

## **Биомеханический анализ показателей движений в суставах нижней конечности у больных с коксартрозом как метод функциональной диагностики**

В.В.ГУРЬЕВ, В.И.ЗОРЯ, Е.В.БИРЮКОВА, Р.А.ПРОКОПЕНКО, А.А.ФРОЛОВ

## **Biomechanical analysis of indicators of movements in the joints of the lower extremity in patients with coxarthrosis as a method of functional diagnosis**

V.V.GURIEV, V.I.ZORYA, E.V.BIRYUKOVA, R.A.PROKOPENKO, A.A.FROLOV

Московский государственный медико-стоматологический университет

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, г. Москва

**Цель работы - определение биомеханических параметров движений больных с различными стадиями идиопатического, посттравматического коксартроза и аваскулярного некроза головки бедра. 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. Показано, 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 и эффективности реабилитационных процедур.**

*Ключевые слова: коксартроз, биомеханические параметры движений, ранняя диагностика*

**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*

Заболевания опорно-двигательного аппарата у взрослых занимают второе место в категории временной нетрудоспособности и третье среди причин инвалидности. В последние годы заболеваемость опорно-двигательного аппарата в России выросла с 10,9 до 16,9% от общего числа заболеваний и поднялась с третьего места на первое [1]. В последние годы отмечается не только рост заболеваемости тазобедренного сустава (ТС), но и «омолаживание» этой патологии, причем преобладают запущенные формы.

Несмотря на многочисленные как отечественные, так и зарубежные работы, посвященные диагностике заболеваний ТС, до сих пор нет единой скрининговой системы оценки прогрессирования остеоартроза, не выявлены прогностические факторы и механизм разрушения суставного хряща и околосуставных тканей [4]. Данные, характеризующие критерии диагностики и оценки результатов консервативного лечения начальных стадий остеоартроза ТС, часто разноречивы

[3, 5]. В этих условиях очевидна актуальность поисков показателей диагностики, в том числе и ранней, остеоартроза ТС.

Важным показателем коксартроза является нарушение движений нижней конечности. Авторы статьи в течение ряда лет проводили клинические наблюдения этих нарушений у больных коксартрозом. Были составлены протоколы наблюдений для 52 больных с разными стадиями коксартроза, от начальной, когда рентгенографическое обследование не показывало патологии головки бедренной кости, до третьей, когда эта патология была ярко выражена. Было обследовано 30 мужчин и 22 женщины; возраст больных находился в диапазоне от 25 до 58 лет. Проведенные клинические наблюдения показали, что, несмотря на то, что патологии был подвержен тазобедренный сустав, больные в основном жаловались на боли в коленном суставе и, как следствие, основные нарушения движений касались именно коленного сустава. Больные «берегли»

этот сустав, уменьшая амплитуду движения и укорачивая фазу опоры при ходьбе. На поздних стадиях коксартроза наблюдалось уменьшение амплитуды движений в тазобедренном суставе.

Клинические наблюдения были приняты в качестве нулевой гипотезы для биомеханического анализа движений больных коксартрозом. С целью выяснения возможности диагностировать различные стадии этого заболевания было проведено исследование численных параметров движений нижней конечности. Это исследование было основано на запатентованном методе регистрации и биомеханического анализа движений человека в норме и при различных двигательных патологиях (заявка на патент № 2009112684 от 6.04.2009, положительное решение от 07.07.2010).

### Материалы и методы

#### *Заинтересованные пациенты и контрольная группа*

Обследовано 14 пациентов, с различной стадией коксартроза (идиопатического, посттравматического, аваскулярного некроза головки бедра) от начальной (I) до III стадии по классификации Коллгрена-Лоуренса, из них 9 мужчин и 5 женщин в возрасте от 22 до 57 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 ТС, компьютерной томографией, магнитнорезонансной томографией и остеосцинтиграфией проксимального отдела бедра, а также лабораторными исследованиями крови.

#### *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. 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 и коленном суставах (рис. 1г); 4) шаги вперед (рис. 1д). Все движения выполнялись сначала левой, а затем правой конечностью. Регистрировались также движения опорной ноги в процессе совершения тестов 1, 2 и 3. 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*

Степень двигательной патологии часто оценивается (как пациентом, так и врачом) по снижению объема движений в суставах. В связи с этим амплитуды вращений в суставах приняты в настоящей статье в качестве численной оценки объема движений, а амплитуды суставных скоростей – в качестве показателей состояния мышц, приводящих суставы в движение.

Таблица 1

*Обследованные больные с различной стадией коксартроза*

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	48
Ф.В.	II	II	М	52
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

По данным регистрации движений с помощью ранее разработанных методов [9, 13] вычислялись углы вращения в ТС (сгибание-разгибание, отведение-приведение и вращение относительно продольной оси бедра), в коленном и в голеностопном суставах (сгибание-разгибание). Угловые скорости и ускорения вычислялись по суставным углам с использованием 3-х точечной схемы.

*Суставная «жесткость» и «гибкость»  
коленного сустава*

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.

Для движений в малой окрестности положения равновесия суммарный момент мышечных сил в суставе с хорошей степенью точности может быть описан линейной пружинной моделью, т.е. может считаться пропорциональным суставному углу [8, 10]:

$$M = -k(\varphi - \varphi_0)$$

где  $k$  – суставная жесткость,  $\dot{\varphi}$  – суставной угол, а  $\varphi_0$  – 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  $\varphi$ . Этот метод оценки суставной жесткости использовался для анализа движений опорной ноги в предположении, что для нее положение равновесия коленного сустава  $\varphi_0$  остается неизменным, а движения обусловлены возмущениями, связанными с движениями другой ноги. В последующем анализе «жесткостью» называется тангенс угла наклона линии регрессии. Для всех суставов линии регрессии имели отрицательный наклон, что соответствует смыслу пружинной модели (сила пружины направлена противоположно перемещению).

Для походки в норме характерным изменением угла в коленном суставе в фазе опоры является чередование сгибания и разгибания [7]. Такое изменение суставного угла соответствует пружинной модели коленного сустава. В случае патологии «гибкость» коленного сустава уменьшается, что отражается на кривизне временной развертки суставного угла: амплитуды сгибания – разгибания уменьшаются вплоть до постоянных значений (рис. 3б). Степень «гибкости» коленного сустава оценивалась по максимуму углового ускорения в фазе опоры, характеризующего кривизну временной развертки суставного угла.

## Результаты и их обсуждение

### *Амплитуды суставных углов*

Амплитуды движений в тазобедренном суставе для всех тестов при патологии были в среднем ниже, чем в норме. Имеет место монотонное уменьшение амплитуды от нормы к тяжелым формам коксартроза, причем I стадия перекрывается с нормой. Статистически достоверное отличие I стадии коксартроза от нормы наблюдалось только для вращений относительно продольной оси бедра (рис. 1в) (one-way ANOVA:  $p < 0,005$ ;  $F(3,43) = 17,349$ ). Таким образом, именно это тестовое движение, как, по-видимому, наименее привычное, является, показательным для выявления ранних стадий коксартроза. Для II и III стадии коксартроза отличие амплитуд вращений от нормы было достоверным для всех тестовых движений ( $p < 0,005$ ).

Уменьшение амплитуды движений в тазобедренном суставе при коксартрозе наблюдалось и другими авторами. Например, по данным Н.Мики с соавторами, при ходьбе амплитуда в тазобедренном суставе больной ноги составляла  $21,3 \pm 7,9^\circ$ , а в том же суставе здоровой ноги –  $46,7 \pm 7,1^\circ$  [12]. По нашим данным уменьшение амплитуды движений в ТС 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.

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 ТС для всех тестовых движений правой конечности были ниже, чем левой, что свидетельствовало о более выраженной патологии ТС правой конечности.

Что касается коленного и голеностопного суставов, статистически достоверного уменьшения амплитуд движений с возрастанием тяжести коксартроза выявлено не было.

### *Угловые скорости*

Максимальные угловые скорости движений в ТС уменьшаются по мере увеличения степени коксартроза. Это уменьшение статистически достоверно для всех тестов, однако, для тестовых вращений в ТС 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 в норме и при I стадии коксартроза для тестовых движений больше, чем для шагов. Таким образом, по этому параметру тестовые движения более показательны для ранней диагностики, чем шаги.

Результаты измерений максимального момента силы передней и задней групп мышц бедра с помощью динамометрических стенов по данным работы показывают снижение этого показателя для пораженной конечности на 9-13% [6]. Однако, при этом у обследуемых не указана стадия коксартроза. 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%).

По-видимому, у молодых пациентов сила мышц не является показателем для ранней диагностики заболевания из-за эффективного действия компенсаторных механизмов. У 20-35-летних больных максимальный момент силы мышц пораженной конечности не только не снижался, но и был больше, чем для здоровой [6]. У некоторых больных в возрасте до 35 лет мы также наблюдали отсутствие достоверных различий угловых скоростей между нормой, определяемой по движениям здоровой ноги, и III стадией коксартроза, что также можно было бы объяснить действием компенсаторных механизмов. Однако, у большинства таких больных отличия угловых скоростей здоровой и больной конечности были достоверны. Таким образом, угловые скорости можно считать более чувствительным показателем ранней стадии коксартроза, чем максимальный момент мышечных сил.

#### *«Жесткость» суставов*

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, чем для здоровой конечности. Для лиц, у которых диагностировался коксартроз II стадии обеих конечностей, «жесткости» в тазобедренных и коленных суставах в среднем были одинаковы. Для пациентов, у которых на одной конечности диагностировался коксартроз I стадии, а на другой – III стадии для всех суставов «жесткости» были выше для конечности с III стадией. Это увеличение

было выражено сильнее для тазобедренного и коленного суставов, чем для голеностопного.

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

Для контрольной группы здоровых испытуемых статистически достоверного различия между «жесткостями» правой и левой конечности обнаружено не было. Это позволяет полагать, что увеличение «жесткости» конечности с более выраженной патологией связано именно с коксартрозом, а не с различиями «жесткостей» правой и левой конечности.

#### *«Гибкость» коленного сустава*

Максимум углового ускорения в коленном суставе статистически достоверно уменьшался от нормы к тяжелым формам коксартроза:  $p < 0,05$ ;  $F(3,202) = 12,772$ . 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 ( $p > 0,1$ ).

#### *Оценка точности диагностики*

Диагностика патологии может быть улучшена, если использовать совокупность нескольких показателей. Возможность диагностики по амплитуде вращений в ТС и по «гибкости» коленного сустава иллюстрирована рисунком 2. Прямая, полученная в результате дискриминантного анализа, наилучшим образом разделяет норму и патологию. Точность диагностики оценивалось с помощью показателя ROC (Receiver Operating Characteristic), принятого в медицинской диагностике [14]. Величина этого показателя составила 0,935 для данных, приведенных на рис.

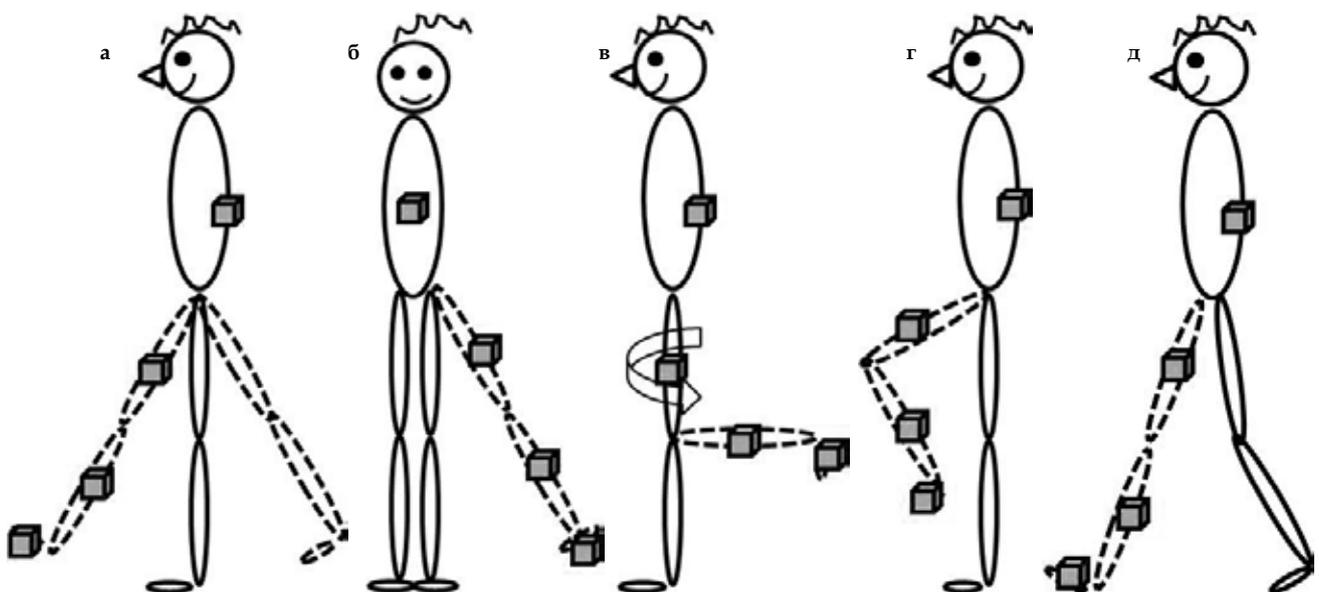
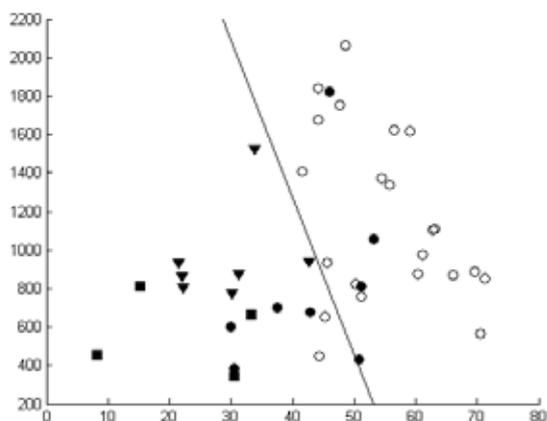


Рис. 1. Двигательные тесты: а) махи ногой вперед-назад, б) отведение ноги в сторону, в) вращение относительно продольной оси бедра, г) сгибание в колене, д) шаги вперед.



**Рис. 2.** По оси X - средние значения амплитуд вращений относительно продольной оси бедра; по оси Y - «гибкость» коленного сустава, определяющая кривизну временной развертки суставного угла в фазе опоры. Светлые кружки соответствуют норме, черные кружки - первой стадии коксартроза, черные треугольники - второй стадии, черные квадраты - третьей стадии. Показана прямая, полученная в результате дискриминантного анализа, которая наилучшим образом разделяет норму и патологию.

2. При диагностике патологии только по амплитуде вращений этот показатель составляет 0,64, а при диагностике только по «гибкости» – 0,69. Заметим, что хорошей считается диагностика, для которой этот показатель превосходит 0,8.

Несмотря на высокий показатель качества диагностики, три случая I стадии коксартроза по двум вышеприведенным параметрам были классифицированы как норма (рис. 2). Для более точной диагностики в этих случаях должны использоваться индивидуальные различия биомеханических параметров правой и левой конечностей. Например, для больного, представленного на рис. 2 точкой, наиболее удаленной от дискриминантной кривой, амплитуда в ТС больной конечности при сгибании в колене (рис. 1г) была снижена на 13%, а при ходьбе (рис. 1д) на 17% по сравнению со здоровой конечностью. «Жесткости» в коленном суставе больной конечности были в 1,8 раза выше, чем в коленном суставе здоровой конечности.

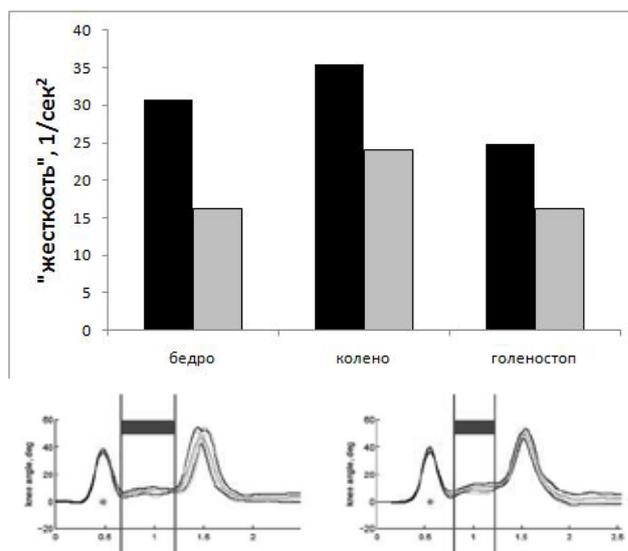
*Возможность ранней диагностики.*

*Клинические примеры.*

На примерах двух больных молодого возраста с ранними стадиями коксартроза показано, каким образом описанные выше параметры – амплитуды суставных углов, угловые скорости, «жесткость» и «гибкость» коленного сустава – отражают начальную фазу заболевания.

Больная Н.Е. Возраст 28 лет. История болезни №6123.

Обследование больной Е.Н. с диагнозом: «Диспластический левосторонний коксартроз I стадии. Правый ТС в норме» дало следующие результаты: 1) амплитуда движений в левом ТС снижена по сравнению с амплитудой в правом на 33% при вращении



**Рис. 3.** а) «Жесткости» суставов левой (I стадия коксартроза) и правой (норма) конечностей больной Н.Е.; черные столбцы соответствуют левой конечности, серые – правой; б) 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; вертикальными линиями показаны периоды опоры; слева - два шага, начинающиеся с левой ноги (I стадия коксартроза), справа - два шага, начинающиеся с правой ноги (норма).

ях относительно продольной оси бедра, на 19% при сгибании в колене и на 20% при совершении шагов; для остальных тестов амплитуда движений в ТС соответствовало норме; 2) амплитуда угловых скоростей в ТС левой конечности снижена по сравнению с правой только для вращений относительно продольной оси бедра (на 21%); 3) «жесткости» всех суставов левой конечности существенно больше по сравнению с правой (рис. 3а): на 88% в ТС, на 47% в коленном и на 53% в голеностопном; 4) углы как в левом, так и в правом коленном суставах в фазе опоры изменяются незначительно (рис. 3б); параметр, характеризующий «гибкость» этого сустава, близок к нулю для обеих конечностей.

Больной И.Е. 25 лет. История болезни №7541. Обследование больного И.Е. с диагнозом «Подозрение на правосторонний коксартроз. Левый ТС в норме» дало следующие результаты: 1) амплитуда в правом ТС снижена по сравнению с амплитудой в левом на 20% для махов вперед-назад и на 20% для отведения; 2) амплитуда угловых скоростей в правом ТС снижена по сравнению с амплитудой в левом: 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%; 3) «жесткость» правого коленного сустава выше, чем левого на 20%; «жесткости» остальных суставов – в норме (рис. 4а); 4) «гибкость» правого коленного сустава в опорной фазе шагов снижена на 27%; угловая амплитуда в этом суставе больше для левой конечности, чем для правой (рис. 4б).

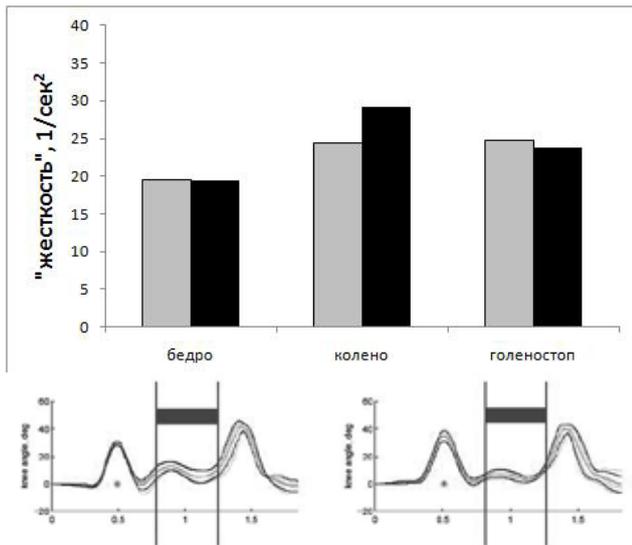


Рис. 4. а) «Жесткости» суставов левой (норма) и правой (I стадия коксартроза) конечностей больного И.Е.; серые столбцы соответствуют левой конечности, черные – правой; б) зависимости от времени суставных углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах больного И.Е. при совершении двух шагов; 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).

Таким образом, набор предложенных параметров показывает отличие движений здоровой конечности от движений конечности с начальной стадией коксартроза. Тестовым движением, наиболее чувствительным к патологии, как уже было показано выше, является вращение относительно продольной оси бедра (рис. 1в). Ухудшение «пружинных» свойства коленного сустава у одного из пациентов проявляется в увеличении «жесткости», а у другого – в уменьшении «гибкости».

Клинические наблюдения нарушений движений нижней конечности, сопутствующих коксартрозу, были только отчасти подтверждены результатами биомеханического анализа. Так, было показано, что амплитуда движений в ТС действительно уменьшается с возрастанием степени тяжести заболевания. Также было показано, что «жесткость» всех суставов выше для конечности с более выраженной патологией. Однако, наблюдение уменьшения амплитуды движений в коленном суставе с возрастанием тяжести заболевания на исследуемой группе больных не подтвердилось. Статистически достоверного уменьшения длительности фазы опоры при ходьбе от нормы к тяжелым формам коксартроза также найдено не было.

Одновременно были выявлены новые биомеханические параметры, адекватно описывающие стадии коксартроза. Это «гибкость» коленного сустава, характеризующая пружинные свойства этого сустава при ходьбе, и угловые скорости, характеризующие состояние мышц, приводящих сустав в движение.

В биомеханической литературе описаны примеры анализа движений нижней конечности для диагно-

стики остеоартрозов: [7] – для оценки результата эндопротезирования бедра, [12] – для оценки динамики периода восстановления походки после эндопротезирования, [11] – для определения особенностей походки пациентов с остеоартрозом коленного сустава, [15] – для оценки результата операций на голеностопном суставе. Основными параметрами диагностики в имеющихся работах служат суставные углы. Работы, в которых бы анализировались упругие свойства суставов, авторами настоящей статьи в литературе найдены не были. Также не обнаружены работы, в которых ставилась бы задача ранней диагностики коксартроза методами биомеханики.

Во всех перечисленных работах движения нижних конечностей регистрировались с помощью гониометров [7] или оптических систем типа VICON [11, 12, 15]. 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 характеризуют в целом тяжесть поражения ТС (рис. 2). Однако, разброс индивидуальных двигательных параметров очень велик. Физиологические и биомеханические особенности организма, возраст, физическая подготовка кардинальным образом влияют на параметры совершаемых движений. Поэтому в случае, когда средние значения параметров не позволяют выявить патологию, необходимо привлекать сравнение параметров движений здоровой и больной конечностей. К сожалению, часто встречаются случаи, когда оба ТС в той или иной степени поражены артрозом, и нет возможности определить индивидуальную норму. Однако, как правило, такая ситуация имеет место на поздних стадиях заболевания, когда патология хорошо идентифицируется по средним значениям параметров (рис. 2). На ранней же стадии заболевания разумно принять параметры движений здоровой конечности в качестве индивидуальной нормы.

Для больных с ранними стадиями коксартроза сравнение с индивидуальной нормой показывает, что амплитуды угловых вращений и угловых скоростей, а также параметры, определяющие пружинные свойства суставов, отражают различия между конечностью с подозрением на коксартроз и здоровой конечностью (рис. 3 и 4).

## Выводы

1. Разработан протокол тестовых движений для больных коксартрозом. Определены движения, параметры которых наиболее достоверно отражают ста-

дию заболевания. Это шаги, вращения голени относительно продольной оси бедра и низкоамплитудные движения опорной ноги при совершении другой ногой высокоамплитудных движений.

2. Биомеханические параметры этих движений адекватно отражают стадию коксартроза. Результаты

анализа указанных параметров позволяют рекомендовать их в качестве численной оценки функционального состояния нижней конечности при коксартрозе для диагностики, в том числе и ранней заболевания; оценки результата операции и для оценки эффективности реабилитационных процедур.

### Список литературы

1. Алексеева Л.И. Факторы риска при остеоартрозе. Научно-практическая ревматология 2000; 2: 36-45.
2. Бирюкова Е.В., Фролов А.А., Гринягин И.В., Коршунов В.Ф., Романов С.Ю., Смирнитская И.А. Биомеханический анализ движений пальцев как метод функциональной диагностики. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова 2010; 2: 70-77.
3. Золотарев А.В. Рентгеновская компьютерная томография в диагностике заболеваний тазобедренного сустава. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Петрозаводск 1996; 19.
4. Коваленко В.Н., Борткевич О.П. Остеоартроз. Практическое руководство. Киев: Морион 2003.
5. 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; 9,13.
6. Сазонова Н.В., Щуров В.А. Динамометрические показатели мышц нижних конечностей у больных остеоартрозом. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова 2008; 4: 40-43.
7. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия. М.: Научно-медицинская фирма МБН 2007.
8. Biryukova E.V., Roschin V.Y., Frolov A.A., Ioffe M.E., Massion J., Dufosse M. Forearm postural control during unloading: anticipatory changes in elbow stiffness. Exp. Brain Res. 1999; 124; 1: 107-117.
9. Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M. Kinematics of human arm reconstructed from Spatial Tracking System recordings. J. of Biomechanics 2000; 33; 8: 985-995.
10. Frolov A.A., Dufosse M., Rizek S., Kaladjan A. On the possibility of linear modeling of the human arm neuromuscular apparatus. Biol. Cybern. 2000; 82; 6: 499-515.
11. Landry S.C., Kelly A., McKean K.A., Hubley-Kozey C.L., Stanish W.D., Deluzio K.J. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. J. Biomechanics 2007; 40; 8: 1754-1761.
12. Miki H., Sugano N., Hagio K., Nishi T., Kawakami H., Kakimoto A., Nakamura N., Yoshikawa H. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. J. Biomechanics 2004; 37; 4: 443-455.
13. Prokopenko R.A., Frolov A.A., Biryukova E.V., Roby-Brami A. Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom. J. Biomechanics 2001; 34; 2: 177-185.
14. Tilbury J.B., Van Eetvelt P.W.J., Garibaldi J.M., Curnow J.S.H., Ifeactor E.C. Receiver operation characteristic analysis for intelligent medical systems – a new approach for finding confidence intervals. IEEE transactions on Biomedical Engineering 2000; 47; 7: 952-963.
15. Wu W.-L., Huang P.-J., Lin C.-J., Chen W.-Y., Huang K.-F., Cheng Y.-M. Lower extremity kinematics and kinetics during level walking and stair climbing in subjects with triple arthrodesis or subtalar fusion. Gait & Posture 2005; 21; 3: 263-270.

Поступила 15.10.2010 г.

### Информация об авторах

1. Гурьев Владимир Васильевич – к.м.н., доцент кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Московского государственного медико-стоматологического университета; e-mail: drguriev@mail.ru
2. Зоря Василий Иосифович – д.м.н., профессор, заслуженный деятель науки Российской Федерации, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Московского государственного медико-стоматологического университета; e-mail: drguriev@mail.ru
3. Бирюкова Елена Владимировна – к.ф.м.н., старший научный сотрудник лаборатории математической нейрофизиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН; e-mail: ebiryukova@mail.ru
4. Прокопенко Роман Александрович – к.ф.м.н., младший научный сотрудник лаборатории математической нейрофизиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН; e-mail: ebiryukova@mail.ru
5. Фролов Александр Алексеевич – д.б.н., заведующий лабораторией математической нейрофизиологии обучения Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН; e-mail: ebiryukova@mail.ru