

Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 4. С. 554-558.
Genij Ortopedii. 2022. Vol. 28, no. 4. P. 554-558.

Научная статья

УДК 612.76+531.1]:616.728.3-073.75-092.4

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-4-554-558>



**Разработка шаблона мгновенных центров вращения коленного сустава
(экспериментальное исследование)**

Сайгидула Абдурахманович Рохоев^{1✉}, Леонид Николаевич Соломин^{1,2}, Дмитрий Анатольевич Старчик³

¹ Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург, Россия

² Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет, Санкт-Петербург, Россия

³ Северо-западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия

Автор, ответственный за переписку: Сайгидула Абдурахманович Рохоев, 09saga@mail.ru

Аннотация

Введение. В литературе имеются данные, описывающие форму траектории перемещения центра вращения коленного сустава. Однако сведения о точном местоположении мгновенных центров вращения при различных углах сгибания в коленном суставе отсутствуют. **Цель.** Определить локализацию мгновенных центров вращения при различных углах сгибания в коленном суставе и представить результаты в виде шаблона. **Материалы и методы.** Эксперимент выполнен при помощи специально разработанного устройства, позволяющего фиксировать препарат нижней конечности. Устройство позволяло при помощи рентгенопозитивного маркера идентифицировать нулевой мгновенный центр вращения. В дальнейшем поэтапно, каждые 10° сгибания до достижения угла 120°, выполняли контрольные рентгенограммы для определения «перемещения» мгновенных центров вращения. После этого при помощи графического редактора были получены данные о точной локализации мгновенных центров вращения при различных углах сгибания в коленном суставе. В дополнение устройство позволяло оценить величину внутренней ротации большеберцовой кости. **Результаты.** Полученные данные о локализации мгновенных центров вращения были нанесены на контур дистального отдела бедренной кости и таким образом представлены в виде шаблона с возможностью масштабирования. **Заключение.** Разработанный шаблон может быть полезен при расчетах в программах ортопедических гексаподов, когда они используются для разработки движений в коленном суставе. Также шаблон может быть использован для совершенствования устройств для реабилитационной механотерапии, эндопротезов.

Ключевые слова: коленный сустав, кинематика, ось вращения, мгновенные центры вращения

Для цитирования: Рохоев С.А., Соломин Л.Н., Старчик Д.А. Разработка шаблона мгновенных центров вращения коленного сустава (экспериментальное исследование) // Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 4. С. 554-558. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-4-554-558. EDN QMHTWJ.

Original article

Template of instant centers of rotation developed for the knee joint (experimental study)

Saigidula A. Rokhoviev^{1✉}, Leonid N. Solomin^{1,2}, Dmitrii Y. Starchik³

¹ Vreden National Medical Research Center of Traumatology and Orthopedics, Saint-Petersburg, Russian Federation

² St. Petersburg State Pediatric Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

³ North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, St. Petersburg, Russian Federation

Corresponding author: Saigidula A. Rokhoviev, 09saga@mail.ru

Abstract

Relevance There are data in the literature describing the trajectory of displaced center of rotation of the knee joint. However, data on the exact location of instantaneous centers of rotation at various angles of the knee flexion are not available. **Objective** To identify the localization of instantaneous centers of rotation at various angles of the knee flexion and present the results in the form of a template. **Material and methods** The bench testing was performed using a specially developed device that provides fixation of the anatomic cadaver preparation of the lower extremity. The device made it possible to identify the zero instantaneous center of rotation using a radiographic positive marker. Control radiographs were performed to determine the "movement" of instantaneous centers of rotation at every 10° of flexion to reach an angle of 120°. The exact location of instantaneous centers of rotation at different knee flexion angles were obtained with a graphical editor and tibia internal rotation identified during the knee flexion. **Results** The identified instantaneous centers of rotation were applied to the contour of the distal femur to form the template and allow scaling. **Conclusions** The template developed could be useful for computer hexapod assisted orthopaedic surgery in the treatment of knee stiffness, for mechanotherapy and joint replacement.

Keywords: knee joint, kinematics, axis of rotation, instantaneous centers of rotation

For citation: Rokhoviev S.A., Solomin L.N., Starchik D.A. Template of instant centers of rotation developed for the knee joint (experimental study). *Genij Ortopedii*, 2022, vol. 28, no 4, pp. 554-558. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-4-554-558.

АКТУАЛЬНОСТЬ

Нередко для устранения стойких контрактур коленного сустава выполнения одних мягкотканых вмешательств бывает недостаточно [1, 2, 3]. Поэтому в дополнение к релизам применяют аппараты внешней фиксации [4, 5, 6]. Основная проблема, с которой сталкиваются ортопеды при использовании аппаратов внешней фиксации (АВФ) для восстановления движений в коленном суставе, это его сложная кинематика [7].

Совершаемые в коленном суставе движения представляют собой комбинацию скольжения, перекаты-

вания и ротации мыщелков бедренной относительно большеберцовой кости, совершаемых одновременно в трех плоскостях (сагитальной, вертикальной и, минимально, вокруг фронтальной в пределах 3–5°) [8]. При сгибании-разгибании центр вращения в коленном суставе перемещается [9, 10]. При пассивном сгибании латеральный мыщелок, перекатываясь, сопровождает ротацию большеберцовой кости, при этом медиальный мыщелок бедренной кости остается относительно неподвижным [11]. Вертикальная ось, вокруг которой

происходит ротация большеберцовой кости, располагается в медиальном отделе сустава [12].

Для воспроизведения таких сложных движений необходимы АВФ, работающие на основе виртуального шарнира [13]. К АВФ данной группы относятся ортопедические гексаподы, работающие при помощи пассивной компьютерной навигации [14, 15, 16]. В компьютерной программе ортопедического гексапода есть возможность установки одной оси, вокруг которой будет происходить вращение [17]. Располагая данными о точках локализации центра вращения при различных углах сгибания и перемещая ось вращения в компьютерной программе

гексапода, можно было бы произвести расчет изменения длины страт в соответствии с переменным центром вращения, т.е. в соответствии с кинематикой сустава. Однако работы, посвященные исследованию перемещения центра вращения, ограничены лишь описанием самой траектории, без точного указания местоположения мгновенных центров вращения [18, 19].

Исходя из вышесказанного, данное исследование преследовало цель определения локализации мгновенных центров вращения при различных углах сгибания в коленном суставе и представления результатов в виде шаблона.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Экспериментальное исследование было проведено на 12 непарных нефиксированных препаратах нижней конечности: 6-ти трупах мужчин и 6-ти трупах женщин, умерших от причин, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата. Длины бедер препаратов варьировали в диапазоне 38–46 см ($42,3 \pm 2,49$), длины голени – 33–41 см ($37,1 \pm 2,44$).

Эксперимент выполнялся с использованием оригинального устройства (рис. 1, а, б), которое включает основание 1 и модуль из трех опор 2 (двух кольцевых и одной секторной). В них при помощи стандартных чрескостных элементов стабильно фиксировали препараты нижних конечностей 3. К кольцевой опоре на бедре дополнительно была прикреплена «свободная» (без чрескостных элементов) секторная опора 4. На уровне средней трети голени фиксировали кольцевую опору 5. На ее наружной поверхности, с возможностью его двухплоскостного перемещения, был установлен 2-мм стержень с округлым утолщением на конце 6. Также к этой кольцевой опоре крепилась тросовая тяга 7, протянутая через два блока, установленных на свободной секторной опоре бедра 8 и кольцевой опоре, фиксированной к основанию 9 этого устройства (рис. 1, а, б).

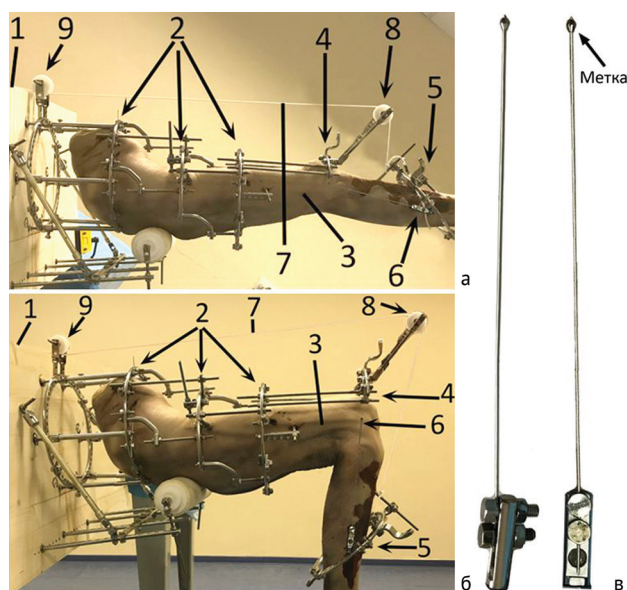


Рис. 1. Устройство для определения мгновенных центров вращения коленного сустава. Пояснения в тексте

Эксперимент выполняли следующим образом. Под рентгеноконтролем при помощи мобильного

аппарата «Арман 9Л5» в положении разгибания голени устанавливали метку (округлое утолщение на конце 2 мм стержня) в проекции нулевого мгновенного центра. За нулевой мгновенный центр принимали точку пересечения заднего кортикального слоя бедренной кости и линии межмышечковой вырезки (линия Блюменсаата) (рис. 2, а). После расположения метки в указанной точке, ослабив натяжение троса, осуществляли сгибание голени. Каждые 10° сгибания выполняли контрольные рентгенограммы коленного сустава в боковой проекции, до достижения угла сгибания 120° .

Полученные 12 рентгенограмм загружали в программу графического редактора «Adobe Photoshop 2021» и наслаивали друг на друга, чтобы контуры дистального отдела бедренной кости совпадали (рис. 2, б). Затем определяли местоположение меток на каждой из рентгенограмм (рис. 2, в). Для этого на исследуемой рентгенограмме проводили продольную линию по заднему кортикальному слою и на уровне ее пересечения с линией Блюменсаата под прямым углом проводили поперечную линию. Таким образом, обе линии пересекались на метке, установленной в точке нулевого мгновенного центра (нулевой метке). Затем в программе графического редактора Adobe Photoshop чертили прямоугольник от центра нулевой метки до центра исследуемой. В качестве примера на рисунке 2, г представлено определение местоположения метки (т.е. мгновенного центра) коленного сустава при сгибании 80° . Длину и ширину прямоугольника программа редактора представляла в пикселях (pix) (рис. 2, г). Полученные при измерении каждой метки данные в пикселях заносили в таблицу для последующего статистического анализа.

В дополнение к этому в эксперименте определяли величину внутренней ротации большеберцовой кости при 10, 30, 60, 90 и 120° сгибания в коленном суставе. Для этого на секторную опору устанавливали резьбовой стержень так, чтобы при разгибании он был параллелен стержню-шурупу, введенному в большеберцовую кость с ее передней поверхности. Затем пассивно сгибали голень и измеряли угол, образованный между резьбовым стержнем на свободном секторе и стержнем-шурупом, введенным в большеберцовую кость (рис. 3). Данные измерения угла ротации регистрировали и заносили в таблицу для последующего статистического анализа.

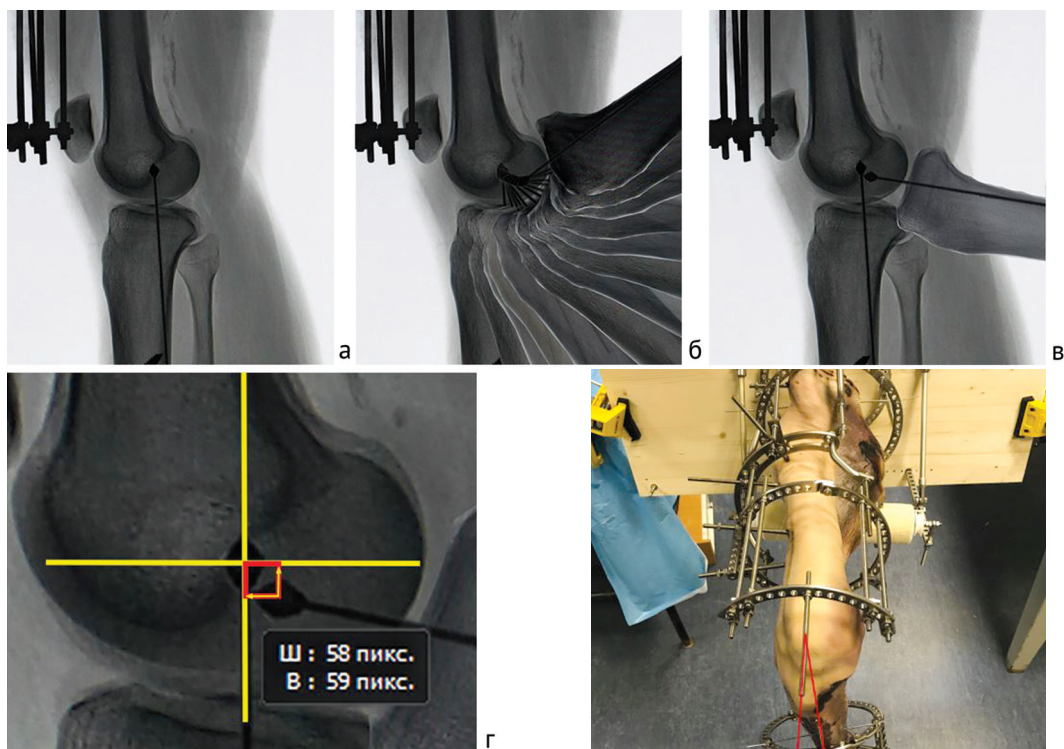


Рис. 2. Способ выполнения эксперимента: а – установка метки в точке пересечения заднего кортикального слоя и линии Блюменсаата; б – этапные рентгенограммы, обработанные в графическом редакторе; в – рентгенограмма коленного сустава в положении сгибания 80°; г – определение положения исследуемой метки относительно метки, располагающейся в нулевом положении

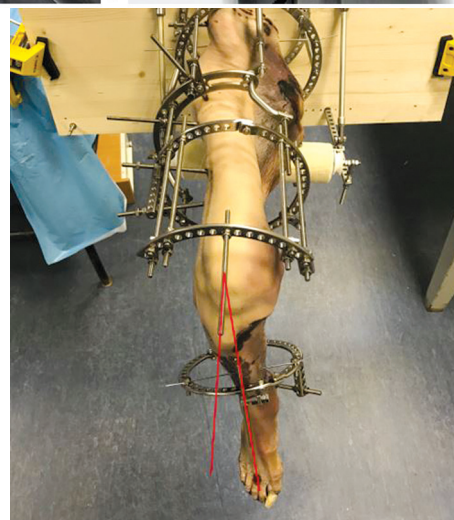


Рис. 3. Определение ротации большеберцовой кости

Для получения статистически значимых данных исследование каждого препарата повторяли 5 раз. Таким образом, всего было выполнено 60 серий экспериментов. Полученные количественные данные были статисти-

чески обработаны в программе Statistica v10.1. Для выявления статистически значимых различий у препаратов от лиц мужского и женского пола использовали U-критерий Манна-Уитни.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Количественные данные, полученные в ходе эксперимента по определению мгновенных центров вращения на 12 непарных нефиксированных препаратах нижних конечностей, представлены в таблице 1.

При сравнении препаратов нижней конечности лиц мужского и женского пола статистически значимые раз-

личия не были выявлены ($p \geq 0,05$). Средние значения величины ротации большеберцовой кости при сгибании голени представлены в таблице 2. При сравнении величины внутренней ротации большеберцовой кости между препаратами лиц мужского и женского пола также не было выявлено статистически значимых различий ($p \geq 0,05$).

Таблица 1

Результаты определения расположения мгновенных центров вращения (длины и ширины прямоугольников)

Угол сгибания	Длина, pix			Значение p	Ширина, pix			Значение p
	М	Ж	М+Ж		М	Ж	М+Ж	
10°	5 [4;5]	4,5 [4;5]	5,0 [4;5]	$\geq 0,05$	1 [0;1]	1 [0;1]	1 [0;1]	$\geq 0,05$
20°	14 [13;16]	15 [14;17]	15 [14;17]	$\geq 0,05$	1 [1;2]	1,5 [1;2]	1 [1;2]	$\geq 0,05$
30°	28 [26;29]	28 [25;29]	28 [25;29]	$\geq 0,05$	3 [3;4]	3 [2;4]	3 [3;4]	$\geq 0,05$
40°	35 [33;38]	34,5 [33;37]	35 [33;37]	$\geq 0,05$	6,5 [6;8]	7 [6;7]	7 [6;7,5]	$\geq 0,05$
50°	39 [38;41]	38 [37;40]	39 [37;41]	$\geq 0,05$	14,5 [13;15]	14 [13;15]	14 [13;15]	$\geq 0,05$
60°	48 [44;49]	46 [43;49]	47 [44;49]	$\geq 0,05$	33 [31;34]	31,5 [30;34]	32 [30;34]	$\geq 0,05$
70°	55 [53;57]	53 [51;55]	54 [51;56]	$\geq 0,05$	48 [46;50]	49 [46;50]	48,5 [46;50]	$\geq 0,05$
80°	58 [56;60]	58 [56;59]	58 [56;59]	$\geq 0,05$	60 [58;61]	60 [59;61]	60 [59;61]	$\geq 0,05$
90°	66 [65;68]	66 [64;68]	66 [64;68]	$\geq 0,05$	75 [72;76]	73,5 [72;75]	74 [72;76]	$\geq 0,05$
100°	71 [69;74]	71,5 [69;73]	71 [69;73]	$\geq 0,05$	88 [87;89]	87 [86;88]	87 [86;89]	$\geq 0,05$
110°	77 [75;79]	75 [74;78]	76 [74;79]	$\geq 0,05$	101 [100;102]	100 [99;101]	101 [100;102]	$\geq 0,05$
120°	71 [70;74]	70 [68;73]	71 [68;74]	$\geq 0,05$	119 [117;121]	118 [117;120]	119 [117;121]	$\geq 0,05$

В таблице представлены медианные значения, нижние и верхние квартили.

Таблица 2

Результаты определения величины ротации большеберцовой кости

Угол сгибания	Величина ротации (в градусах)			Значение p
	М	Ж	М + Ж	
10°	5 [4; 5]	4,5 [3; 5]	5 [4;5]	≥ 0,05
30°	8 [8; 9]	8 [7,5; 8]	8 [7,75; 8,5]	≥ 0,05
60°	13,75 [13; 14]	13 [12; 14]	13,25 [12,5; 14]	≥ 0,05
90°	17,25 [16; 18]	16,25 [16; 17]	16,75 [16; 17,75]	≥ 0,05
120°	20,25 [19,5; 21]	20 [19,5; 20]	20 [19,5; 20,75]	≥ 0,05

В таблице представлены медианные значения, нижние и верхние квартили.

На основе данных таблицы 1 был создан шаблон (рис. 4) с отмеченными на нем точками локализации мгновенных центров вращения при углах сгибания от 0 до 120°. Также в шаблоне на основе данных, представленных в таблице 2, указаны средние величины внутренней ротации голени при различных углах сгибания в коленном суставе.

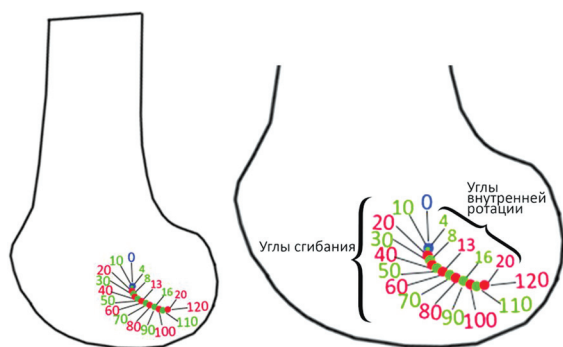


Рис. 4. Шаблон с отмеченными мгновенными центрами вращения при различных углах сгибания в коленном суставе

Анатомическая форма дистального отдела бедренной кости во всех исследуемых препаратах была одинаковой и отличалась только размерами. Поэтому этот шаблон путем масштабирования может быть использован для определения мгновенных центров ротации кости любого размера. Пример масштабирования представлен на рисунке 5.

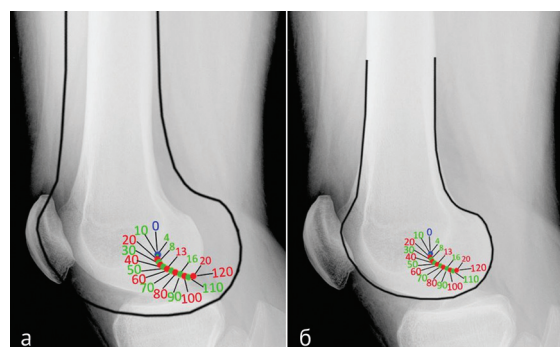


Рис. 5. Масштабирование шаблона: а – до масштабирования; б – после масштабирования

ОБСУЖДЕНИЕ

С открытием рентгенографии для нахождения мгновенного центра вращения использовался метод срединных перпендикуляров по Rouleaux [10]. Данный метод позволил отследить и схематично отобразить траекторию перемещения мгновенных центров (рис. 6, а). Схожие данные о траектории перемещения центра вращения (рис. 6, б) были получены при пространственных измерениях движений при помощи специального устройства, разработанного Н.М. Калядиным, В.А. Широковым и О.В. Оганесяном [18, 20]. Сравнив свои данные с данными, полученными по методу Rouleaux, авторы пришли к мнению, что геометрическая форма траектории перемещения мгновенных центров в проекции мыщелков остается неизменной, а небольшие отклонения в размере и расположении связаны с различиями в размерах мыщелков.

При пространственных измерениях результаты анализировались в виде циклограммы, полученной от регистрации движений четырьмя маркерами (семисегментарных матриц), установленными по внутренней и наружной стороне сустава [18, 20]. В результате авторам удалось описать форму траектории перемещения центра вращения, которая была схожей с контуром заднего отдела мыщелков бедренной кости. Однако полученных данных о форме траектории было недостаточно для использования в клинической практике. Таким образом, метод пространственных измерений имеет скорее описательный характер и способен только продемонстрировать траекторию перемещения центров, не более.

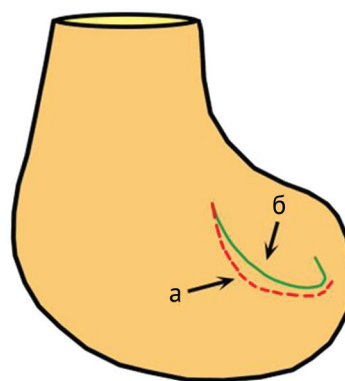


Рис. 6. Траектория перемещения центра вращения: а – данные исследования по методу Rouleaux (красная пунктирная линия) (аналогично Soudan K. et al., 1979); б – данные пространственных измерений (зеленая сплошная линия) (аналогично Оганесян О.В., 2004)

Метод срединных перпендикуляров является простым, но в тоже время очень чувствительным методом, применение которого возможно только в том случае, если движения в коленном суставе рассматриваются как одноплоскостное скольжение мыщелков относительно друг друга [21]. Даже, если представить движения таким образом и провести срединный перпендикуляр, неясно, какому углу сгибания соответствует найденный мгновенный центр. При этом также не ясно, соответствует ли найденная точка истинному пространственному расположению мгновенного центра в боковой проекции мыщелков. При построении множества перпендикуляров и соединения полученных точек можно построить траекторию и оценить ее форму, которая располагается «где-то в проекции дис-

тального отдела мышечков бедренной кости». И это не учитывая того, что даже малейшие неточности при проведении отрезков или отметки точек могут привести к погрешности и еще больше снизить информативность полученных результатов [22].

Разработанный нами способ основывается на том, что по мере увеличения сгибания контрольная метка перемещается в соответствии с перемещением центра вращения. В отличие от описанных ранее методов обсуждаемая здесь методика выполнения этапных (каждые 10°) рентгенограмм коленного сустава позволяет не только оценить траекторию перемещения, но и идентифицировать местоположение мгновенных центров вращения в боковой проекции мышечков бе-

дренной кости. Проведя анализ профильной литературы, мы обнаружили, что данное исследование является первым, описывающим местоположение мгновенных центров вращения при различных углах сгибания.

При анализе литературы, посвященной ротации большеберцовой кости при сгибании в коленном суставе, были обнаружены данные, схожие с нашими результатами. Так, A. McPherson et al. (2005) сообщают о внутренней ротации большеберцовой кости при 10° сгибания на 4,1°, при 30° сгибания – на 8,9°, при 60° сгибания – на 13,4°, при 90° сгибания – на 16,2° и при 120° – на 18,3° [23]. В работе J. Victor et al. сообщается, что при пассивном сгибании голени до угла 130° величина внутренней ротации достигает 20° [24].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный шаблон мгновенных центров вращения с дополнительным указанием ротации, на наш взгляд, облегчит практическое использование полученных данных. В первую очередь шаблон может быть полезен при расчетах в программах ор-

топедических гексаподов, когда они используются для разработки движений в коленном суставе. Также шаблон может быть использован для совершенствования устройств для реабилитационной механотерапии, эндопротезов.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Hamstring release and posterior capsulotomy for fixed knee flexion contracture in haemophiliacs / T. Wallny, H.H. Eickhoff, G. Raderschadt, H.H. Brackmann // *Haemophilia*. 1999. Vol. 5, No Suppl. 1. P. 25-27. DOI: 10.1046/j.1365-2516.1999.0050s1025.x.
2. The Judet quadricepsplasty: long-term outcome of 21 cases / A. Massé, A. Biasibetti, J. Demangos, E. Dutto, S. Pazzano, P. Gallinaro // *J. Trauma*. 2006. Vol. 61, No 2. P. 358-362. DOI: 10.1097/01.ta.0000230281.31144.1d.
3. Prognostic factors and long-term outcomes following a modified Thompson's quadricepsplasty for severely stiff knees / S.B. Hahn, Y.R. Choi, H.J. Kang, S.H. Lee // *J. Bone Joint Surg. Br.* 2010. Vol. 92, No 2. P. 217-221. DOI: 10.1302/0301-620X.92B2.22936.
4. Modified Judet quadricepsplasty and Ilizarov frame application for stiff knee after femur fractures / D.H. Lee, T.H. Kim, S.J. Jung, E.J. Cha, S.I. Bin // *J. Orthop. Trauma*. 2010. Vol. 24, No 11. P. 709-715. DOI: 10.1097/BOT.0b013e3181c80bb9.
5. Knee flexion contracture in haemophilia: treatment with circular external fixator / H.I. Balci, M. Kocaoglu, L. Eralp, F.E. Bilen // *Haemophilia*. 2014. Vol. 20, No 6. P. 879-883. DOI: 10.1111/hae.12478.
6. Gradual correction of knee flexion contracture using external fixation / E. Vulcano, J.S. Markowitz, A.T. Fragomen, S.R. Rozbruch // *J. Limb Lengthen. Reconstr.* 2016. Vol. 2, No 2. P. 102-107. DOI: 10.4103/2455-3719.190712.
7. Hinged external fixation of the knee: intrinsic factors influencing passive joint motion / M.B. Sommers, D.C. Fitzpatrick, K.M. Kahn, J.L. Marsh, M. Bottlang // *J. Orthop. Trauma*. 2004. Vol. 18, No 3. P. 163-169. DOI: 10.1097/00005131-200403000-00007.
8. Iwaki H., Pinskerova V., Freeman M.A. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee // *J. Bone Joint Surg. Br.* 2000. Vol. 82, No 8. P. 1189-1195. DOI: 10.1302/0301-620X.82b8.10717.
9. Anatomical study of the radius and center of curvature of the distal femoral condyle / J. Kosel, I. Giouroudi, C. Scheffer, E. Dillon, P. Erasmus // *J. Biomech. Eng.* 2010. Vol. 132, No 9. 091002. DOI: 10.1115/1.4002061.
10. Евсеев В.И. Биомеханика повреждений коленного сустава. М.: РУСАЙНС, 2018. С. 45-69.
11. The knee in full flexion: an anatomical study / V. Pinskerova, K.M. Samuelson, J. Stammers, K. Maruthainar, A. Sosna, M.A. Freeman // *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009. Vol. 91, No 6. P. 830-834. DOI: 10.1302/0301-620X.91B6.22319.
12. Freeman M.A., Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint // *J. Biomech.* 2005. Vol. 38, No 2. P. 197-208. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.006.
13. Рохоев С.А., Соломин Л.Н. Использование метода чрескостного остеосинтеза при лечении контрактур коленного сустава у взрослых пациентов: обзор литературы // *Травматология и ортопедия России*. 2021. Т. 27, № 1. С. 185-197.
14. Taylor J.C. A new look at deformity correction. Distraction // *The Newsletter of ASAMI-North America*. 1997. Vol. 5, No 1. P. 204-209.
15. Seide K., Wolter D., Kortmann H.R. Fracture reduction and deformity correction with the hexapod Ilizarov fixator // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1999. No 363. P. 186-195.
16. Соломин Л.Н., Утехин А.И., Виленский В.А. Орто-СУВ аппарат: чрескостный аппарат, работа которого основана на компьютерной навигации // *Гений ортопедии*. 2011. № 2. С. 148-156.
17. Solomin L.N. Hexapod External Fixators in Articular Stiffness Treatment. In: Massobrio M., Mora R. (eds) *Hexapod External Fixator Systems*. Springer, 2021. P. 199-238. DOI: 10.1007/978-3-030-40667-7_10.
18. Оганесян О.В. Основы наружной чрескостной фиксации. М.: Медицина, 2004. 429 с.
19. Victor J. Biomechanics of the Knee and Alignment. In: Scuderi F.R., Tria A.J. Jr., editors. *The Knee: A Comprehensive Review*. Singapore: World Scientific; 2010. P. 37-68.
20. Волков М.В., Оганесян О.В. Восстановление формы и функции суставов и костей (аппаратами авторов). М.: Медицина, 1986. 256 с.
21. Frankel V.H., Burstein A.H., Brooks D.B. Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion // *J. Bone Joint Surg. Am.* 1971. Vol. 53, No 5. P. 945-962.
22. Soudan K., Van Audekercke R., Martens M. Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: the knee joint // *J. Biomech.* 1979. Vol. 12, No 1. P. 27-33. DOI: 10.1016/0021-9290(79)90006-x.
23. Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation / A. McPherson, J. Kärrholm, V. Pinskerova, A. Sosna, S. Martelli // *J. Biomech.* 2005. Vol. 38, No 2. P. 263-268. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.007.
24. The influence of muscle load on tibiofemoral knee kinematics / J. Victor, L. Labey, P. Wong, B. Innocenti, J. Bellemans // *J. Orthop. Res.* 2010. Vol. 28, No 6. P. 419-428. DOI: 10.1002/jor.21019.

Статья поступила в редакцию 26.01.2022; одобрена после рецензирования 30.03.2022; принята к публикации 23.05.2022.

The article was submitted 26.01.2022; approved after reviewing 30.03.2022; accepted for publication 23.05.2022.

Информация об авторах:

1. Сайгидула Абдурахманович Рохоев – 09saga@mail.ru;
2. Леонид Николаевич Соломин – доктор медицинских наук, solomin.leonid@gmail.com;
3. Дмитрий Анатольевич Старчик – доктор медицинских наук, starchik@mail.ru.

Information about authors:

1. Saigidula A. Rokhoev – 09saga@mail.ru;
2. Leonid N. Solomin – Doctor of Medical Sciences, solomin.leonid@gmail.com;
3. Dmitriy Y. Starchik – Doctor of Medical Sciences, starchik@mail.ru.