

ПАССИВНЫЙ ПРОТЕЗ СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА С ПРУЖИННОЙ СИСТЕМОЙ СГИБА ЧАСТЕЙ

*Казаринова А.С., Сибирцев Н.А., Сайпулаев Г.Р.
Национальный исследовательский университет «МЭИ», Москва*

Ключевые слова: протез, стопа, осевая жесткость, 3D-модель, динамика, математическая модель.

Аннотация. В рамках данной работы ставится задача моделирования протеза ноги ниже колена с пружинной системой сгиба отдельных частей: предплюсна, плюсна, фаланги. Рассматривается конструкция протеза ниже колена с системой, оказывающей помощь при ходьбе с помощью пружин, позволяющей пользователю осуществлять ходьбу идентичной человеческой походке и сглаживать переходы между движениями предплюсны, плюсны и фаланг. Протез имеет возможность сгибаться в районе соединения фаланг пальцев, что позволяет пользователю быстрее привыкнуть к изделию. Результаты компьютерного моделирования конструкции протеза в САПР *Solidworks* показали, что жесткость конструкции при нагружении статической вертикальной силой равной 488 Н будет равна 65,5 кН/м. По результатам расчета динамики стопы предельное значение осевой жесткости пружин составляет 70 кН/м. В качестве одних из возможных материалов для изготовления пружин предплюсны и фаланг протеза могут быть использованы сталь 35Г2, 40Г2 и др. Указанные материалы обеспечивают стабильную работу протеза ноги. Полученная модель стопы может быть использована при проектировании биопротезов медицинского назначения.

PASSIVE PROSTHESIS OF HUMAN FOOT WITH SPRING SYSTEM OF BENDING PARTS

*Kazarinova A.S., Sibirtsev N., Saipulaev G.R.
National Research University "Moscow Power Engineering Institute", Moscow*

Keywords: prosthesis, foot, stiffness, 3D-model, dynamics, mathematical model.

Abstract. This paper sets the task of modeling a below-knee prosthetic foot with a spring system for bending individual parts: tarsal, metatarsal, and phalanges. The design of a below-knee prosthesis with a spring assisted system is considered, allowing the user to walk identical to a human gait and smoothing the transitions between the movements of the tarsal, metatarsal, and phalanges. The prosthesis has the ability to bend in the area of the phalangeal joint, which allows the user to get used to the product faster. The results of computer modeling of the prosthesis structure in *Solidworks* CAD showed that the stiffness of the structure when loaded with a static vertical force of 488 N will be equal to 65 kN/m. According to the results of calculation of the kinematic model of the foot, the limiting value of the axial stiffness of the springs is 70 kN/m. Steel 35G2, 40G2, etc. can be used as one of the possible materials for manufacturing the tarsal and phalangeal springs of the prosthesis. These materials ensure stable operation of the prosthetic foot. The obtained foot model can be used in the design of medical bioprostheses.

Введение

В настоящее время область протезирования является перспективной как с точки зрения внедрения научно-технических инноваций, так и с точки зрения коммерциализации. Данная тенденция диктует необходимость уделять особое внимание разработке новых конструкций, которые способны решить основные проблемы современного протезирования. Существующие протезы не удовлетворяют в полной мере всем потребностям пациентов, ограничивая их мобильность и качество жизни.

Одним из методов управления качеством протезирования является оптимизация состава комплектующих модульного протеза [1]. Таким образом, главным аспектом необходимым для создания перспективных и конкурентоспособных протезов является повышение функциональности конструкции, которая будет решать проблемы взаимодействия человека с протезом [2].

Одним из примеров указанной проблемы являются дискомфорт, возникающий при использовании протезом, и болевые ощущения в культе, увеличивающие риск травматизации

кожных покровов и формирования артрозов суставов. Причиной возникновения таких проблем являются ходьба на протезе нижней конечности, сопровождающаяся ударной нагрузкой на искусственную стопу. В работе [3] представлены протезные модули, обладающие амортизационными свойствами, которые позволяют снизить данные негативные последствия. Обычно роль амортизатора в протезе играет искусственная стопа.

Конечный продукт представляет собой: протез для человека с ампутацией ниже колена, с системой, оказывающей помощь при ходьбе с помощью пружин, позволяющей пользователю осуществлять ходьбу идентичной человеческой походке и сглаживать переходы между движениями предплюсны, плюсны и фаланг. Подвижная модель должна обеспечивать надежное взаимодействие с человеком с ампутированными конечностями, желаемое движение и, кроме того, способствовать быстрому привыканию пользователя к медицинскому изделию. Это предъявляет высокие требования к протезному управлению, так как походка сложна и состоит из различных двигательных режимов [4].

Как отмечено в статьях [5, 6], жесткость протеза стопы может оказывать существенное влияние на походку у людей с ампутацией нижних конечностей. Таким образом, необходимо рассчитать предельное значение жесткости пружин с учетом вышеперечисленных свойств и ограничений конструкции протеза.

В обзорной статье [7] рассмотрены различные существующие современные протезы колена с точки зрения биомеханики их конструкции. Обсуждаются вопросы устойчивости положения и сопротивления преждевременному сгибанию колена.

В работе [8] подчеркнуто, что тип применяемого протеза зависит от особенностей пациента и функциональных характеристик, а также выделяется особая роль автоматизированного и интеллектуального управления протезом, которое позволяет приспосабливаться к индивидуальным особенностям ходьбы каждого человека.

В исследовании [9] на основе эмпирических данных была получена количественная оценка квазижесткости голеностопного сустава и работы в различных фазах походки при четырех разных скоростях движения. А в публикации [10] представлено описание разработки и испытаний физического прототипа активного протеза выше колена.

В статье [11] предложен метод классификации конструкции протезов стоп на основе характеристик жесткости голеностопного сустава, полученных измерением прямой нагрузки. А в работе [12] приведены результаты механических испытаний пяти типов коммерческих протезов стоп для девяти различных комбинаций веса и размера стопы пользователя.

Учитывая, что жесткость протеза – это механическое свойство, которое может повлиять на работу протеза при ходьбе [13], необходимо путем подбора жесткости составных частей протеза приблизить реакцию протеза стопы при взаимодействии с опорной поверхностью к реакции сохранившейся конечности [14]. Таким образом, путем обеспечения достаточной прочности конструкции достигается безопасность и долговечность использования протезного приспособления при достижении максимальной нагрузки [15].

Целью данной работы является создание пассивного протеза стопы с системами, оказывающими помощь при ходьбе с помощью пружин. Протез старается скопировать физиологию человеческой ноги. Для достижения цели ставится задача математического и компьютерного моделирования конструкции протеза голеностопа и расчета динамических характеристик его элементов.

Материалы и методы исследований

Проведение расчета модели протеза состоит из следующих этапов.

1. Построение трехмерной модели протеза ноги (см. рис. 1) в системе автоматического проектирования *SolidWorks*.

2. Проведение расчета допустимого значения осевой жесткости пружин плюсны и фаланг при статическом нагружении силой $F_{МТМ}$, направленной вдоль голени.

3. Проведение расчета осевой жесткости пружин плюсны и фаланг при динамическом нагружении силой $F_{МТМ}$, направленной вдоль голени.

4. Определение предельного значения осевой жесткости пружин предплюсны и фаланг.

Отметим, что методика расчета осевой жесткости k при статической нагрузке представлена в статье [6].

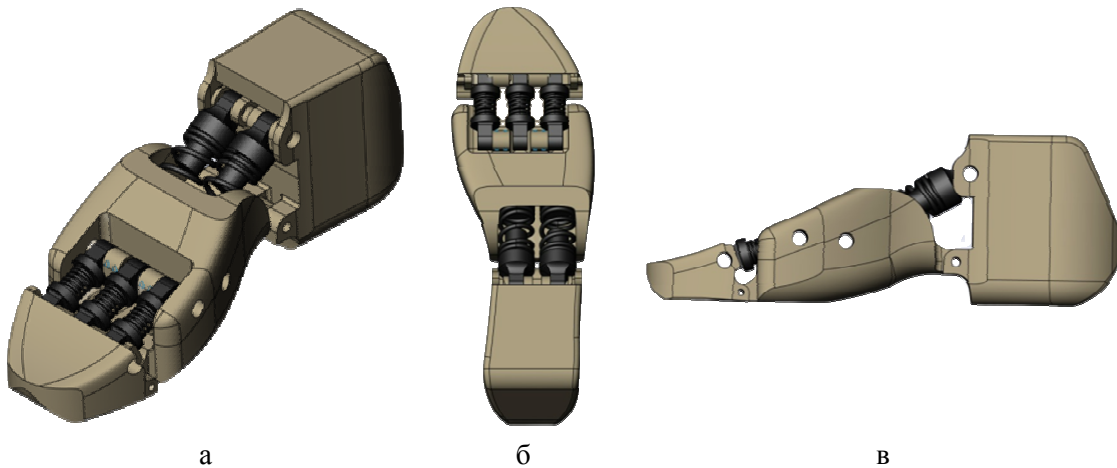


Рис. 1. Компьютерная 3D модель протеза ноги ниже колена: а) общий вид; б) вид сбоку; в) вид сверху

Кинематическая схема протеза ноги ниже колена представлена на рисунке 2.

Для описания кинематики модели вводятся неподвижная система координат – $хуз$. Положение протеза в пространстве определяется углами $\alpha, \theta \in [-15^\circ; 20^\circ]$. Угол α описывает положение стопы в плоскости $ху$ относительно поверхности соприкосновения, а угол θ – положение поверхности соприкосновения относительно горизонтальной оси $х$.

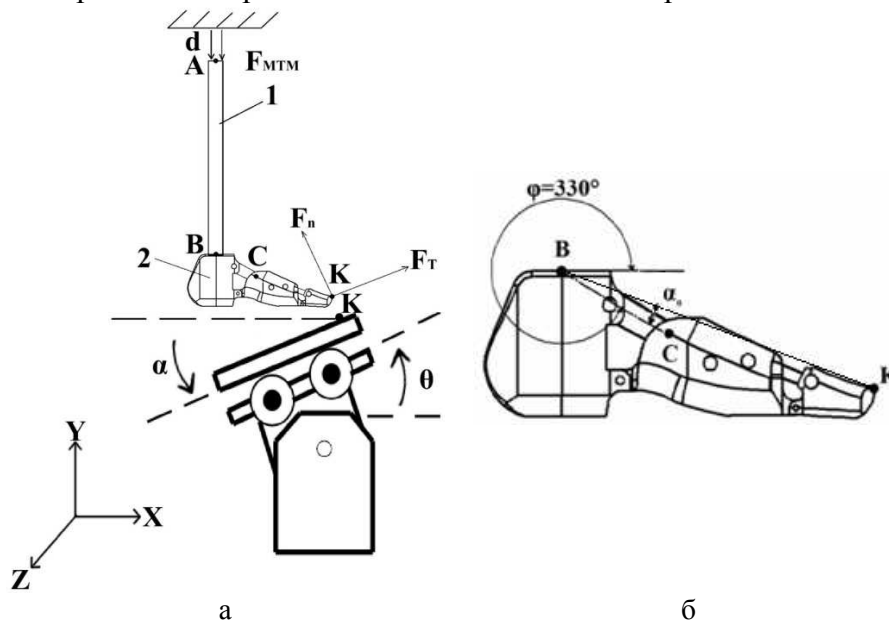


Рис. 2. Кинематическая схема протеза ноги ниже колена в сагиттальной плоскости: а) общий вид; б) увеличенный вид голеностопа

К голени 1 (рис. 2, а) прикладывается усилие F_{MTM} вдоль вертикальной оси $у$, которое вызывает перемещение протеза стопы d вдоль опорной части. Под действием усилия F_{MTM} нижняя часть стопы 2 (рис. 2, а) соприкасается с поверхностью, вследствие чего на нее действует нормальная F_n и тангенциальная F_T составляющие силы реакции опоры со стороны основания. Точка приложения сил F_n и F_T определяется расстоянием BK от нижнего конца опорной части по оси $у$ до точки касания стопы протеза с плоскостью соприкосновения. Центр масс голеностопа протеза C находится на расстоянии BC от точки соединения голени и голеностопа протеза B . Угол α_0 является постоянным углом между прямыми BC и BK .

При статическом состоянии нагружающая сила, распределенная на 2 ноги, определяется из уравнения:

$$2F_{MTM} - (M_{\text{чел}} - M_{\text{протеза}})g = 0, \quad (1)$$

где $M_{\text{чел}}$ – среднее значение массы тела человека в возрасте от 20 до 85 лет; $M_{\text{протеза}}$ – значение общей массы всех составных частей протеза; g – ускорение свободного падения.

В дальнейших вычислениях используются значения, полученные из 3D модели, построенной в САПР *SolidWorks*: $d = 8 \cdot 10^{-3}$ м, $M_{\text{чел}} = 100$ кг, $M_{\text{протеза}} = 0,5$ кг, $BK = 0,29$ м, $BC = 0,183$ м.

Подставляя числовые значения в формулу (1), получим нагружающую силу при статическом состоянии:

$$F_{MTM} = \frac{1}{2} (M_{\text{чел}} - M_{\text{протеза}}) g = 488,05 \text{ Н}. \quad (2)$$

При определении осевой жесткости пятки, средней части стопы и передней части стопы поворотное основание фиксируется на угол $\theta = \{-15^\circ; 0^\circ; 20^\circ\}$ относительно горизонтали.

Смещение d_{norm} протеза стопы по нормали к основанию определяется соотношением:

$$d_{\text{norm}} = d \cos \theta, \quad (3)$$

а нормальная сила реакция опоры вычисляется по формуле:

$$F_n = \frac{F_{MTM}}{\cos \theta}. \quad (4)$$

Осевая жесткость протеза k определяется выражением [6]:

$$k = \frac{F_n}{d_{\text{norm}}} = \frac{F_{MTM}}{d \cos^2 \theta}. \quad (5)$$

Из уравнения (5) видно, что осевая жесткость протеза принимает максимальное значение при угле $\theta = 20^\circ$ с учетом ограничений конструкции на поворот угла θ :

$$k(\theta = 20^\circ) = 65,386 \text{ кН/м}. \quad (6)$$

По результатам расчета осевой жесткости протеза при статическом нагружении получили, что предельное значение жесткости протеза стопы составляет 65,5 кН/м.

Для описания динамики протеза используем уравнения Лагранжа 2-го рода:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} = Q_i, \quad (7)$$

где T – кинетическая энергия системы; q_i и Q_i – обобщенные координаты и обобщенные силы. Здесь и далее точкой над переменной обозначено дифференцирование по времени.

При выводе дифференциальных уравнений движения механической системы полагаем, что протез состоит из двух звеньев: голени, перемещающейся по вертикали; и голеностопа, совершающего плоское движение. В качестве обобщенных координат примем перемещение d голени протеза вдоль вертикальной оси и угол ϕ поворота голеностопа протеза.

Кинетическая энергия системы, рассчитанная как сумма кинетических энергий голени и голеностопа, определяется выражением:

$$T = \frac{1}{2} m_1 V_B^2 + \frac{1}{2} m_2 V_C^2 + \frac{1}{2} J_2 \omega_2^2, \quad (8)$$

где m_1 – масса голени протеза; V_B – скорость голени протеза при движении вдоль вертикальной оси; m_2 и J_2 – масса и момент инерции голеностопа протеза; V_C – скорость центра масс голеностопа протеза; ω_2 – угловая скорость голеностопа протеза.

Выражая проекции скоростей, входящих в формулу (8) для кинетической энергии, получим:

$$\begin{aligned} V_{Bx} &= 0, \quad V_{By} = -\dot{d}, \quad \omega_2 = \dot{\phi}, \\ V_{Cx} &= V_{Bx} - \dot{\phi} l_1 \sin \phi, \quad V_{Cy} = V_{By} + \dot{\phi} l_1 \cos \phi. \end{aligned} \quad (9)$$

где $l_1 = BC$ – расстояние между центром масс C голеностопа и точкой B соединения голени и голеностопа.

Подставляя выражения для скоростей (9) в формулу для кинетической энергии системы, получим:

$$T = \frac{1}{2} m_s \dot{d}^2 + \frac{1}{2} J_s \dot{\phi}^2 - m_2 l_1 \dot{\phi} \dot{d} \cos \phi. \quad (10)$$

где для краткости введены обозначения $m_s = m_1 + m_2$, $J_s = J_2 + m_2 l_1^2$.

Для нахождения обобщенных сил запишем выражение для мощности N_a^B активных сил на возможных скоростях:

$$N_a^B = F_{MTM} \dot{d}^B + m_1 g \dot{d}^B - m_2 g V_{Ky}^B + F_n \cos \theta V_{Kx}^B - F_n \sin \theta V_{Kx}^B, \quad (11)$$

где проекции скорости точки контакта определяются выражениями:

$$V_{Kx} = V_{Bx} - \dot{\phi} l_2 \sin(\phi + \alpha_0), \quad V_{Ky} = V_{By} + \dot{\phi} l_2 \cos(\phi + \alpha_0), \quad (12)$$

где $l_2 = BK$.

В формуле (11) верхний индекс «в» указывает на использование возможных скоростей точек и тел системы, т.е. таких скоростей, которые не нарушают связей, наложенных на механическую систему.

С учетом (11) и (12) получим выражения для обобщенных сил, как коэффициенты при возможных обобщенных скоростях, в виде:

$$\begin{aligned} Q_d &= F_{MTM} + (m_1 + m_2) g - F_n \cos \theta, \\ Q_\phi &= -m_2 g l_2 \cos(\phi + \alpha_0) + F_n l_2 \cos(\theta - \phi - \alpha_0). \end{aligned} \quad (13)$$

Здесь Q_d, Q_ϕ обобщенные силы для обобщенных координат d, ϕ соответственно.

В результате запишем уравнения динамики (7) с учетом выражений (10) и (13) в виде:

$$\begin{aligned} m_s \ddot{d} - m_2 l_1 (\ddot{\phi} \cos \phi - \dot{\phi}^2 \sin \phi) &= F_{MTM} + (m_1 + m_2) g - F_n \cos \theta, \\ J_s \ddot{\phi} - m_2 l_1 \ddot{d} \cos \phi &= -m_2 g l_2 \cos(\phi + \alpha_0) + F_n l_2 \cos(\theta - \phi - \alpha_0). \end{aligned} \quad (14)$$

Результаты

Учитывая, что в процессе динамического нагружения угол поворота голеностопа изменяется в малом диапазоне, линеаризуем уравнения движения в окрестности программного движения:

$$\phi = \phi_0 + \Delta\phi, \quad \dot{\phi} = \Delta\dot{\phi}, \quad \ddot{\phi} = \Delta\ddot{\phi}. \quad (15)$$

где $\phi_0 = 330,4^\circ$ программное значение угла; $\Delta\phi$ – отклонение от программного движения.

Линеаризованная система уравнений имеет вид:

$$\begin{aligned} (m_1 + m_2) \ddot{d} - m_2 l_1 \cos \phi_0 \Delta\ddot{\phi} &= F_{MTM} + (m_1 + m_2) g - F_n \cos \theta, \\ J_s \Delta\ddot{\phi} - m_2 l_1 \ddot{d} \cos \phi_0 &= F_n l_2 \cos(\theta - \phi_0 - \alpha_0) - m_2 g l_2 \cos(\phi_0 + \alpha_0). \end{aligned} \quad (16)$$

Выражая нормальную реакцию опоры F_n из уравнений динамики (16), получим:

$$F_n = \frac{J_s [F_{MTM} + m_s (g - \ddot{d})] - m_2^2 l_1 l_2 \cos \phi_0 [g \cos(\phi_0 + \alpha_0) - \ddot{d} \cos \phi_0]}{J_s \cos \theta - m_2 l_1 l_2 \cos \phi_0 \cos(\theta - \phi_0 - \alpha_0)}. \quad (17)$$

Отметим, что смещение по направлению нормальной реакции опоры определяется выражением:

$$d_{norm} = -d \cos \theta + l_2 \sin(\phi + \alpha_0 - \theta). \quad (18)$$

Аналогично (5), введем динамический коэффициент осевой жесткости в виде:

$$k = \frac{J_s [F_{MTM} + m_s (g - \ddot{d})] - m_2^2 l_1 l_2 \cos \phi_0 [g \cos(\phi_0 + \alpha_0) - \ddot{d} \cos \phi_0]}{[J_s \cos \theta - m_2 l_1 l_2 \cos \phi_0 \cos(\theta - \phi_0 - \alpha_0)] (l_2 \sin(\phi_0 + \alpha_0 - \theta) - d \cos \theta)}. \quad (19)$$

Используя соотношение (19), построим график динамического коэффициента осевой жесткости в зависимости от величины перемещения d и ускорения $\ddot{d}$ при различных углах наклона основания θ .

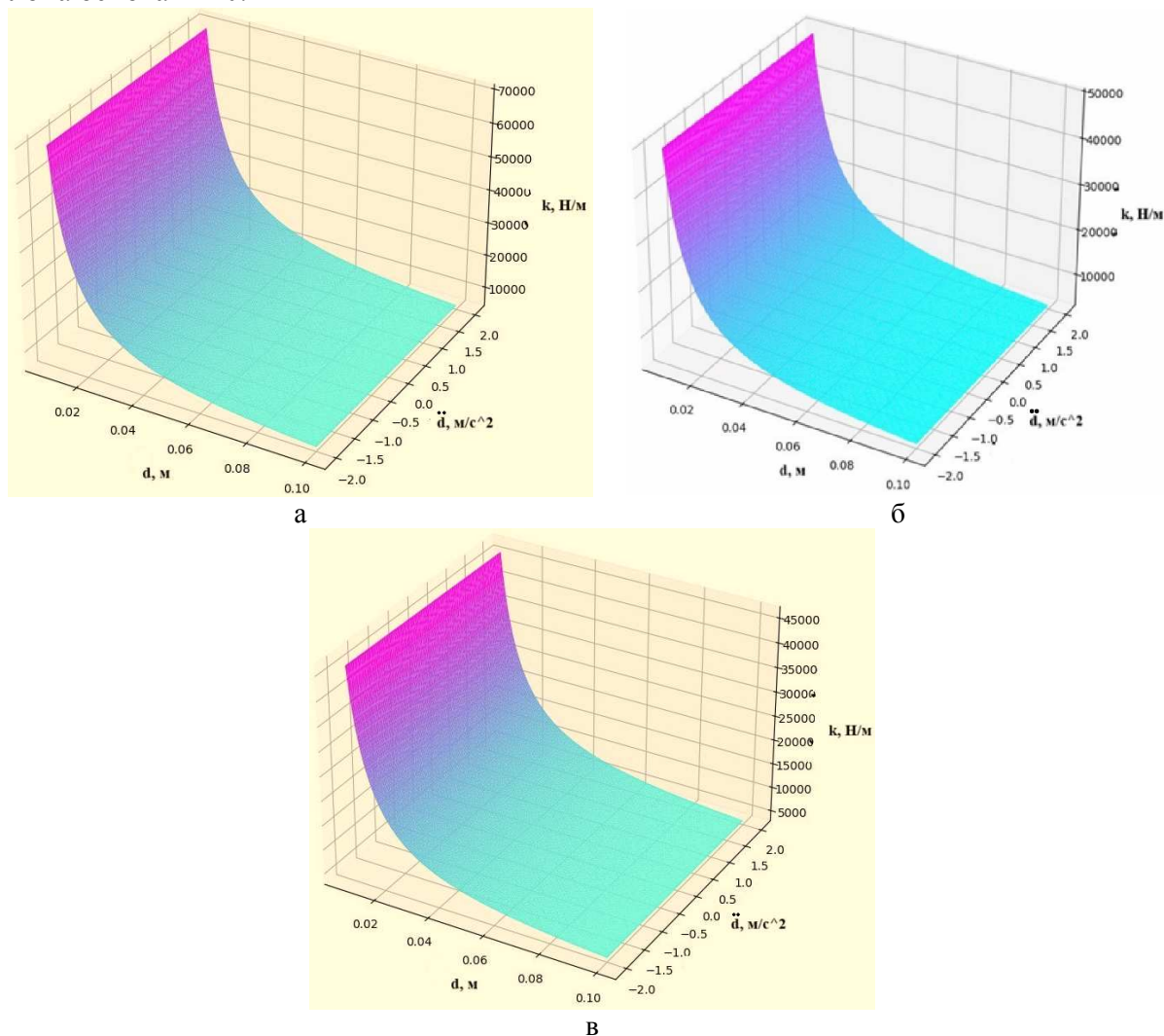


Рис. 4. График зависимости динамического коэффициента осевой жесткости:
а) при $\theta = 20^\circ$; б) при $\theta = 0^\circ$; в) при $\theta = 15^\circ$

Из графиков (рис. 4) динамического коэффициента осевой жесткости при нагружения силой $F_{МТМ}$ видно, что максимальные значения коэффициента жесткости в зависимости от угла поворота θ поверхности соприкосновения равны:

$$\begin{aligned} k_{\max}(\theta = 20^\circ) &= 70 \text{ кН/м}, \\ k_{\max}(\theta = 0^\circ) &= 50 \text{ кН/м}, \\ k_{\max}(\theta = -15^\circ) &= 40 \text{ кН/м}. \end{aligned} \quad (20)$$

По полученным значениям максимальных осевых жесткостей можно отметить, что при увеличении угла наклона поверхности соприкосновения величина осевой жесткости k также увеличивается. Тогда предельное значение осевой жесткости пружин протеза стопы, по которым необходимо подбирать пружины, можно принять равным $[k] = \max_{\theta \in [-15^\circ; 20^\circ]} k = 70 \text{ кН/м}$.

Выводы

По результатам численных расчетов для предполагаемой нагрузки видно, что при рассмотрении статического нагружения предельное значение осевой жесткости составляет 65,5 кН/м, а при рассмотрении динамического нагружения – 70 кН/м.

На основе полученных значений предельных осевых жесткостей для обеспечения устойчивой работы протеза стопы достаточно использовать материал при изготовлении изделия с предельным значением осевой жесткости более 70 кН/м. По данному критерию подходят следующие марки стали: 35Г2, 40Г2 и др.

Полученная модель протеза ноги ниже колена может быть использована при проектировании биопротезов медицинского назначения.

Заключение

В данной работе построена компьютерная 3D-модель протеза стопы с пружинной системой сгиба его отдельных частей в САПР Solidworks. Рассчитано необходимое значение предельной осевой жесткости пружин при статическом нагружении протеза стопы.

С использованием формализма Лагранжа построена математическая модель динамики протеза стопы и получена формула коэффициента осевой жесткости при динамическом нагружении протеза стопы.

На основе полученных значений предельных осевых жесткостей для обеспечения устойчивой работы протеза стопы достаточно использовать материал пружины с предельным значением осевой жесткости более 70 кН/м.

Полученные результаты могут быть использованы при проектировании биопротезов медицинского назначения.

Список литературы

1. Смирнова Л.М., Пономаренко Г.Н., Суляев В.Г. Методология и информационно-измерительная система для персонификационного синтеза протезов нижних конечностей // Информационно-управляющие системы. – 2021. – №6. – С. 64-74.
2. Борисов И.М., Резник С.В. Разработка композитной конструкции биомеханического назначения // Вестник университета дружбы народов. Серия: Инженерные исследования. – 2021. – Т. 22, №4. – С. 348-354.
3. Буров Г.Н., Смирнова Л.М., Большаков В.А., Янковский В.М., Белянин О.Л. К выбору амортизационных элементов искусственной стопы // Вестник медицинского института "РЕАВИЗ". Реабилитация, Врач и Здоровье. – 2023. – Т. 13, № 3. – С. 150-157.
4. Саянский Н.А., Струльков В.И., Драгун М.Ю. Активное протезирование нижних конечностей: Систематический обзор проблем дизайна и их решения // Научное образование. – 2022. – Т. 2, №15. – С. 115-118.
5. Anne T. Turner, Elizabeth G. Halsne, Joshua M. Caputo, Carl S. Curran, Andrew H. Hansen, Brian J. Hafner, David C. Morgenroth. Prosthetic forefoot and heel stiffness across consecutive foot stiffness categories and sizes // PLoS One. 2022, vol. 17(5), p. 0268136. DOI: 10.1371/journal.pone.0268136.
6. Tacca J.R., Colvin Z.A., Grabowski A.M. Low-profile prosthetic foot stiffness category and size, and shoes affect axial and torsional stiffness and hysteresis // Frontiers in Rehabilitation Sciences. 2024, vol. 5, p. 1290092. DOI: 10.3389/fresc.2024.1290092.
7. Wei L., Zhihui Q., Wei C., Hounan S., Yu C., Guowu W., Lei R., Kunyang W., Luquan R. Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2022, vol. 10, p. 950110. DOI: 10.3389/fbioe.2022.950110.
8. Янгурчина А.Г., Янгурчина Ю.Г. Современные методы протезирования нижних конечностей // Моя профессиональная карьера. – 2019. – Т. 3, №5. – С. 26-33.
9. Саянский Н.А., Струльков В.И., Драгун М.Ю. Количественный анализ характеристик голеностопного сустава человека на разных фазах и скоростях ходьбы для использования в конструкции протезов голеностопного сустава // Современные научные исследования и инновации. – 2022. – № 5. – URL: <https://web.snauka.ru/issues/2022/05/98402>.
10. Jelacic Z., Dedic R., Dindo H. Active Above-Knee Prosthesis A Guide to a Smart Prosthetic Leg. – Academic Press; 1st edition, 2020. – 526 p.
11. Frossard L., Leech B., Pitkin M. Automated characterization of anthropomorphicity of prosthetic feet fitted to bone-anchored transtibial prosthesis // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2019, vol. 66, no. 12, pp. 3402-3410. DOI: 10.1109/TBME.2019.2904713.
12. Ruxin T.R., Halsne E.G., Turner A.T., Curran C.S., Caputo J.M., Hansen A.H. Comparing forefoot and heel stiffnesses across commercial prosthetic feet manufactured for individuals with varying body weights and foot sizes // Prosthetics and Orthotics International. 2022, vol. 46(5), p. 425-431. DOI: 10.1097/PXR.000000000000131.
13. Joshua R.T., Zane A.C., Grabowski A.M. Greater than recommended stiffness and power setting of a stance-phase powered leg prosthesis can improve step-to-step transition work and effective foot length ratio during walking in people with transtibial amputation // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2024, vol. 12, p. 1336520. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1336520.

14. Патент №2020121472 РФ. Протез стопы с упругим соединением с адаптером / Е.В. Николаевич. – Заявка №2020121472 от 29.06.2020; опубл. 14.07.2021, Бюл. № 20.
15. Catalina Q.Q., Vera Z.P. Materials for lower limb prosthetic and orthotic interfaces and sockets: Evolution and associated skin problems // Revista de la Facultad de Medicina, Universidad Nacional de Colombia. 2019, vol. 67(1), pp. 117-125. DOI: 10.15446/revfacmed.v67n1.64470.

References

1. Smirnova L.M., Ponomarenko G.N., Suslyayev V.G. Methodology and information-measuring system for personalization synthesis of lower limb prostheses // Information and control systems. 2021, no. 6, pp. 64-74.
2. Borisov I.M., Reznik S.V. Development of composite structure of biomechanical purpose // Bulletin of Peoples' Friendship University. Series: Engineering Research. 2021, vol. 22, no. 4, pp. 348-354. doi.org/10.22363/2312-8143-2021-22-4-348-354.
3. Burov G.N., Smirnova L.M., Bolshakov V.A., Yankovsky V.M., Belyanin O.L. Towards the Selection of Amortizing Elements of Artificial Foot // Bulletin of the Medical Institute "REAVIZ". Rehabilitation, Physician and Health. 2023, vol. 13, no. 3, pp. 150-157.
4. Sayanskiy N.A., Strulkov V.I., Dragun M.Y. Active prosthetics of the lower limbs: Systematic review of design problems and their solutions // Scientific Education. 2022, vol. 2, no. 15, pp. 115-118.
5. Anne T. Turner, Elizabeth G. Halsne, Joshua M. Caputo, Carl S. Curran, Andrew H. Hansen, Brian J. Hafner, David C. Morgenroth. Prosthetic forefoot and heel stiffness across consecutive foot stiffness categories and sizes // PLoS One. 2022, vol. 17(5), p. 0268136. DOI: 10.1371/journal.pone.0268136.
6. Tacca J.R., Colvin Z.A., Grabowski A.M. Low-profile prosthetic foot stiffness category and size, and shoes affect axial and torsional stiffness and hysteresis // Frontiers in Rehabilitation Sciences. 2024, vol. 5, p. 1290092. DOI: 10.3389/fresc.2024.1290092.
7. Wei L., Zhihui Q., Wei C., Hounan S., Yu C., Guowu W., Lei R., Kunyang W., Luquan R. Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2022, vol. 10, p. 950110. DOI: 10.3389/fbioe.2022.950110.
8. Yangurchina A.G., Yangurchina Yu.G. Modern methods of lower limb prosthetics // My professional career. 2019, vol. 3, no. 5, pp. 26-33.
9. Sayanskiy N.A., Strulkov V.I., Dragun M.Yu. Quantitative analysis of the characteristics of the human ankle joint at different phases and speeds of walking for use in the design of ankle joint prostheses // Modern Scientific Research and Innovations. 2022, no. 5, URL: <https://web.snauka.ru/issues/2022/05/98402>.
10. Jelacic Z., Dedic R., Dindo H. Active Above-Knee Prosthesis A Guide to a Smart Prosthetic Leg. – Academic Press; 1st edition, 2020. – 526 p.
11. Frossard L., Leech B., Pitkin M. Automated characterization of anthropomorphicity of prosthetic feet fitted to bone-anchored transtibial prosthesis // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2019, vol. 66, no. 12, pp. 3402-3410. DOI: 10.1109/TBME.2019.2904713.
12. Ruxin T.R., Halsne E.G., Turner A.T., Curran C.S., Caputo J.M., Hansen A.H. Comparing forefoot and heel stiffnesses across commercial prosthetic feet manufactured for individuals with varying body weights and foot sizes // Prosthetics and Orthotics International. 2022, vol. 46(5), p. 425-431. DOI: 10.1097/PXR.000000000000131.
13. Joshua R.T., Zane A.C., Grabowski A.M. Greater than recommended stiffness and power setting of a stance-phase powered leg prosthesis can improve step-to-step transition work and effective foot length ratio during walking in people with transtibial amputation // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2024, vol. 12, p. 1336520. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1336520.
14. Патент №2020121472 RU. Stop proteze with urgent connection with adapter / E.V. Nikolaevich. – Appl. No. 2020121472 from 29.06.2020; publ. 14.07.2021, Bul. No. 20.
15. Catalina Q.Q., Vera Z.P. Materials for lower limb prosthetic and orthotic interfaces and sockets: Evolution and associated skin problems // Revista de la Facultad de Medicina, Universidad Nacional de Colombia. 2019, vol. 67(1), pp. 117-125. DOI: 10.15446/revfacmed.v67n1.64470.

Сведения об авторах:

Information about authors:

Казаринова Анастасия Сергеевна – студентка	Kazarinova Anastasia Sergeevna – student
Сибирцев Никита Андреевич – студент	Sibirtsev Nikita Andreevich – student
Сайпулаев Гасан Русланович – старший преподаватель кафедры Робототехники, мехатроники, динамики и прочности машин	Saypulaev Gasan Ruslanovich – senior lecturer of the of Department of robotics, mechatronics, dynamics and machine strength
saypulaevgr@mail.ru	

Получена 02.12.2024