

УДК 616.728.3:615.8

Солодилов Р. О.
Solodilov R. O.

**ВЛИЯНИЕ КЛИНИЧЕСКИ ОБОСНОВАННОЙ ПРОГРАММЫ
ФИЗИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ НА КИНЕМАТИКУ КОЛЕННОГО СУСТАВА
ПРИ ПАТЕЛЛОФЕМОРАЛЬНОМ ОСТЕОАРТРОЗЕ***

**THE INFLUENCE OF A CLINICALLY JUSTIFIED
PHYSICAL REHABILITATION PROGRAM ON THE KNEE JOINT KINEMATICS
WITH PATELLOFEMORAL OSTEOARTHRITIS**

В статье представлены данные об эффективности и преимуществе разработанной программы клинической физической реабилитации с элементами мануальной терапии в сравнении с аналогичной программой, но выполняемой в домашних условиях. Установлено, что клинически обоснованный подход при проведении реабилитационных мероприятий оказывает более существенно выраженное влияние на биомеханику движений в коленных суставах.

The paper presents the efficiency and advantages of a clinical physical rehabilitation programs comprising manual therapy compared to a similar program performed at home. It has been found that a clinically justified approach to recovery results in better effect on the knee joint biomechanics.

Ключевые слова: кинематика, коленный сустав, реабилитация, остеоартроз.

Keywords: kinematics, knee joint, rehabilitation, osteoarthritis.

Официально такой диагноз, как пателлофemorальный артроз в международной классификации заболеваний отсутствует, но данный термин широко используется в специальной медицинской литературе. Правильное название заболевания – пателлофemorальный синдром, и именно об этом заболевании идет речь, когда упоминается пателлофemorальный артроз. Пателлофemorальный артроз характеризуется повреждением хряща между коленной чашечкой и бедренной кости. В отличие от других типов артрозов коленного сустава, которые возникают во внутренней или наружной части колена и вызывают трудности при ходьбе по ровной поверхности, пателлофemorальный артроз провоцирует боль в передней части колена при сидении на корточках и подъеме из сидячего положения.

Коленный сустав является самым крупным и сложным соединением человеческого тела. В суставной полости коленного сустава имеется три сочленения: латеральный и медиальный тibiофemorальный суставы (между бедренной и большеберцовой костью) и пателлофemorальный сустав (между бедренной костью и коленной чашечкой). Каждая из этих областей может быть поражена артрозом как отдельно, так и комбинированно. Наиболее подверженным воздействию артроза является медиальная область тibiофemorального сустава, его поражение происходит в 75 % случаев, пателлофemorальный сустав – в 48 % случаев, латеральная область тibiофemorального сустава – в 26 % случаев [6; 10]. В здоровом суставе ось нагрузки проходит через центр тibiофemorального сустава, но если нагрузка на тibiофemorальный сустав превышает массу тела более чем в 3 раза, то максимум нагрузки приходится на медиальную часть сочленения. При выполнении такого движения, как подъем с корточек или вставания со стула, нагрузка на пателлофemorальный сустав может превышать в 6–8 раз массу тела [3; 5]. Возможно, именно этим можно объяснить высокую частоту поражения ти-

* Работа выполнена при финансовой поддержке РГНФ и Департамента образования и молодежной политики Ханты-Мансийского автономного округа – Югры, проект № 16-16-86006.

биофemorального и пателлофemorального суставов. Хотя поражение коленного сустава наиболее часто приходится на тибеофemorальное сочленение, именно при поражении пателлофemorального сустава риск получения инвалидности существенно выше [1; 8].

Таким образом, рациональное лечение дегенеративно-дистрофических повреждений в коленном суставе и восстановление правильной биомеханики движения на сегодняшний день является актуальной темой. Что в свою очередь имеет первостепенное значение в предупреждении дальнейшего развития патологических изменений, которые приводят к снижению или полной утрате трудоспособности у людей зрелого и пожилого возраста, ведущих активный образ жизни.

Цель исследования – изучить влияние клинически обоснованной программы физической реабилитации на кинематику коленного сустава у людей, страдающих пателлофemorальным остеоартрозом.

Материалы и методы исследования. В исследовании приняли участие 33 человека в возрасте 40–65 лет с пателлофemorальным остеоартрозом коленного сустава. Все испытуемые дали письменное информированное согласие на участие в исследовании и прошли учет критериев включения и исключения из него (табл. 1). Затем оставшихся испытуемых случайным образом разделили на 2 группы – А ($n = 15$) и Б ($n = 15$).

Участники группы А самостоятельно выполняли разработанную нами домашнюю реабилитационную программу (РП), в то время как группа Б выполняла ту же РП, но в совокупности с курсом мануальной терапии. РП состояла из 24 сеансов физической терапии, которые включали в себя активные упражнения для увеличения амплитуды движения в коленных суставах, на укрепление мышц, на растяжку и езду на велотренажере. Программа реабилитационных упражнений основана на современных подходах, имеющих достаточную доказательную базу эффективности лечения и способов получения у пациентов желаемого результата [11].

При составлении РП были учтены возможные неблагоприятные признаки и симптомы, которые могли возникнуть в процессе выполнения физических упражнений (усиление боли, увеличение тугоподвижности в суставах и т. п.), которые могли неблагоприятно повлиять на ход лечения и мотивацию к продолжению занятий.

Таблица 1

Критерии включения и исключения

Критерии включения	Критерии исключения
Возраст 40–65 лет	Неврологические заболевания или заболевания ОДА, которые могут повлиять на результаты теста
Диапазон сгибания колена 120°	Заболевания разгибательного механизма колена
Способность самостоятельно передвигаться на расстояние >15 метров без вспомогательных устройств	Беременность
Способность самостоятельно вставать со стандартного стула не менее 5 раз, без использования рук*	Кортикостероидные инъекции колена, за последние три месяца
Наличие болевых ощущений в коленях более одного года	Хирургическая операция на нижней конечности
Билатеральная боль в коленях	Невозможность присутствия на необходимом количестве лечебных процедур и контрольных срезов

Примечание: *высота стандартного стула – 44 см.

Все испытуемые прошли устное и практическое обучение выполнению физических упражнений. Они были проинструктированы о том, что любое проявление болевых ощущений при выполнении упражнений следует избегать, кроме тех случаев, когда боль или тугоподвижность в коленном суставе уменьшается с каждым повторением. Каждый испытуемый получил подробный вспомогательный раздаточный материал, содержащий журнал тренировок, инструкции и рисунки к упражнениям. Испытуемым было разрешено использовать домашние велотренажеры, если они являлись частью их повседневной физической активности. Упражнения на велотренажере не были записаны в журнале тренировок как обязательная часть реабилитационной программы.

Курс мануальной терапии состоял из 8 процедур, которые проводились один раз в неделю. Мануальная терапия была основана на методах уровневой мобилизации сустава [2]. Уровни мобилизации суставов могут быть использованы для определения местоположения, в котором требуется мобилизация, необходимой затрачиваемой силы, амплитуды или экскурсии движения. Первый уровень мобилизации характеризуется как движение небольшой амплитуды, в начале доступного диапазона движения с возможным небольшим сопротивлением (R1). Второй уровень мобилизации характеризуется как движение большой амплитуды, также в пределах диапазона движения сустава, с возможным небольшим сопротивлением (R1). Третий уровень мобилизации характеризуется движением большой амплитуды, которое достигается в конце диапазона движения и происходит примерно на 50 %, или на полпути между R1 и R2. Четвертый уровень мобилизации характеризуется движением небольшой амплитуды, которое происходит приблизительно на 50 % между R1 и R2. Пятый уровень мобилизации, также известный как осевая мобилизация, выполняется с высокой скоростью и малой амплитудой движения, в максимальном диапазоне движения. Плюсы (+, ++), и минусы (–, – –) используются для уточнения уровней мобилизации. Уровни III– и IV– выполняются в начале R1. Уровни III+ и IV+ выполняются приблизительно на 25 % между R1 и R2. Уровни III++ и IV++ выполняются на 75 % между R1 и R2. Уровни III+++ и IV+++ выполняются в R2 (рис. 1).

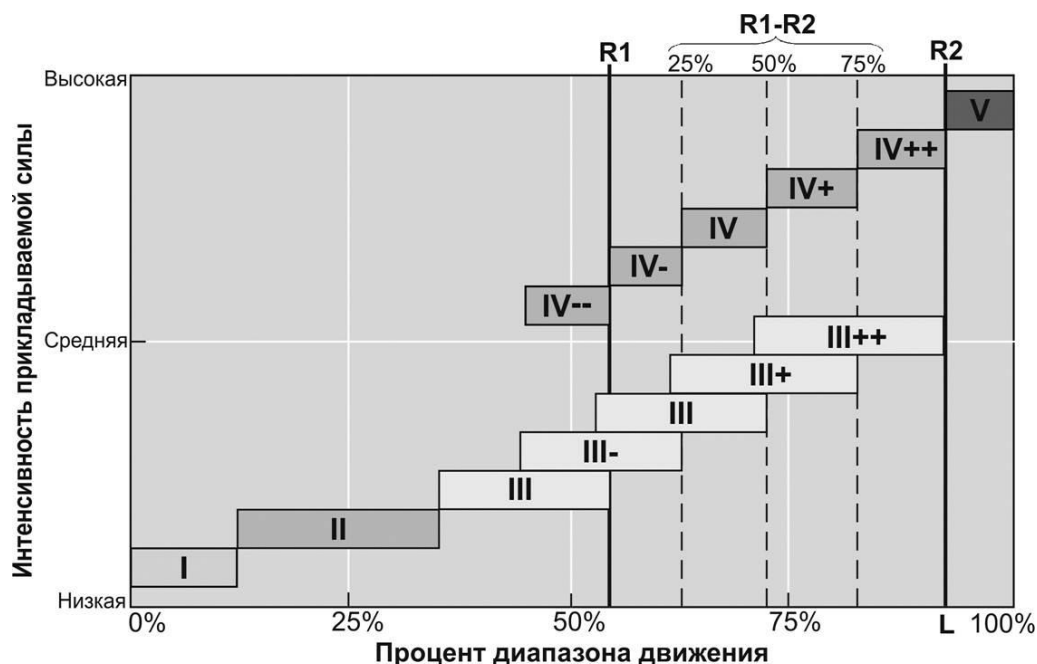


Рис. 1. Уровни мобилизации I–IV, включая плюсы (+) и минусы (–), основанные на позиции по отношению к первому (R1) и последнему (R2) барьерам сопротивления:

R1 – первый барьер сопротивления; R2 – последний барьер сопротивления;

L – лимит свободного движения сустава

Биомеханический анализ вставания был проведен с использованием 3 безмаркерных сенсорных контроллеров (БСК) «Microsoft Kinect v.2», оснащенного системой захвата движения и программного обеспечения «Brekel Pro Body». Данный БСК зарекомендовал себя как надежное средство получения достоверных показателей [4; 8]. Сенсоры располагались на триподе, высота которых была отрегулирована на 80 см, расстояние от сенсоров до стула составляла 210 см. БСК были установлены во фронтальной и сагиттальной плоскостях по отношению к испытуемому.

Участники исследования выполняли вставание 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 оставалась на усмотрении участников. Участники исследования выполняли тест в 3 подхода. Весь цикл движения был разбит на 3 фазы, которые были описаны Schenkman и коллегами [9]: фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления. Фазы в свою очередь были разбиты на четыре события (t_1 – t_4): t_1 – старт (туловище отклоняется на 1° или более); t_2 – вставание (контактные выключатели на стуле выключаются); t_3 – максимальное сгибание голеностопного сустава доминантной конечности; t_4 – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется $0^\circ/\text{с}$) (рис. 1). Начало движения было определено как момент, когда торс в сагиттальной плоскости отклонился на 1 или более градусов. 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 $0^\circ/\text{с}$. Цикл движения был нормализован следующим образом: 0 % – начало теста, 100 % – конец теста (рис. 2).

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 .csv для каждой из трех степеней свобод хуз.

Зависимые переменные включали в себя углы коленных суставов: максимальные и минимальные моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале выполнения подъема. Биомеханические переменные были оценены в 3 анатомических плоскостях движения. Статистический анализ так же был проведен между доминантной и не доминантной нижними конечностями.

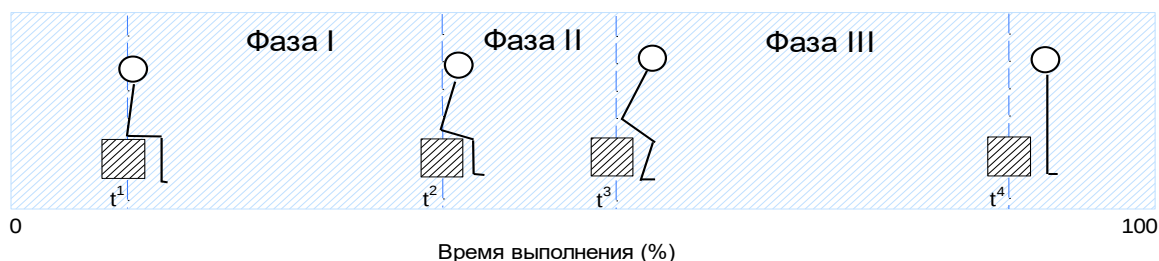


Рис. 2. Фазы вставания:

фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления;
 t_1 – старт (туловище отклоняется на 1° или более); t_2 – подъем (контактные выключатели на стуле выключаются);
 t_3 – максимальное сгибание голеностопного сустава доминантной конечности;
 t_4 – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется $0^\circ/\text{с}$)

Методы статистической обработки данных. Статистический анализ был проведен при помощи программного пакета Statistica 10 (StatSoft, Inc., США). Рассчитывали среднее значение $\langle X \rangle$ и стандартное отклонение $\langle SD \rangle$ для коленного и тазобедренного суставов: максимальные и минимальные угловые моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале вставания. Данные групп были усреднены и стандартизированы. Ввиду большого количества сравнений, уровень статистической значимости был установлен на $p < 0,01$.

Результаты исследования. После прохождения 8-недельного курса реабилитации в группах А и Б были зафиксированы существенные различия в кинематике коленных суставов по сравнению с исходными данными, полученными до реабилитации. Обе группы показали достоверные изменения в кинематике доминантных и недоминантных конечностей (табл. 2). Однако при сравнительном анализе кинематики коленных суставов доминантной и недоминантной конечностей установлено, что испытуемые группы Б показали существенно лучшие результаты по сравнению с испытуемыми группы А.

Таблица 2

Кинематические данные углов коленных суставов (в град).**Углы выражены в средних значениях $\pm$ стандартное отклонение ($\bar{X} \pm SD$)**

Событие	Плоскость	До реабилитации	Экспериментальная группа (А) (Д/НД)	Экспериментальная группа (Б) (Д/НД)
Начало	Сагиттальная	-84,4 (4,3) / -84,4 (3,7)	-84,5 $\pm$ 4,6 / -84,5 $\pm$ 4,6	-85,1 $\pm$ 3,1 / -85,2 $\pm$ 3,2
	Фронтальная	7,2 (2,4) / 9,2 (2,9)*	7,6 $\pm$ 2,6 / 9,3 $\pm$ 2,7*	7,6 $\pm$ 2,4 / 8,2 $\pm$ 2,5
	Поперечная	4,8 (2,7) / 6,3 (3,0)*	4,9 $\pm$ 2,1 / 6,4 $\pm$ 2,1*	4,5 $\pm$ 2,1 / 5,4 $\pm$ 2,2*
Подъем	Сагиттальная	-79,7 (5,5) / -79,5 (6,3)	-79,5 $\pm$ 3,8 / -79,3 $\pm$ 3,9	-80,1 $\pm$ 3,5 / -80,1 $\pm$ 3,7
	Фронтальная	7,6 (2,3) / 9,0 (3,4)*	7,9 $\pm$ 2,2 / 9,2 $\pm$ 2,1*	7,9 $\pm$ 3,2 / 8,2 $\pm$ 3,3
	Поперечная	4,4 (2,8) / 4,9 (2,9)	4,6 $\pm$ 2,1 / 5,0 $\pm$ 2,2	3,7 $\pm$ 2,2 / 4,0 $\pm$ 2,3
Конец	Сагиттальная	-9,7 (3,1) / -9,5 (2,8)	-9,6 $\pm$ 2,6 / -9,7 $\pm$ 2,6	-10,4 $\pm$ 2,9 / -10,3 $\pm$ 2,8
	Фронтальная	6,9 (2,4) / 4,2 (2,7)*	6,7 $\pm$ 2,9 / 5,1 $\pm$ 2,1*	6,0 $\pm$ 3,1 / 5,7 $\pm$ 3,0
	Поперечная	2,6 (2,2) / 0,6 (3,4)*	1,5 $\pm$ 1,6 / 1,9 $\pm$ 2,0*	1,8 $\pm$ 2,2 / 1,6 $\pm$ 2,1
Максимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	-9,7 (3,7) / -9,5 (3,1)	-9,7 $\pm$ 3,5 / -9,6 $\pm$ 3,3	-10,5 $\pm$ 3,1 / 10,3 $\pm$ 3,2
	Фронтальная	10,4 (3,7) / 11,6 (4,4)*	10,7 $\pm$ 2,2 / 11,4 $\pm$ 2,2*	9,7 $\pm$ 3,4 / 10,3 $\pm$ 3,7
	Поперечная	7,8 (2,5) / 7,5 (2,7)	7,9 $\pm$ 2,1 / 7,6 $\pm$ 2,1	6,9 $\pm$ 2,8 / 6,6 $\pm$ 2,4
Минимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	-84,4 (4,3) / -84,4 (3,7)	-84,5 $\pm$ 4,6 / -84,5 $\pm$ 4,6	-85,1 $\pm$ 3,1 / -85,2 $\pm$ 3,2
	Фронтальная	3,7 (2,4) / 4,2 (2,5)*	4,9 $\pm$ 2,1 / 4,3 $\pm$ 2,2*	3,9 $\pm$ 2,7 / 4,1 $\pm$ 2,8
	Поперечная	1,3 (3,0) / -0,8 (2,9)*	2,7 $\pm$ 2,4 / 0,6 $\pm$ 2,3*	1,3 $\pm$ 2,3 / 1,0 $\pm$ 2,2*

Примечание: * – достоверные различия между доминантной и недоминантной конечностями, $p < 0,01$.

Во фронтальной плоскости у испытуемых группы Б на протяжении всех пяти измеряемых событий зафиксировано выравнивание ангулярной асимметрии в коленных суставах между доминантной и недоминантной конечностями. Установлено, что после прохождения 8 недель реабилитации кинематика коленных суставов доминантной и недоминантной конечностей стала сходной и статистически значимо не различалась ($p > 0,05$). В то время как у испытуемых группы А была зафиксирована тенденция к уменьшению ангулярной асимметрии, по сравнению с данными, полученными до реабилитации. Разница ангулярных положений коленных суставов между доминантной и недоминантной конечностями в начале теста составила 7 % в группе Б против 22 % в группе А (до реабилитации – 27 %), при подъеме – 3 % против 16 % (до реабилитации – 18 %), в конце теста – 9 % против 24 % (до реабилитации – 39 %), при максимальной угловой позиции сустава – 6 % против 7 % (до реабилитации – 12 %), при минимальной угловой позиции сустава – 7 % против 13 % (до реабилитации – 13 %) (рис. 3). Уменьшение уровня асимметрии латерального смещения в коленных суставах у испытуемых может свидетельствовать о том, что распределяемая нагрузка между двумя суставными поверхностями после прохождения реабилитации стала распределяться более рав-

номерно. Соответственно, уменьшает износ медиальной и латеральной частей бедренно-большеберцового сочленения.

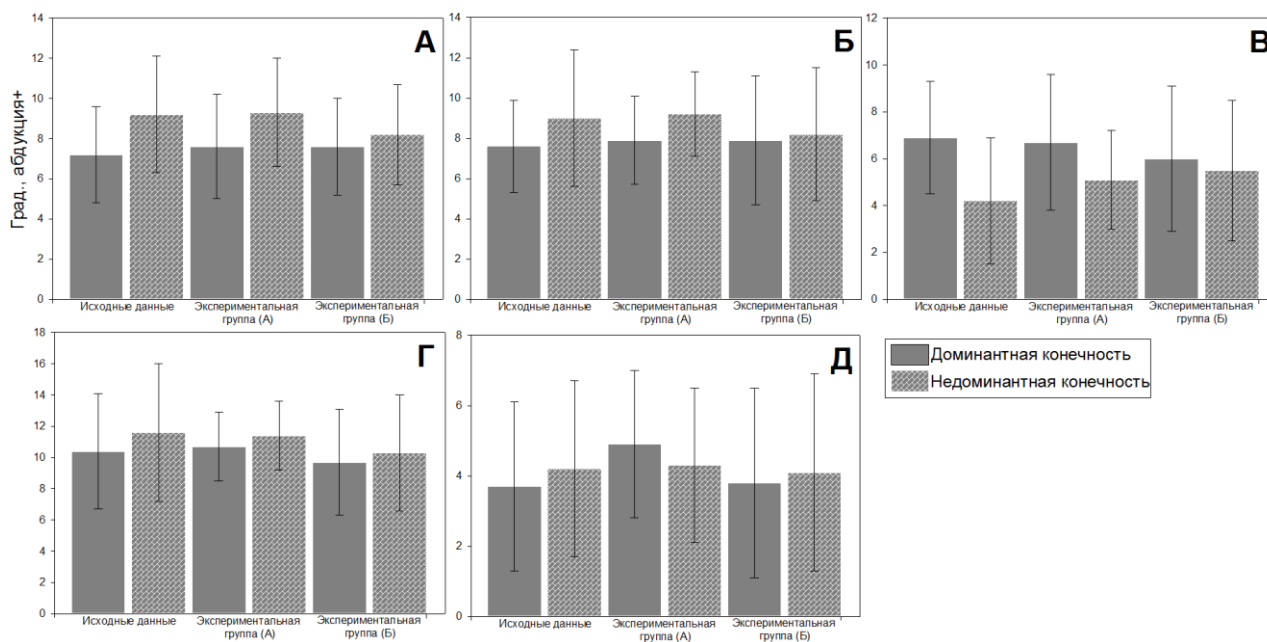


Рис. 3. Угловые позиции коленных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б), в конце теста (В), при максимальном (Г) и минимальном (Д) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости

В поперечной плоскости также были зафиксированы существенные различия между исходными данными и данными, полученными после реабилитации ($p < 0,01$) (рис. 4).

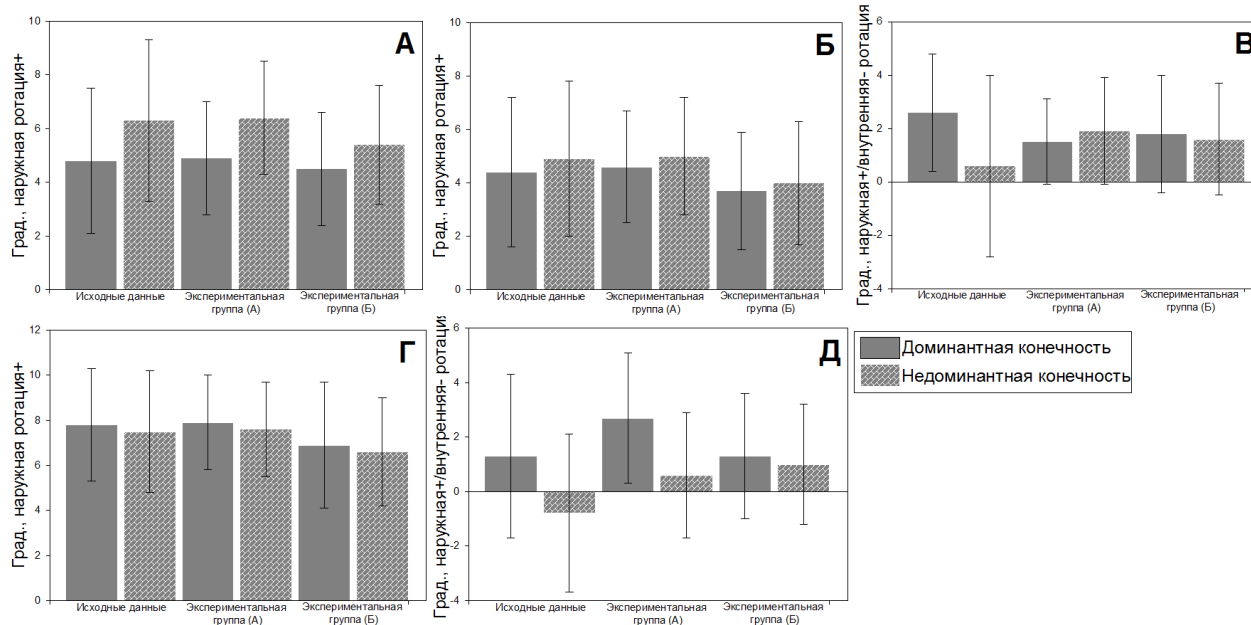


Рис. 4. Угловые позиции коленных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б), в конце теста (В), при максимальном (Г) и минимальном (Д) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания в поперечной плоскости

Хотя достоверного значения в уменьшении уровня ангулярной асимметрии между доминантной и недоминантной конечностями достигнуто не было, испытуемые группы Б показали лучшие результаты, чем испытуемые группы А. Разница ангулярных положений колен-

ных суставов между доминантной и недоминантной конечностями в начале теста составила 30 % и 20 % (до реабилитации – 31 %), при подъеме 16 % и 8 % (до реабилитации – 11 %), в конце теста 26 % и 12 % (до реабилитации – 77 %), при максимальной угловой позиции сустава 4 % и 4 % (до реабилитации – 4 %), при минимальной угловой позиции сустава 78 % и 24 % (до реабилитации – 61 %) в группе А и Б соответственно.

Уменьшение уровня асимметрии осевой ротации в коленных суставах было достигнуто за счет уменьшения смещения надколенника кнаружи в недоминантной конечности. Вследствие чего можно сделать вывод, что надколенник недоминантной конечности стал ложиться в борозду между мышцами бедренной кости более правильно, т. е. центрировано, из-за чего работа надколенника как блока при разгибании коленного сустава стала более эффективной. Поскольку по бокам надколенник удерживают две связки, наружная и внутренняя, где наружная связка тянет надколенник кнаружи и не дает ему сместиться кнутри, а внутренняя тянет надколенник кнутри, не давая ему вывихнуться кнаружи, можно предположить, что до реабилитации внутренняя связка в недоминантной конечности была слабее, чем внешняя, из-за чего и была зафиксирована разница между доминантной и недоминантной конечностями. Слабость внутренней связки может привести к тому, что надколенник ложится в борозду между мышцами бедренной кости не центрировано, а со смещением кнаружи. Однако осевая стабильность надколенника обеспечивается не только благодаря связкам, но и мышцам. В частности, медиальная широкая мышца бедра, входящая в состав четырехглавой мышцы бедра, которая тянет надколенник кнутри. Если медиальная широкая мышца бедра будет слабой, то она также не сможет полноценно стабилизировать надколенник, из-за чего он также будет смещаться кнаружи.

Таким образом, клиническая программа физической реабилитации в совокупности с процедурами мануальной терапии доказала свою эффективность и преимущество в сравнении с программой физической реабилитации, выполняемой в домашних условиях. Уменьшение уровня ангулярной асимметрии между доминантной и недоминантной конечностями способствует более правильной работе не только отдельных суставных структур, но и всего коленного сустава в целом. Кроме этого, уменьшение уровня ангулярной асимметрии между конечностями свидетельствует об увеличении силы мышц, участвующих в работе коленного сустава, а также укреплении связок удерживающих коленный сустав.

Литература

1. Davies A. P., Vince A. S., Shepstone L., Donell S. T., Glasgow M. M. The radiologic prevalence of patellofemoral osteoarthritis // Clin. Orthop. Rel. Res. 2002. № 402. P. 206–212.
2. Deyle G. D., Henderson N. E., Matekel R. L. Effectiveness of manual physical therapy and exercise in osteoarthritis of the knee: a randomized, controlled trial // Ann. Intern. Med. 2000. № 132. P. 173–181.
3. Ellis M. I., Seedhom B. B., Wright V. Forces in the knee joint whilst rising from a seated position // J. Biomed. Eng. 1984. № 6. P. 113–120.
4. Fernández-Baena A., Susin A., Lligadas X. Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments // CD Proceedings of the INCoS 2012 : IEEE International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems. Bucharest: IEEE Computer Society Publications, 2012. P. 656–661.
5. Fulkerson J. P. Biomechanics of the patellofemoral joint. In: Disorders of the Patellofemoral Joint // 4th ed. Philadelphia, Pa : Lippincott Williams & Wilkins. 2004. P. 24–42.
6. Guccione A. A., Meenan R. F., Anderson J. J. Arthritis in nursing home residents: a validation of its prevalence and examination of its impact on institutionalization and functional status // Arthritis Rheum. 1989. № 32. P. 1546–1553.
7. 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, University of Virginia, Charlottesville, VA, USA, April 27, 2012.

8. 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. № 51. P. 844–849.

9. 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. № 70. P. 638–651.

10. Slemenda C., Brandt K. D., Heilman D. K., Mazzucca S., Braunstein E. M., Katz B. P., Wolinsky F. D. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee // *Ann Intern Med.* 1997. № 127. P. 97–104.

11. Wallin D., Ekblom B., Grahn R., Nordenborg T. Improvement of muscle flexibility: a comparison between two techniques // *Am J. Sports Med.* 1985. № 13. P. 263–268.