

doi: 10.17586/2226-1494-2024-24-3-520-527

УДК 531.01:612.766

Количественная оценка и моделирование биомеханических характеристик голеностопного сустава

Виктор Михайлович Мусалимов¹✉, Светлана Юрьевна Перепелкина²,
 Елена Николаевна Гапеева³, Мати Аадусевич Паасуке⁴, Яан Яанович Эрелине⁵,
 Михаил Александрович Ерофеев⁶

^{1,6} Институт проблем машиноведения РАН, Санкт-Петербург, 199178, Российская Федерация

² Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, 195251, Российская Федерация

^{3,4,5} Тартуский университет, Тарту, 50090, Эстония

¹ musvm@ya.ru✉, <https://orcid.org/0000-0002-6461-0364>

² perepelkina_sy@spbstu.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2455-2670>

³ helena.gapeyeva@ut.ee, <https://orcid.org/0000-0001-8160-0195>

⁴ mati.paasuke@ut.ee, <https://orcid.org/0000-0001-9465-2605>

⁵ jaan.ereline@ut.ee, <https://orcid.org/0000-0002-2252-8928>

⁶ mr.mikhail-erofeev@yandex.ru, <https://orcid.org/0009-0003-0706-8577>

Аннотация

Введение. Рассмотрена методика расчета биомеханических характеристик голеностопного сустава: жесткости сустава и моментов инерции стопы. В основу исследований положены экспериментальные данные сгибания-разгибания-ротации голеностопного сустава и реакций стопы при ходьбе, полученные в лаборатории кинезиологии и биомеханики Тартуского университета Эстонии. **Метод.** При расчете моментов инерции стопы применен закон сохранения кинетического момента с использованием данных о реакции стопы и последующей оценки импульса реактивной силы. Для оценки жесткости голеностопного сустава использованы данные эксперимента в фазе переноса стопы. **Основные результаты.** На основании экспериментальных данных реакций ступни и данных маркеров по угловым перемещениям рассчитаны моменты инерции стопы относительно двух осей голеностопного сустава. Для оценки жесткости сустава использованы данные эксперимента в фазе переноса стопы с последующим моделированием ее движения в этой фазе. **Обсуждение.** Результаты исследования могут помочь в разработке роботов с нижними конечностями. Кроме того, линейку данных по жесткостям голеностопного сустава можно использовать в качестве основы при разработке протоколов реабилитации сустава для конкретного пациента.

Ключевые слова

голеностопный сустав, сгибание/разгибание, ротация, передаточные отношения, момент инерции, жесткость

Благодарности

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № 124041500009-8).

Ссылка для цитирования: Мусалимов В.М., Перепелкина С.Ю., Гапеева Е.Н., Паасуке М.А., Эрелине Я.Я., Ерофеев М.А. Количественная оценка и моделирование биомеханических характеристик голеностопного сустава // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2024. Т. 24, № 3. С. 520–527. doi: 10.17586/2226-1494-2024-24-3-520-527

Quantification and modeling of ankle biomechanical characteristics

Viktor M. Musalimov¹✉, Svetlana Yu. Perepelkina², Elena N. Gapeeva³, Mati Paasuke⁴,
Jaan J. Ereline⁵, Mikhail A. Erofeev⁶

^{1,6} Institute for Problems in Mechanical Engineering of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 199178, Russian Federation

² Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, 195251, Russian Federation

^{3,4,5} University of Tartu, Tartu, 50090, Estonia

¹ musvm@ya.ru✉, <https://orcid.org/0000-0002-6461-0364>

² perepelkina_sy@spbstu.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2455-2670>

³ helena.gapeyeva@ut.ee, <https://orcid.org/0000-0001-8160-0195>

⁴ mati.paasuke@ut.ee, <https://orcid.org/0000-0001-9465-2605>

⁵ jaan.ereline@ut.ee, <https://orcid.org/0000-0002-2252-8928>

⁶ mr.mikhail-erofeev@yandex.ru, <https://orcid.org/0009-0003-0706-8577>

Abstract

Calculation method for ankle joint biomechanical characteristics is developed: gear relation, ankle joint rigidity, foot inertia moment. The basis of research is the experimental data on flexion-extension-rotation movement of ankle joint and foot walking reaction obtained in the laboratory of kinesiology and biomechanics of the Tartu University, Estonia. Conservation principles of angular momentum were used for foot inertia moments calculation. Angular momentum was calculated according to foot reaction and further estimation of reactive force impulse data. The free transfer dynamics method (FTD-method) was suggested that allowed assessing ankle joint rigidity. Ankle joint gear relation has been calculated for the first time. Foot inertia moments in reference to two ankle joint axes have been calculated on the basis of foot reaction experimental data and angular movement markers data. Experimental data in the phases of foot transfer with further foot movement modeling in this phases have been used in order to assess ankle joint rigidity. Practical relevance of this research is defined by the perspective of further researches and experiments, for example, with the usage of inertial sensors for personalized walk data assessment for patients with remote condition monitoring and information transfer to rehabilitation centers. The given assessments of angle joint rigidity are useful for biomechatronic systems engineering.

Keywords

ankle joint, flexion/extension, rotation, gear relation, inertia moment, stiffness

Acknowledgements

This work was supported by the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation (project No. 124041500009-8).

For citation: Musalimov V.M., Perepelkina S.Yu., Paasuke M.A., Gapeeva E.N., Ereline J.J., Erofeev M.A. Quantification and modeling of ankle biomechanical characteristics. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2024, vol. 24, no. 3, pp. 520–527 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2024-24-3-520-527

Введение

Исследование биомеханики стопы и голеностопного сустава (ГСС) важно для понимания функционирования нижней конечности. В настоящей работе выполнен последовательный анализ кинематики ГСС при ходьбе по динамометрической платформе. Синтез силовых и кинематических данных дал основание развитию подходов определения моментов инерции ступни, а также жесткости ГСС, как комбинированного сопротивления мышц, костей и связок. Подобные исследования способствуют обновлению экспериментальных данных и развитию теоретической базы синтеза биомехатронных и робототехнических систем. Полученная база полезна для специалистов медицинских и спортивных областей — при создании протоколов реабилитации, а также при планировании достижимых травмобезопасных показателей [1–6], в том числе скоростей, усилий, действий у пациентов и спортсменов. Научный подход позволил установить связи между кинематическими параметрами опорно-двигательной системы и ее возможностями как динамической системы [7–10]. Особое внимание уделено исследованию ротаций ГСС. Данному вопросу посвящены работы [1, 2, 5], где ротация таранной и пяточной костей представлена как преобразование крутящего момента нижней конечности.

Использование аппаратно-компьютерных средств обработки информации [11–14] позволило перейти к синтезу данных кинематики и динамики с целью получения расчетных физико-механических характеристик ГСС и определить направление работ по созданию соответствующих биомехатронных систем. Цель работы — развитие методики определения биомеханических характеристик ГСС.

Кинематика голеностопного сустава

Для исследования используем экспериментальные данные по подошвенно-тыльному разгибанию-сгибанию (AnkleDorsiPlantarflex) и угловой ротации стопы (FootProgressionAngle) обеих ног: левой и правой. На рис. 1 изображена циклограмма шага.

Система координат представлена в сагиттальной плоскости двумя ортогональными осями, одна из которых жестко связана с осью голени. Отметим, что 60 % цикла шага (рис. 1) обозначают только последовательность конфигураций ГСС в фазе контакта с опорной поверхностью. При пяточном контакте наблюдается подошвенное разгибание — угол ψ_1 , при носочном контакте — тыльное сгибание с отсчетным углом ψ_2 . Третья конфигурация вписывается в ортогональные оси принятой системы координат — полное опирание

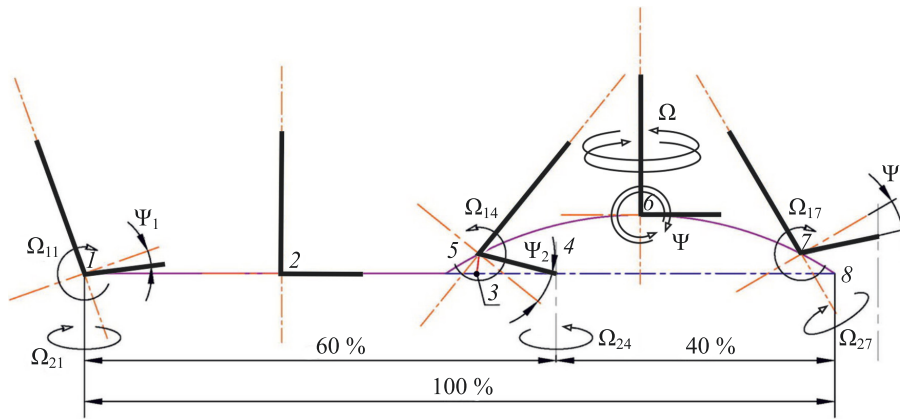


Рис. 1. Циклограмма шага: полный цикл шага (100 %); доли циклов шага при контакте (60 %) и при переносе стопы (40 %).

1 — пяточный контакт; 2 — полное опирание стопы; 3 — точка в момент перехода на носочную опору; 4 — точка предельного носочного контакта; 5 — точка в момент перехода в фазу переноса стопы; 6, 7 — точки в фазе переноса; 8 — точка пяточного контакта в момент завершения фазы переноса; Ω , Ψ — колебательные движения в точке 6

Fig. 1. Step cyclogram: full step cycle (100 %); proportion of step cycles during contact (60 %) and during foot swing (40 %).

1 — heel contact; 2 — full support of the foot; 3 — point at the moment of transition to the toe support; 4 — point of extreme toe contact; 5 — point at the moment of transition to the swing phase of the foot; 6, 7 — points in the transfer phase; 8 — point of heel contact at the end of the swing phase; Ω , Ψ — oscillatory movements at point 6

стопы. В целях удобства образного представления эти конфигурации на рисунке пространственно разнесены. При опоре на пятку возникает вращающий момент в сагиттальной плоскости и сопутствующий вращающий момент в опорной плоскости. Введем обозначения соответствующих угловых скоростей: Ω_{11} , Ω_{21} , рад/с. Первые индексы соотносятся с плоскостями, вторые — с обозначениями точек. При опоре на носок также возникают вращающие моменты. В опорной плоскости моменту соответствует угловая скорость Ω_{24} , а в сагиттальной плоскости — Ω_{14} . Фаза переноса стопы обозначена условной дугой с точками 5, 6, 7, 8. В этой фазе ступня совершает колебательные движения: $\Omega(t)$ — относительно оси, связанной с голенью и $\Psi(t)$ — в сагиттальной плоскости.

Отрезок прямой с граничными точками 3, 8 определяет длину шага. В работе использованы синхронизированные экспериментальные данные системы для захвата движений по исследованию кинематики ходьбы и динамометрической системы.

На рис. 2 представлены графики угловых сгибаний (тыльного и подошвенного — стопы для левой ноги в сагиттальной плоскости и ротационных поворотов в плоскости опоры одного из участников экспериментального проекта: $m = 70$ кг, $r = 0,2$ м (масса испытуемого и размер его ступни). Точки 1 и 7 (рис. 2) соответствуют моментам подошвенного сгибания стопы по аналогии с рис. 1.

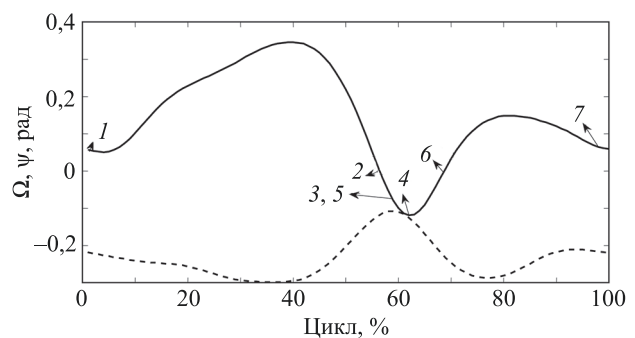


Рис. 2. Графики тыльного и подошвенного угловых сгибаний стопы (сплошная линия) для левой ноги в сагиттальной плоскости и ротационных поворотов в плоскости опоры (пунктирная линия)

Fig. 2. Ankle Dorsi-Plantarflexion: graphs of dorsiflexion and plantar flexion of the foot (solid line) for the left leg in the sagittal plane and rotational turns in the plane of support (dashed line)

В табл. 1 представлены значения измеренных величин. Величина t позволяет от меры цикла оси абсцисс переходить к мере времени. Так, например, для левой ноги доле цикла шага соответствует величина, равная отношению $t_l = 0,49/100$. А для правой ноги — отношению $t_r = 0,44/100$.

Используем для расчетов оценки угловых скоростей Ω_{14} и Ω_{25} . Линеаризируем ветви кривых на фрагментах цикла 40–60 % с использованием мер t_l и t_r . Тогда полу-

Таблица 1. Исходные данные

Table 1. Initial date

Нога	Измеренные величины			
	Длина стопы r , м	Скорость движения испытуемого v , м/с	Длина шага S , м	Время цикла шага t , с
Левая	0,2	1,38	0,68	0,49
Правая	0,2	1,45	0,65	0,44

Таблица 2. Расчетные значения угловых скоростей и частот собственных колебаний

Table 2. Calculated values of angular velocities and frequencies natural

Нога	Рассчитанные величины				
	$\Omega_{14}, \text{с}^{-1}$	$\Omega_{24}, \text{с}^{-1}$	W	$k, \text{с}^{-1}$	$p, \text{с}^{-1}$
Левая	4,11	2,41	1,67	15,57	40,80
Правая	3,30	4,52	0,73	36,22	32,61

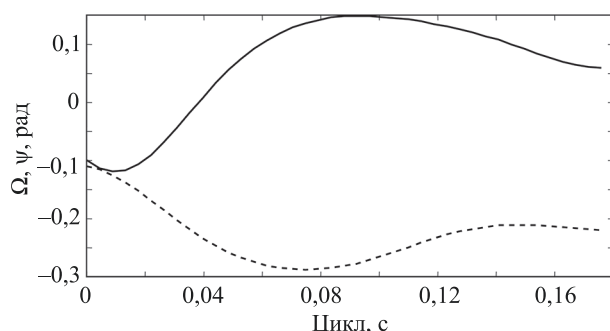


Рис. 3. Бесконтактная колебательная фаза стопы: тыльного и подошвенного угловые сгибания стопы (сплошная линия) для левой ноги в сагиттальной плоскости и ротационных поворотов в плоскости опоры (пунктирная линия)

Fig. 3. Non-contact oscillatory phase of the foot: dorsiflexion and plantar flexion of the foot (solid line) for the left leg in the sagittal plane and rotational turns in the plane of support (dashed line)

чим при расчете тангенсов углов наклона прямых — искомые угловые скорости. Значения угловых скоростей и передаточных отношений $W = \Omega_{14}/\Omega_{24}$, представлены в табл. 2.

Фаза переноса стопы 60–100 % с учетом меры времени соответствует значениям от 0 до 0,176 с, представленным на отсчетах оси абсцисс (рис. 3) для левой ноги. Видно, что стопа совершает свободные колебательные движения с частотами: k в сагиттальной плоскости; p в плоскости опоры, вычисленные значения которых приведены в табл. 2.

Динамика голеностопного сустава

Рассмотрим экспериментальные данные о составляющих опорных сил реакции: вертикальной F_1 в са-

гиттальной плоскости (VerticalForce) и F_2 в опорной плоскости (MedialLateralForce). На рис. 4 показаны закономерности изменения опорных реакций в фазе контакта стопы с опорной поверхностью для левой ноги доля цикла шага 60 %.

Целесообразно производить сопоставительный анализ рис. 2 и рис. 4. Остановимся на анализе частей графиков рис. 4 на интервале 29–58 % цикла, что соответствует промежутку времени 0–0,139 с. Эти интервалы обозначены метками на оси абсцисс Импульсы рассматриваемых сил в данном интервале конечны. Введем обозначение импульсов в виде:

$$Q = \int_0^{0,139} F dt.$$

Отметим, что на графиках рис. 2 видно, что на этом же интервале происходит изменение угловых скоростей сгибания/разгибания ступни по величине и направлению. Таким образом, наблюдаемое явление, как с точки зрения динамики, так и кинематики относится к ударному явлению [15, 16]. На рассматриваемом промежутке времени удар совершается носком ступни, вследствие чего связь ступни с опорной поверхностью мгновенно разрушается, а сама ступня к тому же получает пару угловых скоростей: угловую скорость Ω_{24} вращения вокруг оси голени в точке 5 и угловую скорость вращения Ω_{14} в фазе тыльного сгибания в сагиттальной плоскости (рис. 1). В дальнейшем будем использовать только первые индексы в обозначениях рассматриваемых угловых скоростей.

В табл. 3 приведены вычисленные значения импульсов моментов Q_1 и Q_2 : $Q_1 = \int_0^{0,139} F_1 dt$ и $Q_2 = \int_0^{0,139} F_2 dt$ для интервала 0–0,139 с.

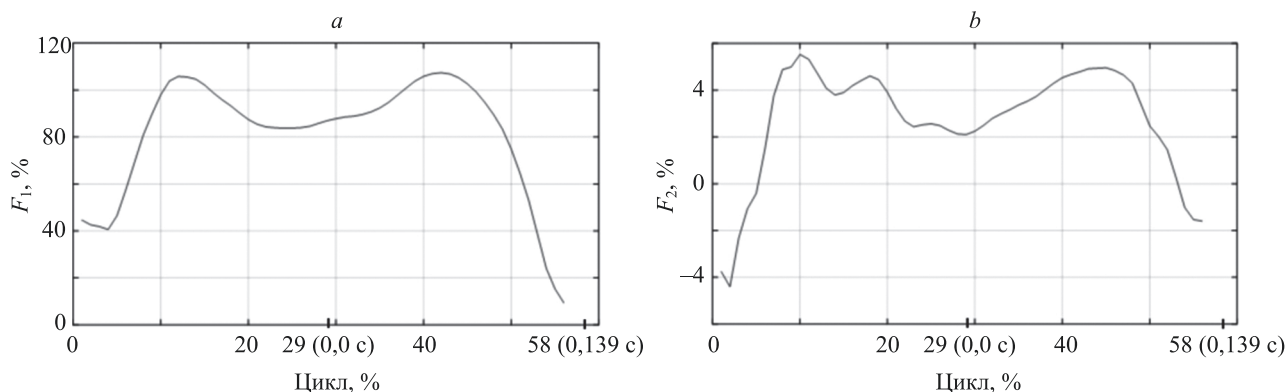


Рис. 4. Силы реакции стопы к массе тела испытуемого: F_1 — вертикальная сила (a); F_2 — поперечная сила (b)

Fig. 4. Ground Reaction Force: F_1 — Vertical Force; F_2 — Med-Lateral Force

Таблица 3. Значения импульсов сил и кинетических моментов

Table 3. Values of forces impulses and moments kinetic

Нога	Импульсы моментов		Кинетические моменты	
	Q_1 , Н·с	Q_2 , Н·с	K_1 , Дж·с	K_2 , Дж·с
Левая	68,66	2,31	13,73	0,46
Правая	70,00	3,84	15,61	0,77

В результате расчетов была учтена масса испытуемого, при этом масштаб оси ординат был увеличен в 7 раз с учетом нормирования данных динамометрической платформы. Пересчет долей цикла оси абсцисс в отрезки времени осуществлен на основании вычисленных ранее отношений t_l и t_r . Определим величину моментов относительно обозначенных осей импульсов сил (кинетических моментов): $K_1 = Q_1 r$; $K_2 = Q_2 r$. Отметим, что приведенные в табл. 3 значения K_1 и K_2 соответствуют моменту перехода стопы в фазу переноса по дуге 4–6–8 (рис. 1). С другой стороны,

$$K_1 = J_1 \Omega_1, K_2 = J_2 \Omega_2,$$

где J_1 и J_2 — моменты инерции стопы относительно обозначенных осей, а стопа выступает в роли физического маятника при свободном колебательном движении с частотами p и k .

В соответствии с законами колебательных систем вычислим жесткости:

$$C_1 = J_1 p^2, C_2 = J_2 k^2.$$

Значения моментов инерции и жесткостей ГСС приведены в табл. 4.

Обсуждение результатов

На примере экспериментальных данных одного из 22-х испытуемых была разработана методика расчета биомеханических характеристик ГСС. Остановимся на особенностях предложенного подхода.

При описании кривых опорных реакций используем полиномы 4-ой степени $F(x; a, b)$. Отдельно выделим параметры a, b при квадратичном и линейном членах. Симметричность или несимметричность экстремальных (критических) значений полностью определяется (управляется) величиной коэффициента b . На рис. 5 представлены три двугорбых кривых при различных значениях параметра b .

Сплошная линия на рис. 5 соответствует значениям экспериментальных данных. Пунктирная линия соответствует ранним моделям ходьбы [9] с ориента-

цией на симметричную двугорбовость. Третья кривая (сплошная) построена в качестве примера близости к одnogорбой кривой, когда предполагаются предельные значения управляющего параметра $15,92 < b < 18,32$. За пределами интервала наблюдаются левая или правая одnogорбовость. Отметим, что именно в данном пределе находятся вещественные корни кубического уравнения, определяющие критические значения функции:

$$F = -0,000287x^4 + 0,03124x^3 - 1,176x^2 + bx + 4,338.$$

Кубическое уравнение получим после приравнивания нулю первой производной этого уравнения:

$$-0,001148x^3 + 0,0942x^2 - ax + b = 0.$$

Математический аппарат теории катастроф [17] дает ключи к изучению зависимости качественных изменений в поведении исследуемых полиномов от управляющих параметров.

На рис. 6 приведены критические точки функции F . Сплошная линия соответствует значениям параме-

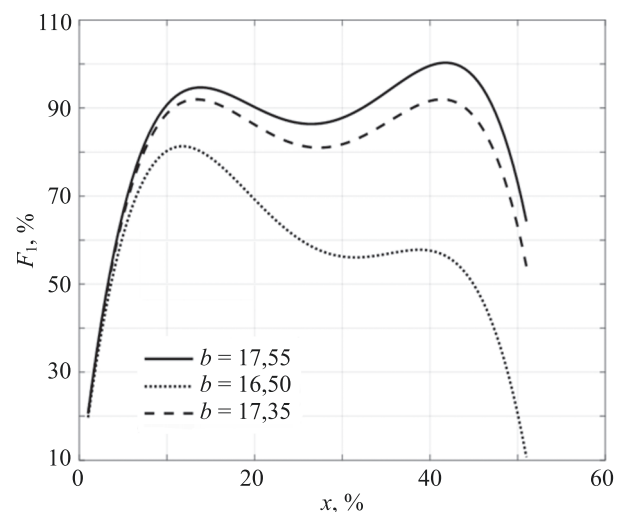


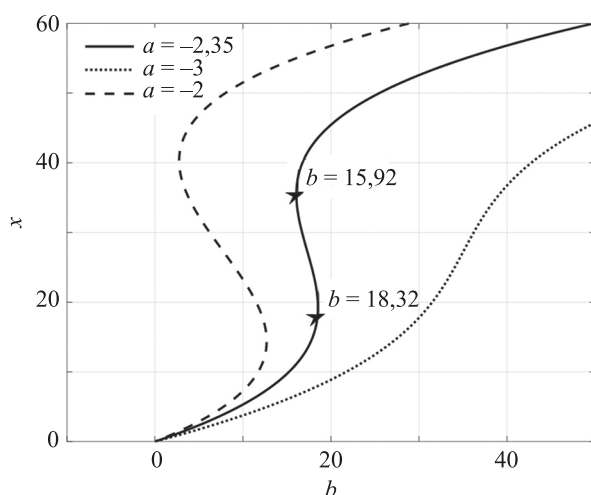
Рис. 5. Модели вертикальных реакций

Fig. 5. Models of vertical forces

Таблица 4. Значения моментов инерции и жесткостей

Table 4. Values of inertia and stiffness

Нога	Моменты инерции		Жесткости	
	J_1 , кг·м ²	J_2 , кг·м ²	C_1 , Нм/рад	C_2 , Нм/рад
Левая	3,33	0,16	5543,11	1121,52
Правая	4,72	0,16	176,45	220,41

Рис. 6. Критические точки функции F Fig. 6. Critical points of function F

тров a , b , полученным при обработке экспериментальных данных.

Видно, что график с пунктирными линиями определяет другие границы вещественности параметров b . В то же время правая линия полностью определяет комплексные значения корней.

Приведем некоторые значения вещественных корней (табл. 5).

В качестве одного из следствий подхода обратим внимание на сумму вещественных корней — это всегда некий инвариант для каждого из значений параметра a в пределах изменения параметра b .

Полученные оценки жесткости ГСС отличаются от оценок, представленных в работах [18–22]. Это связано с чувствительностью оценок жесткости к условиям эксперимента, как технологическим, так и физиологическим. Отличительной особенностью предложенного подхода является оценка жесткости в фазе переноса ноги. И, как видно из табл. 4, оценки жесткости находятся в пределе 176,45–220,41 Нм/рад.

В табл. 6 приведен ряд оценок жесткостей ГСС в сагиттальной плоскости, полученных с использованием технических решений на основе Anklebot-систем.

Показательна существенная разница в оценках жесткостей, полученных методами на основе Anklebot-систем, и методом динамики свободного переноса. Настоящее исследование показало, что «ужесточение» ГСС для разных ног на порядок не является недостижимым результатом, так как как во время ходьбы люди могут регулировать жесткость в суставах ног, т. е. включать физиологическое (мозговое) управление жесткостью ГСС. Можно дать рекомендацию ориентироваться на эти оценки при проектировании клинических инструментов измерения жесткостей ГСС. Следует

Таблица 5. Значения вещественных корней

Table 5. Values of real roots

Номера корней	Корни выборочных параметров b для вещественных корней (a ; b)		
	–2,35; 16,5	–2,35; 17,00	–2,35; 18,00
1	39,122	40,697	42,754
2	31,133	28,664	24,057
3	11,800	12,694	15,244
Σ	82,055	82,055	82,055

Таблица 6. Ряд оценок жесткостей голеностопного сустава

Table 6. Quantification of ankle stiffness

Жесткость, Нм/рад	Ссылка на публикацию
5–26	[12]
99–220	[19]
9–34	[20]
55–67	[21]
26–64	[22]
176–220	Настоящая работа

отметить, что при расчете жесткостей мы последовательно использовали соотношения между круговыми и циклическими частотами.

Перспективы будущих исследований, например, определяются применением инерциальных сенсоров для персонифицированной оценки данных ходьбы в домашних условиях с передачей информации в реабилитационный центр [23, 24].

Заключение

Разработана методика расчета биомеханических характеристик голеностопного сустава. Рассчитаны величины передаточных отношений голеностопного сустава, значения которых для левой и правой ног равны 1,67 и 0,73. На основании экспериментальных данных реакций ступни и данных маркеров по угловым перемещениям рассчитаны моменты инерции стопы относительно двух осей голеностопного сустава. Для оценки жесткости голеностопного сустава использованы данные эксперимента в фазе переноса стопы с последующим моделированием движения стопы в этой фазе, как колебательного процесса физического маятника. В среднем жесткость голеностопного сустава в сагиттальной плоскости равна 10^3 Нм/рад. Приведенные оценки биомеханических характеристики и методика их расчета рекомендуются для использования при проектировании биомехатронных систем.

Литература

References

- Donatelli R.A. Normal biomechanics of the foot and ankle // *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1985. V. 7. N 3. P. 91–95. <https://doi.org/10.2519/jospt.1985.7.3.91>
- Donatelli R.A. Abnormal biomechanics of the foot and ankle // *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1987. V. 9. N 1. P. 11–16. <https://doi.org/10.2519/jospt.1987.9.1.11>
- Karamanidis K., Arampatzis A., Brüggemann G.P. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques // *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003. V. 35. N 6. P. 1009–1016. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000069337.49567.f0>
- The problem of the interrelation of coordination and localization // Bernstein N.A. *The Co-Ordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press, 1967. P. 15–59.
- Перепелкин А.И., Мандриков В.Б., Краюшкин А.И., Атрошенко Е.С. Некоторые особенности механических свойств стопы человека // *Вестник Волгоградского государственного медицинского университета*. 2016. № 3(59). С. 22–24.
- Оганесян О.В., Иванников С.В., Коршунов А.В. Восстановление формы и функции голеностопного сустава шарнирно-дистракционными аппаратами. М.: БИНОМ, 2003. 120 р.
- Мусалимов В.М., Паасуке М., Гапеева Е., Ерелине Я., Ерофеев М.А. Моделирование динамики опорно-двигательной системы // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2017. Т. 17. № 6. С. 1159–1166. <https://doi.org/10.17586/2226-1494-2017-17-6-1159-1166>
- Мусалимов В.М., Перепелкина С.Ю., Паасуке М., Гапеева Е., Ерелине Я. Статистическое моделирование передаточных отношений коленного сустава // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2020. Т. 20. № 3. С. 446–454.
- Белецкий В.В. Двухногая ходьба: модельные задачи динамики и управления. М.: Наука, 1984. 288 с.
- Alexander R. McN. Mechanics of bipedal locomotion // *Perspectives in Experimental Biology*. V. 1. Oxford: Pergamon Press, 1976. P. 493–504.
- Esteban A.M., van't Veld R.C., Cop Ch.P., Durandau G., Sartori M., Schouten A.C. Estimation of Time-varying ankle joint stiffness under dynamic conditions via system identification techniques // *Proc. of the 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2019. P. 2119–2122. <https://doi.org/10.1109/embc.2019.8856423>
- Cop Ch.P., Durandau G., Esteban A.M., van't Veld R.C., Schouten A.C., Sartori M. Model-based estimation of ankle joint stiffness during dynamic tasks: a validation-based approach // *Proc. of the 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2019. P. 4104–4107. <https://doi.org/10.1109/embc.2019.8857391>
- Misgeld B.J.E., Zhang T., Lüken M.J., Leonhardt S. Model-based estimation of ankle joint stiffness // *Sensors*. 2017. V. 17. N 4. P. 713. <https://doi.org/10.3390/s17040713>
- Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией = From natural to artificial control of locomotion. М.: МБН, 2003. 438 с.
- Карпова Н.В. Классическая теория удара и ее применение к решению прикладных задач. СПб.: ОМ-Пресс, 2003. 184 с.
- Пановко Я.Г. Введение в теорию механического удара. М.: Наука, 1977. 223 с.
- Гилмор Р. Прикладная теория катастроф: в 2 кн. Кн. 1 / пер. с англ. М.: Мир, 1984. 350 с.
- Sanz-Morère C.B., Fantozzi M., Parri A., Giovacchini F., Baldoni A., Cempini M., Crea S. A Knee-Ankle-Foot Orthosis to assist the sound limb of transfemoral amputees // *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*. 2019. V. 1. N 1. P. 38–48. <https://doi.org/10.1109/TMRB.2019.2895789>
- Nalam V., Adjei E., Lee H. Quantification and modeling of ankle stiffness during standing balance // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2021. V. 68. N 6. P. 1828–1837. <https://doi.org/10.1109/TBME.2020.3023328>
- Roy A., Krebs H.I., Patterson S.L., Judkins T.N., Khanna I., Forrester L.W., Macko R.M., Hogan N. Measurement of human ankle stiffness using the anklebot // *Proc. of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007. P. 356–363. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428450>
- Donatelli R.A. Normal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1985, vol. 7, no. 3, pp. 91–95. <https://doi.org/10.2519/jospt.1985.7.3.91>
- Donatelli R.A. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1987, vol. 9, no. 1, pp. 11–16. <https://doi.org/10.2519/jospt.1987.9.1.11>
- Karamanidis K., Arampatzis A., Brüggemann G.P. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2003, vol. 35, no. 6, pp. 1009–1016. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000069337.49567.f0>
- The problem of the interrelation of coordination and localization. Bernstein N.A. *The Co-Ordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press, 1967, pp. 15–59.
- Perepelkin A.I., Mandrikov V.B., Krayushkin A.I., Atroschenko E.S. Features of the mechanical properties of the human foot. *Journal of Volgograd State Medical University*, 2016, no. 3(59), pp. 22–24. (in Russian)
- Oganesian O.V., Ivannikov S.V., Korshunov A.V. *Restoration of the Shape and Function of the Ankle Joint with Hinge-Distractor Devices*. Moscow, BINOM Publ., 2003, 120 p. (in Russian)
- Musalimov V.M., Paasuke M., Gapeyeva H., Erelina J., Erofeev M.A. Modeling of locomotor system dynamics. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2017, vol. 17, no. 6, pp. 1159–1166. (in Russian). <https://doi.org/10.17586/2226-1494-2017-17-6-1159-1166>
- Musalimov V.M., Perepelkina S.Yu., Pääsuke M., Gapeeva E.N., Erelina J. Statistical modeling of knee joint gear ratios. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2020, vol. 20, no. 3, pp. 446–454. (in Russian). <https://doi.org/10.17586/2226-1494-2020-20-3-446-454>
- Beletckii V.V. *Bipedal Walking: Model Dynamics and Control Problems*. Moscow, Nauka Publ., 1984, 288 p. (in Russian)
- Alexander R. McN. Mechanics of bipedal locomotion. *Perspectives in Experimental Biology*. V. 1. Oxford, Pergamon Press, 1976, pp. 493–504.
- Esteban A.M., van't Veld R.C., Cop Ch.P., Durandau G., Sartori M., Schouten A.C. Estimation of Time-varying ankle joint stiffness under dynamic conditions via system identification techniques. *Proc. of the 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2019, pp. 2119–2122. <https://doi.org/10.1109/embc.2019.8856423>
- Cop Ch.P., Durandau G., Esteban A.M., van't Veld R.C., Schouten A.C., Sartori M. Model-based estimation of ankle joint stiffness during dynamic tasks: a validation-based approach. *Proc. of the 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2019, pp. 4104–4107. <https://doi.org/10.1109/embc.2019.8857391>
- Misgeld B.J.E., Zhang T., Lüken M.J., Leonhardt S. Model-based estimation of ankle joint stiffness. *Sensors*, 2017, vol. 17, no. 4, pp. 713. <https://doi.org/10.3390/s17040713>
- Vitenzon A.S., Petrushanskaia K.A. *From natural to artificial control of locomotion*. Moscow, MBN Publ., 2003, 438 p. (in Russian)
- Karpova N.V. *Classical Impact Theory and its Application to Solving Applied Problems*. St. Petersburg, OM-Press Publ., 2003, 184 p. (in Russian)
- Panovko Ia.G. *Introduction to the Theory of Mechanical Impact*. Moscow, Nauka Publ., 1977, 223 p. (in Russian)
- Gilmore R. *Catastrophe Theory for Scientists and Engineers*. New York, Dover Publications, 1981.
- Sanz-Morère C.B., Fantozzi M., Parri A., Giovacchini F., Baldoni A., Cempini M., Crea S. A Knee-Ankle-Foot Orthosis to assist the sound limb of transfemoral amputees. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2019, vol. 1, no. 1, pp. 38–48. <https://doi.org/10.1109/TMRB.2019.2895789>
- Nalam V., Adjei E., Lee H. Quantification and modeling of ankle stiffness during standing balance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2021, vol. 68, no. 6, pp. 1828–1837. <https://doi.org/10.1109/TBME.2020.3023328>
- Roy A., Krebs H.I., Patterson S.L., Judkins T.N., Khanna I., Forrester L.W., Macko R.M., Hogan N. Measurement of human ankle stiffness using the anklebot. *Proc. of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, pp. 356–363. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428450>

21. Kato E., Kanehisa H., Fukunaga T., Kawakami Y. Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle // *European Journal of Sport Science*. 2010. V. 10. N 2. P. 111–119. <https://doi.org/10.1080/17461390903307834>
22. Wind A.M., Rouse E.J. Neuromotor regulation of ankle stiffness is comparable to regulation of joint position and torque at moderate levels // *Scientific Reports*. 2020. V. 10. N 1. P. 10383. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-67135-x>
23. Кузнецов А.О., Мусалимов В.М. Исследование движения нижних конечностей человека при ходьбе с использованием технологий инерциального захвата движения // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2013. № 5(87). С. 128–133.
24. Zhigailov S., Kuznetsov A., Musalimov V., Aryssov G. Measurement and analysis of human lower limbs movement parameters during walking // *Solid State Phenomena*. 2015. V. 220–221. P. 538–543. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/SSP.220-221.538>

Авторы

Мусалимов Виктор Михайлович — доктор технических наук, профессор, главный научный сотрудник, Институт проблем машиноведения РАН, Санкт-Петербург, 199178, Российская Федерация, [sc 56458756700](https://orcid.org/0000-0002-6461-0364), <https://orcid.org/0000-0002-6461-0364>, musvm@ya.ru

Перепелкина Светлана Юрьевна — кандидат технических наук, доцент, доцент, Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, 195251, Российская Федерация, [sc 56458756700](https://orcid.org/0000-0003-2455-2670), <https://orcid.org/0000-0003-2455-2670>, perepelkina_syu@spbstu.ru

Гапеева Елена Николаевна — доктор наук, научный сотрудник, научный сотрудник, Тартуский университет, Тарту, 50090, Эстония, [sc 6603634884](https://orcid.org/0000-0001-8160-0195), <https://orcid.org/0000-0001-8160-0195>, helena.gaapeyeva@ut.ee

Паасуке Мати Аадувич — кандидат биологических наук, профессор, профессор, Тартуский университет, Тарту, 50090, Эстония, [sc 7004034214](https://orcid.org/0000-0001-9465-2605), <https://orcid.org/0000-0001-9465-2605>, mati.paasuke@ut.ee

Эрелине Яан Яанович — доктор наук, лектор, лектор, Тартуский университет, Тарту, 50090, Эстония, [sc 6701678906](https://orcid.org/0000-0002-2252-8928), <https://orcid.org/0000-0002-2252-8928>, jaan.ereline@ut.ee

Ерофеев Михаил Александрович — аспирант, Институт проблем машиноведения РАН, Санкт-Петербург, 199178, Российская Федерация, [sc 56458756700](https://orcid.org/0009-0003-0706-8577), <https://orcid.org/0009-0003-0706-8577>, mr.mikhail-erofeev@yandex.ru

21. Kato E., Kanehisa H., Fukunaga T., Kawakami Y. Changes in ankle joint stiffness due to stretching: The role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. *European Journal of Sport Science*, 2010, vol. 10, no. 2, pp. 111–119. <https://doi.org/10.1080/17461390903307834>

22. Wind A.M., Rouse E.J. Neuromotor regulation of ankle stiffness is comparable to regulation of joint position and torque at moderate levels. *Scientific Reports*, 2020, vol. 10, no. 1, pp. 10383. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-67135-x>

23. Kuznetsov A., Musalimov V. Human lower limbs investigation during walking by means of inertial motion capture technologies. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2013, no. 5(87), pp. 128–133. (in Russian)

24. Zhigailov S., Kuznetsov A., Musalimov V., Aryssov G. Measurement and analysis of human lower limbs movement parameters during walking. *Solid State Phenomena*, 2015, vol. 220–221, pp. 538–543. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/SSP.220-221.538>

Authors

Viktor M. Musalimov — D.Sc., Professor, Chief Researcher, Institute for Problems in Mechanical Engineering of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 199178, Russian Federation, [sc 56458756700](https://orcid.org/0000-0002-6461-0364), <https://orcid.org/0000-0002-6461-0364>, musvm@ya.ru

Svetlana Yu. Perepelkina — PhD, Associate Professor, Associate Professor, Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, 195251. Russian Federation, [sc 56458756700](https://orcid.org/0000-0003-2455-2670), <https://orcid.org/0000-0003-2455-2670>, perepelkina_syu@spbstu.ru

Elena N. Gaapeeva — D.Sc., Scientific Researcher, Scientific Researcher, University of Tartu, Tartu, 50090, Estonia, [sc 6603634884](https://orcid.org/0000-0001-8160-0195), <https://orcid.org/0000-0001-8160-0195>, helena.gaapeyeva@ut.ee

Mati A. Paasuke — PhD (Biology), Full Professor, University of Tartu, Tartu, 50090, Estonia, [sc 7004034214](https://orcid.org/0000-0001-9465-2605), <https://orcid.org/0000-0001-9465-2605>, mati.paasuke@ut.ee

Jaana J. Eriline — D.Sc., Lecturer, Lecturer, University of Tartu, Tartu, 50090, Estonia, [sc 6701678906](https://orcid.org/0000-0002-2252-8928), <https://orcid.org/0000-0002-2252-8928>, jaan.ereline@ut.ee

Mikhail A. Erofeev — PhD Student, Institute for Problems in Mechanical Engineering of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 199178, Russian Federation, [sc 56458756700](https://orcid.org/0009-0003-0706-8577), <https://orcid.org/0009-0003-0706-8577>, mr.mikhail-erofeev@yandex.ru

Статья поступила в редакцию 20.03.2023
Одобрена после рецензирования 19.04.2024
Принята к печати 24.05.2024

Received 20.03.2023
Approved after reviewing 19.04.2024
Accepted 24.05.2024



Работа доступна по лицензии
Creative Commons
«Attribution-NonCommercial»