше для левой конечности, чем для правой (рис. 10б).

Результаты обследования двух больных с начальной стадией коксартроза показывают, что предложенные параметры — амплитуды суставных углов и угловых скоростей, суставная

«жесткость» и «гибкость» адекватно описывают отличие здоровой конечности от больной. Индивидуальные особенности пациента влияют на конкретный набор параметров, по которым начальная стадия коксартроза отличается от индивидуальной нормы.

ОБСУЖДЕНИЕ

В клинической практике имеется насущная необходимость в привлечении биомеханических методов исследования: отмечается актуальность разработки протоколов получения, организации и методов анализа данных кинезиологического обследования пациента, которые послужили бы основой для адекватных методов диагностики [10]. Биомеханический анализ движений уже применяется для диагностики остеоартрозов: для оценки результата эндопротезирования бедра [9]; для оценки динамики периода восстановления походки после эндопротезирования [19]; для определения особенностей походки пациентов с остеоартрозом коленного сустава [17]; для оценки результата операций на голеностопном суставе [22]. Основными параметрами диагностики в этих работах служили суставные углы. Работы, в которых бы анализировались упругие свойства суставов, авторами настоящей статьи в литературе найдены не были.

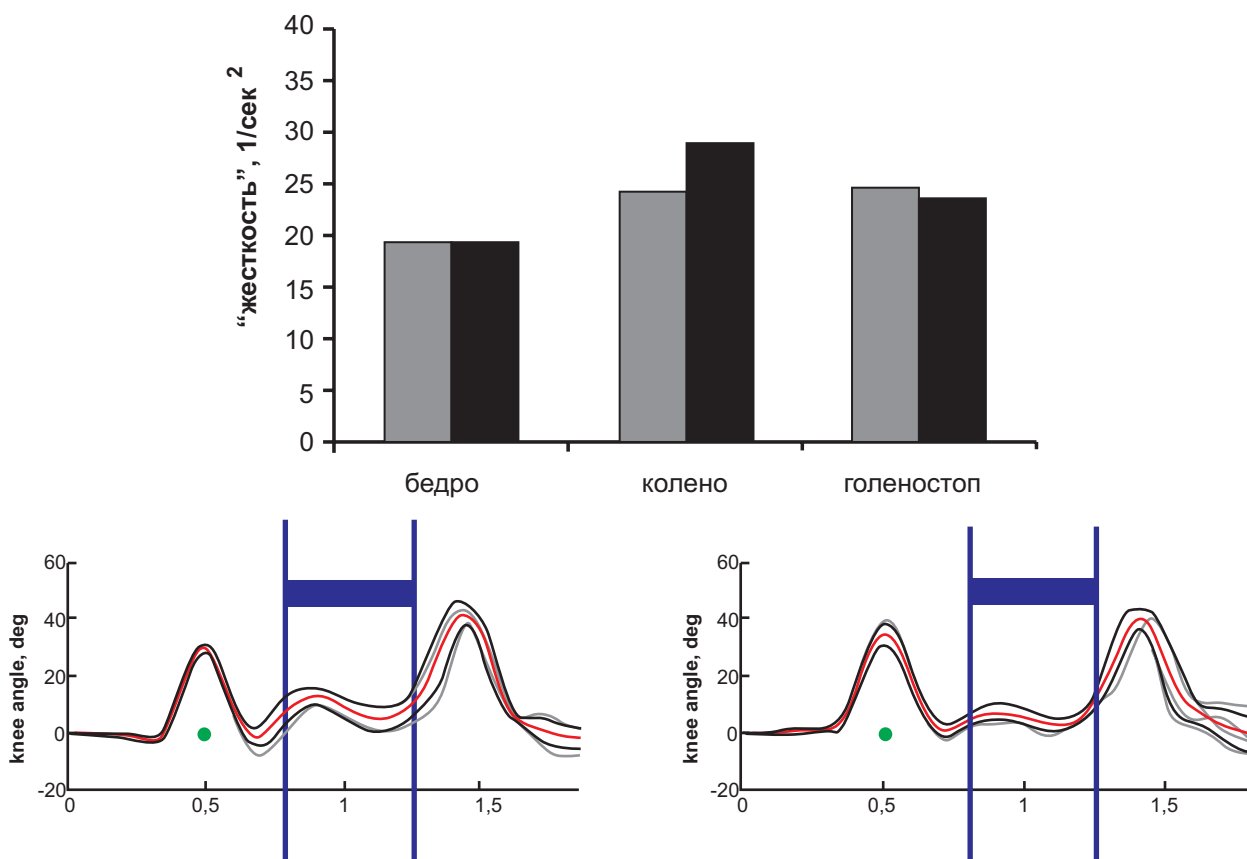


Рис. 10. «Жесткости» суставов левой (норма) и правой (I стадия коксартроза) конечностей больного И.Е.: серые столбцы соответствуют левой конечности, черные — правой (а); зависимость от времени суставных углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах больного И.Е. при совершении двух шагов: показаны средние и стандартные отклонения пяти попыток; вертикальными линиями показаны периоды опоры, слева — два шага, начинающиеся с левой ноги (норма), справа — два шага, начинающиеся с правой ноги (I стадия коксартроза) (б).

Также не обнаружены и работы, в которых ставилась бы задача ранней диагностики коксартроза методами биомеханики.

Во всех перечисленных работах движения нижних конечностей регистрировались с помощью гониометров [9] или оптических систем типа VICON [17, 19, 22]. По сравнению с этими системами записи электромагнитная система trakStar, которая использовалась в нашей работе, имеет преимущества для использования в клинике благодаря компактности и дешевизне (по сравнению с оптическими системами) и маленькой величине датчиков, не вносящих возмущения в движение (по сравнению с массивными гониометрами). Система типа trakStar уже успешно применялась в клинике для регистрации и биомеханического анализа движений травмированной кисти [2].

Средние значения биомеханических показателей коксартроза, изложенные в настоящей работе, характеризуют в целом тяжесть поражения тазобедренного сустава (рис. 4–8). Для того, чтобы предлагаемый метод был адекватен потребностям клиники, недостаточно располагать средними значениями параметров. Метод должен дать врачу дополнительные основания для принятия правильных клинических решений относительно каждого конкретного больного [4]. Разброс же индивидуальных двигательных параметров как в норме [11], так и при заболевании коксартрозом [3] очень велик. Физиологические и биомеханические особенности организма, возраст, физическая подготовка кардинальным образом влияют на параметры совершаемых движений. Поэтому единственно надежным способом является сравнение параметров движений здоровой и больной конечностей. К сожалению, часто встречаются случаи, когда оба тазобедренных сустава в той или иной степени поражены артрозом, и нет возможности определить индивидуальную норму. Более того, даже если одна из конечностей здорова, ее биомеханические параметры могут отличаться от параметров контрольной группы здоровых испытуемых. Например, как было показано выше, это отличие имеет место для суставной «жесткости».

При ходьбе движения здоровой конечности «подстраиваются» под движения больной для сохранения симметрии походки. В связи с этим более показательны не параметры шагов, а параметры тестовых движений в отдельных суставах, хотя и в этом случае на стороне здоровой конечности они могут быть отличаться от индивидуальной нормы из-за трудностей опоры на больную ногу.

Ранняя стадия коксартроза с точки зрения движений мало отличается от нормы. В то же время на этой стадии заболевания у пациента еще нет необходимости адаптировать движения здоровой конечности к движениям больной, и разумно принять движения здоровой конечности в качестве индивидуальной нормы. Для больных с ранними стадиями коксартроза показано, что амплитуды угловых вращений и угловых скоростей, а также параметры, определяющие демпфирующие свой-

ства суставов, отражают различия между конечностью с подозрением на коксартроз и здоровой конечностью (рис. 9, 10).

Таким образом, предлагаемый протокол регистрации движений больных и метод определения биомеханических показателей коксартроза можно рассматривать как новый метод диагностики этого заболевания.

ВЫВОДЫ

1. Амплитуды суставных вращений, а также параметры, характеризующие демпфирующие свойства суставов, адекватно отражают стадию коксартроза.

2. Эти параметры могут использоваться в качестве численной оценки функционального состояния нижней конечности при коксартрозе:

- для диагностики, в том числе и ранней стадии заболевания;
- для оценки результата операции;
- для оценки эффективности реабилитационных процедур.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алексеева Л.И. Факторы риска при остеоартрозе // Научно-практическая ревматология. — 2000. — № 2. — С. 36–45.
2. Бирюкова Е.В. и др. Биомеханический анализ движений травмированной кисти (опыт клинического применения) // Российский медицинский журнал. — 2010. — № 2. — С. 14–19.
3. Бирюкова Е.В. и др. Биомеханические параметры больных коксартрозом // Матер. III Всерос. конф. по управлению движениями. — Великие Луки, 2010. — С. 63–64.
4. Гельфанд И.М., Розенфельд Б.И., Шифрин М.А. Очерки о совместной работе математиков и врачей; под ред. С.Г. Гиндикина. — Изд. 2-е, испр. и доп. — М.: Едиториал УРСС, 2005. — 320 с.
5. Золотарев А.В. Рентгеновская компьютерная томография в диагностике заболеваний тазобедренного сустава: автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Петрозаводск, 1996. — 19 с.
6. Коваленко В.Н., Борткевич О.П. Остеоартроз. Практическое руководство. — Киев: Морион, 2003. — 448 с.
7. Ремизов Н.В. Лучевая диагностика дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава и ее роль в планировании и контроле результатов эндопротезирования: автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 2004. — 24 с.
8. Сазонова Н.В., Щуров В.А. Динамометрические показатели мышц нижних конечностей у больных остеоартрозом // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2008. — № 4. — С. 40–43.
9. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. — М.: Научно-медицинская фирма МБН, 2007. — 640 с.
10. Ateshian G.A., Friedman M.H. Integrative biomechanics: A paradigm for clinical applications

of fundamental mechanics // J. Biomechanics. — 2009. — Vol. 42 (10). — P. 1444—1451.

11. Bianchi L. et al. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost // J. Neurophysiol. — 1998. — Vol. 79. — P. 2155—2170.

12. Biryukova E.V. et al. Forearm postural control during unloading: anticipatory changes in elbow stiffness // Exp. Brain Res. — 1999. — Vol. 124, N 1. — P. 107—117.

13. Biryukova E.V. et al. Kinematics of human arm reconstructed from Spatial Tracking System recordings // J. of Biomechanics. — 2000. — Vol. 33 (8). — P. 985—995.

14. Feldman A.G., Levin M. The origin and use of positional frames of references in motor control // Behav. Brain Sci. — 1993. — Vol. 18. — P. 723—744.

15. Frolov A.A. et al. On the possibility of linear modeling of the human arm neuromuscular apparatus // Biol. Cybern. — 2000. — Vol. 82 (6). — P. 499—515.

16. Gomi H., Kawato M. Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement // Biol. Cybern. — 1998. — Vol. 76. — P. 163—171.

17. Landry S.C. et al. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed // J. Biomechanics. — 2007. — Vol. 40 (8). — P. 1754—1761.

18. Lawrence R.C. et al. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States // Arthritis and rheumatism. — 1998. — Vol. 41 (5). — P. 778—799.

19. Miki H. et al. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA // J. Biomechanics. — 2004. — Vol. 37 (4). — P. 443—455.

20. Prokopenko R.A. et al. Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom // J. Biomechanics. — 2001. — Vol. 34 (2). — P. 177—185.

21. Winter D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological; 2nd Ed. — Waterloo Biomechanics, 1991.

22. Wu W.-L. et al. Lower extremity kinematics and kinetics during level walking and stair climbing in subjects with triple arthrodesis or subtalar fusion // Gait & Posture. — 2005. — Vol. 21 (3). — P. 263—270.

Сведения об авторах

Бирюкова Елена Владимировна — кандидат физ.-мат. наук, старший научный сотрудник лаборатории математической нейрофизиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (117485, г. Москва, ул. Бутлерова, д. 5а; тел.: 8 (495) 789-38-52 доб. 20-36; e-mail: ebiryukova@mail.ru).

Гурьев Владимир Васильевич — кандидат медицинских наук, доцент кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Московского государственного медико-стоматологического университета (117534, г. Москва, ул. Чертановская, д. 53, корп. 1, кв. 244; тел.: 8 (495) 359-56-95, 8 (916) 496-62-75; e-mail: drguriev@mail.ru).

Зоря Василий Иосифович — доктор медицинских наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Московского государственного медико-стоматологического университета (127006, г. Москва, ул. Долгоруковская, д. 4; тел.: 8 (499) 978-31-67).

Прокопенко Роман Александрович — кандидат физико-математических наук, младший научный сотрудник лаборатории математической нейрофизиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (117485, г. Москва, ул. Бутлерова, д. 5а; тел.: 8 (495) 789-38-52 доб. 20-36).

Фролов Александр Алексеевич — доктор биологических наук, заведующий лабораторией математической нейрофизиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (117485, г. Москва, ул. Бутлерова, д. 5а; тел.: 8 (495) 789-38-52 доб. 20-36; e-mail: aafrolov@mail.ru).