

совыми лопатками, позволяющая моделировать режимы работы реального ПМН, изготовленного из медицинской стали.

Список литературы:

1. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Попов Т.А. Атлас вспомогательного кровообращения. – Алма-Ата: Гылый, 1992. 205 с.
2. Mukku, Venkata K. et al. Use of impella ventricular assist device in patients with severe coronary artery disease presenting with cardiac arrest // The International Journal of Angiology: Official Publication of the International College of Angiology. 2012. Vol. 21 (3). PP. 163-166.
3. Иткин Г.П. Механическая поддержка кровообращения: проблемы, решения и новые технологии // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. № 16 (3). С. 76-84.
4. Boyarsky G.G., Nevzorov A.M., Khaustov A.I. Designing a micropump to support the left ventricle of the heart // Biomedical Engineering. 2021. Vol. 55. PP. 153-156.
5. Боярский Г.Г., Хаустов А.И. Анализ течения вязкой жидкости в элементах микронасоса для систем вспомогательного кровообращения // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Серия «Машиностроение». 2021. № 3 (138). С. 135-145.
6. Хаустов А.И., Боярский Г.Г., Сорокин А.Е. Экспериментальное определение динамических характеристик микронасосов биотехнической системы орбитальной станции // Вестник Московского авиационного института. 2019. Т. 26. № 4. С. 184-190.
7. Хаустов А.И., Шашкин И.Н., Киндеев М.И. Проектирование осевых насосов для систем терморегуляции летательных аппаратов // Труды МАИ. 2012. № 50. С. 17.
8. Высокооборотные лопаточные насосы / Под ред. Б.В. Овсянникова и В.Ф. Чебаевского. – М.: Машиностроение, 1975. С. 336.
9. Овсянников Б.В., Боровский Б.И. Теория и расчет агрегатов питания жидкостных ракетных двигателей. – М.: Машиностроение, 1986. С. 376.
10. Малов И.Е. Современные лазерные технологии в медицине // Медицинские технологии. Оценка и выбор. 2017. № 4 (30).
11. Белоцерковский О.М. Численное моделирование в механике сплошных сред. – М.: Наука. Гл. редакция физ-мат. литературы, 1984. 519 с.
12. Андерсон Д., Таннехилл Дж., Плетчер Р. Вычислительная гидромеханика и теплообмен / В 2-х т. – М.: Мир, 1990. 727 с.

Александр Иванович Хаустов,
д-р техн. наук, профессор,
Глеб Геннадьевич Боярский,
аспирант,

кафедра «Экология, системы жизнеобеспечения
и безопасность жизнедеятельности»,
Московский авиационный институт
(национальный исследовательский университет),
г. Москва,
e-mail: glebboyarsky@gmail.com

А.А. Князев, С.Ф. Яцун, А.В. Федоров

Управление прибором для механотерапии голеностопного сустава

Аннотация

Рассматривается прибор для механотерапии голеностопного сустава, реализованный на основе параллельного манипулятора. Управляемая мобильная платформа прибора позволяет поворачивать стопу пациента в сагитальной и фронтальной плоскостях, а измеритель, встроенный в платформу, обеспечивает контроль силы взаимодействия стопы и платформы в трех точках. Блок управления движением мобильной платформы формирует управляющие напряжения по эталонной модели и корректирующим напряжениям, обеспечивая высокую точность воспроизведения заданных врачом законов движения платформы с учетом изменения физиологических параметров голеностопного сустава в процессе проведения реабилитации.

Введение

Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение голеностопного сустава (ГС) при выполнении спортивных, бытовых, производственных упражнений, а также в результате автомобильных аварий [1], [2]. После травмы происходит длительный процесс лечения и реабилитации, которая может быть осложнена длительной неподвижностью сустава. Поэтому восстановление функций голеностопного сустава требует индивидуального подхода для каждого пациента. Для снижения процента осложнений получил распространение метод непрерывного пассивного движения (НПД). Для его реализации применяются медицинские приборы механотерапии, позволяющие ускорить процесс восстановления больного [3]. Такой подход позволяет выполнять движения стопы по заданной врачом индивидуальной программе реабилитации (ИПР) при помощи встроенной в прибор управляемой мобильной платформы (УМП). В настоящее время получили распространение следующие аппараты: «FLEX-02»

(«ORMED», Россия) [4], «A3 Ankle CPM» («Remington», Канада) [5], «Kinetec Brevia ankle» («Бека», Россия) [6], «ARTROMOT SP3» («REAMED», Россия) [7], аппарат для пассивной разработки нижних конечностей «VTL-cpmotion» («VTL», Великобритания) [8]. В то же время отмечается, что спастичность и сухожильно-мышечная контрактура, а также другие физиологические особенности ГС могут существенно влиять на характер движения УМП, изменяя первоначально выбранные параметры траектории и искажая планируемые реабилитационные упражнения, что приводит к снижению эффективности реабилитационного процесса [9], [10]. Таким образом, из-за того, что априорная информация о реальных динамических свойствах ГС существенно ограничена, система управления движением УМП аппарата для механотерапии должна компенсировать изменение физиологических параметров ГС во время проведения реабилитации и обеспечивать траекторию движения с заданной точностью, являясь, по сути, адаптивной системой управления [10], [11]. Цель исследования состоит в повышении эффективности процесса реабилитации при помощи прибора

для механотерапии, обеспечивающего заданную точность движения, за счет адаптивного управления движением стопы и с учетом индивидуальных особенностей ГС пациента [12].

Материалы и методы

В статье представлена структура прибора (рис. 1), в состав которой входят: блок физиологических параметров t, P^o, P_s анализируемых врачом; интерфейс аппаратно-программного комплекса, обеспечивающий ввод индивидуальных параметров пациента и параметров желаемой траектории движения (минимальный и максимальный углы поворота платформы, время выполнения упражнения); блок выбора программ реабилитации, обеспечивающий задание параметров ИПР в виде зависимостей углов поворота стопы от времени:

$$\bar{\lambda}^* = [\varphi^*(t), \psi^*(t), \theta^*(t)];$$

$$\bar{R}^* = (R_1, R_2, R_3);$$

$$T = (T_1, T_2, T_3);$$

блок решения прямой задачи кинематики (ПЗК), преобразующий $\bar{\lambda}^* \Rightarrow \bar{l}$ [$l = (l_1, l_2, l_3)$ – длины звеньев электроприводов;

блок обработки сигналов, сравнивающий желаемые значения $\bar{\lambda}^*$ и \bar{R}^* с реальными; $\Delta\lambda, \Delta R$ – блок управления, обеспечивающий расчет управляющих напряжений $\bar{u} = (u_1, u_2, u_3)$ по эталонной модели $\bar{\lambda}^*$ и корректирующим отклонениям $\Delta\lambda, \Delta R$ [13].

Значения вектора \bar{l} поступают в блок ОЗК, где определяется $\lambda(t)$. Зависимости $\lambda(t)$ и $R(t)$ в виде графиков поступают в интерфейс и контролируются врачом.

На рис. 2 представлена схема управления прибором для механотерапии голеностопного сустава и приняты следующие обозначения: 1 – линейный привод 1 (l_1); 2 – линейный привод 2 (l_2); 3 – линейный привод 3 (l_3); 4 – управляемая мобильная платформа (УМП); 5 – стопа пациента; 6 – платформа в исходном положении; 7 – голеностопный сустав (виртуальный шарнир); 8 – измерители реакции (тензодатчики); 9 – электродвигатели с энкодерами.

Датчики положения определяют реальные значения компонент вектора \bar{l} , датчики измерителей силомоментного взаимодействия определяют реакции \bar{R} . В блоке управления по разработанному алгоритму формируется управляющее напряжение \bar{u} в виде суммы эталонного напряжения \bar{u}^* и корректирующего напряжения $\Delta\bar{u}$. Задавая желаемый закон изменения угла поворота (сагиттальная плоскость) $\psi(t)$, скорости

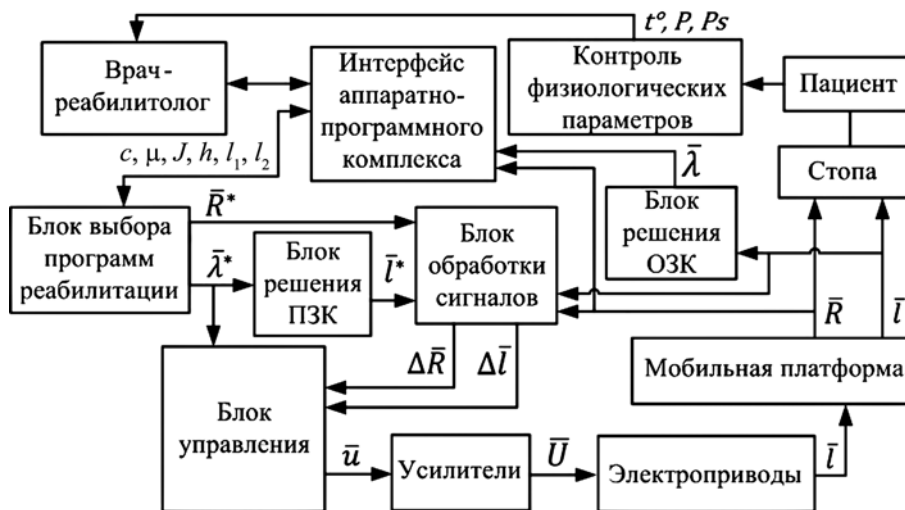


Рис. 1. Структурная схема роботизированного прибора

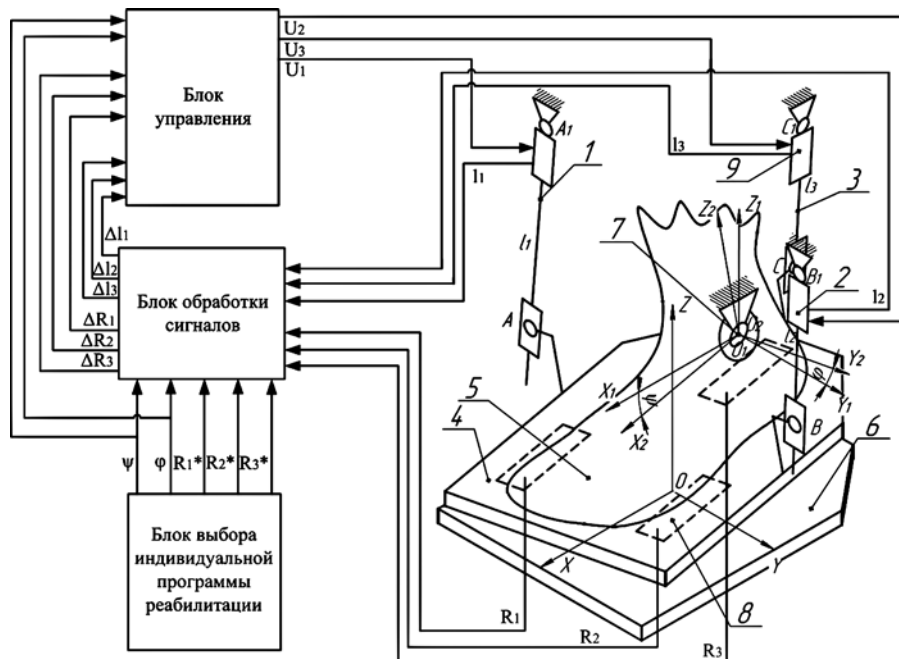


Рис. 2. Схема прибора для механотерапии голеностопного сустава (пояснения – в тексте статьи)

$\dot{\Psi}(t)$ и ускорения $\ddot{\Psi}(t)$, можно рассчитать управляющее напряжение u^* [14]. Для этого применяется эталонная модель, представленная в виде

$$u^* = L \frac{d [J_{\Psi} \ddot{\Psi} + \mu_{\Psi} \dot{\Psi} + M(R_{\Psi})]}{C_M dt} + \frac{J_{\Psi} \ddot{\Psi} + \mu_{\Psi} \dot{\Psi} + M(R_{\Psi})}{C_M} R + C_{\Psi} \dot{\Psi},$$

где $L, C_M, C_{\Psi}, J_{\Psi}, \mu_{\Psi}, R$ – параметры мобильной платформы и электродвигателей; $M(R_{\Psi})$ – момент реакции стопы пациента; $\ddot{\Psi}, \dot{\Psi}, \Psi$ – желаемые ускорение, скорость и угол поворота мобильной платформы в сагиттальной плоскости. Расчет корректирующего напряжения осуществляется по формулам

$$\Delta \bar{u} = k \Delta \bar{l}, \text{ если } \bar{R} < \bar{R}^*;$$

$$\Delta \bar{u} = -\bar{u}^*, \text{ если } \bar{R} > \bar{R}^*,$$

где \bar{R}^* – допустимые реакции.

Для настройки параметров регулятора

$$k = \begin{pmatrix} k_{11} & 0 & 0 \\ 0 & k_{22} & 0 \\ 0 & 0 & k_{33} \end{pmatrix}$$

применяется квадратичный интегральный критерий

$$K = \frac{1}{T} \int_0^T (\Delta l Q \Delta l^T + \bar{u} N \bar{u}^T) dt \Rightarrow \min \text{ и } \Delta \bar{l} < \bar{\epsilon},$$

где T – время выполнения реабилитационного упражнения; $\bar{\epsilon}$ – вектор допустимых отклонений длины электроприводов; Q, N – матрицы размерности 3×3 . Для определения условий, определяющих траектории движения мобильной платформы, разработана математическая модель, позволяющая установить связи между угловыми перемещениями мобильной платформы и длиной линейных приводов [15]:

$$\cos \psi(t) = \frac{-l_3(t) \sin \alpha_3 - l_1(t) \cos \alpha_1 + OC_1 \cos \beta}{BO_2 + CO_2},$$

где l_1, l_3 – длины линейных приводов; α_1, α_3 – углы наклона приводов в сагиттальной плоскости; OC_1, BO_2, CO_2 – геометрические размеры; β – угол наклона OC_1 .

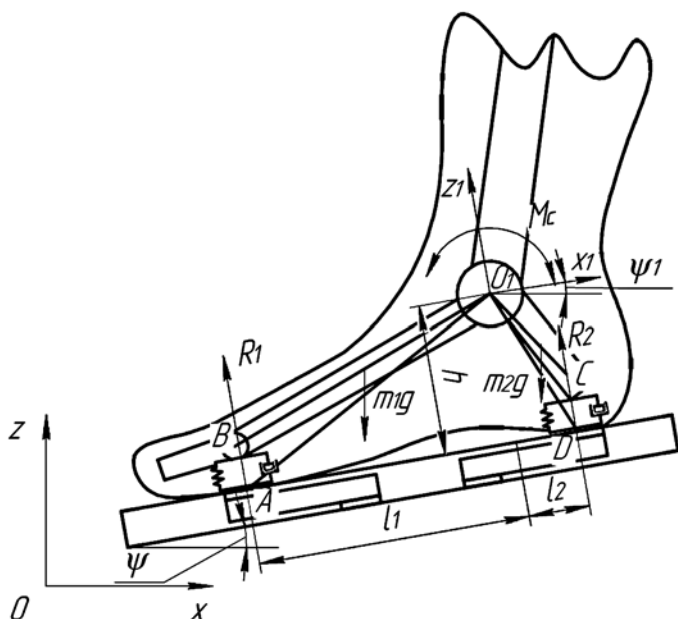


Рис. 3. Схема взаимодействия стопы пациента и мобильной платформы в сагиттальной плоскости

На рис. 3 представлена схема взаимодействия мобильной платформы и стопы пациента. Стопа воздействует на платформу в виде распределенной нагрузки с переменным пятном контакта, поэтому предложено заменить распределенную систему сил сосредоточенными. Система координат ZOx связана с основанием аппарата и является глобальной, а система координат $Z_1O_1X_1$ – с управляемой мобильной платформой (УМП). Принято, что стопа соприкасается с платформой в зоне пяточной кости и плюсневого сустава. Вместе они образуют костную систему, которая при помощи мышечных тканей связана с подошвенной стороной стопы. Точки A и D находятся в местах контакта стопы и платформы, точки B и C – в местах соединения мягких тканей с костной системой. Индивидуальные геометрические особенности стопы пациента h, l_i ($i = 1, 2$) определяют положение голенистопа. На УМП действуют моменты со стороны электроприводов и моменты реакций стопы пациента. Показано, что приведенный момент сопротивления мышц $M_C = M_C(c, \mu, \psi, \dot{\psi})$ зависит от индивидуальных физиологических параметров (c, μ – жесткость, вязкость), угла и скорости поворота стопы и может определяться по моменту реакций стопы пациента

$$M_{O_2}(R_{\Psi}) = \sum_{i=1}^n R_i l_i.$$

Результаты

Для реализации ИПР разработан метод планирования допустимых траекторий движения стопы, основанный на том, что мгновенная ось вращения мобильной платформы, проходящая через «виртуальный шарнир», все время пересекает ГС. Также в работе предложена зависимость угла поворота от времени в виде полинома пятого порядка

$$\psi(t) = \sum_{i=0}^5 a_i t^i;$$

значения угловой скорости вычисляются по формуле

$$\dot{\psi}(t) = \sum_{i=0}^5 a_i i t^{i-1},$$

а ускорения

$$\ddot{\psi}(t) = \sum_{i=0}^5 a_i i(i-1) t^{i-2}.$$

Постоянные a_i определяются из граничных условий $t = 0, \psi(0) = \psi_0, \dot{\psi}(0) = 0, \ddot{\psi}(0) = 0$ при $t = T, \psi(T) = \psi_k, \dot{\psi}(T) = 0, \ddot{\psi}(T) = 0$. Врач задает начальное и конечное положения стопы, например в сагиттальной плоскости: $\psi(0) = \psi_0, \psi(T) = \psi_k$, а алгоритм блока выбора программ вычисляет постоянные a_i и формирует желаемый закон изменения углов поворота стопы. На рис. 4а, б представлена зависимость угла поворота платформы от времени для $\psi(0) = 0, \psi(T_1) = 40^\circ, T_1 = 4$ с.

Заключение

1. Разработана структура прибора для реализации непрерывного пассивного движения при реабилитации ГС, обеспечивающего заданную траекторию с высокой точностью за счет того, что блок управления работает по адаптивному алгоритму, комплексируя сигналы, полученные по эталонной модели и по отклонениям реальных параметров от заданных.
2. Разработан метод выбора допустимых траекторий движения стопы для выполнения реабилитационных мероприятий, обеспечивающий пересечение осей вращения мобильной платформы и ГС, а закон изменения угла поворота стопы от времени принят в виде полинома пятого порядка.
3. Разработана эталонная математическая модель силомоментного взаимодействия стопы пациента и УМП с учетом свойств электроприводов.

Список литературы:

1. Реабилитация после перелома голеностопа / <https://savita-spb.ru/materials/reabilitaciya-posle-pereloma-golenostopa/> (дата обращения: 12.08.2022).
2. Реабилитация больных с повреждениями голеностопного сустава в условиях травматологического пункта / <https://www.dissercat.com/content/reabilitatsiya-bolnykh-s-povrezhdeniyami-golenostopnogo-sustava-v-usloviyakh-travmatologicheske> (дата обращения: 12.08.2022).
3. Применение механотерапии / <https://www.orthoscheb.com/therapy/mekhanoterapiya/> (дата обращения: 12.08.2022).
4. Аппарат для голеностопного сустава «Ormed flex» / <https://www.ormed.ru/katalog/passivnaya-reabilitatsiya/ormed-flex-02-dlya-golenostopnogo-sustava/> (дата обращения: 12.08.2022).
5. Аппарат для реабилитации голеностопа «А3 Анклерм» / <https://www.remingtonmedical.com/product/a3-ankle-cpm/> (дата обращения: 12.08.2022).
6. Реабилитационный тренажер для пассивной разработки голеностопного сустава / <https://www.beka.ru/ru/katalog/domashnyaya-reabilitatsiya/kinetec-breva-ankle-cpm/> (дата обращения: 12.08.2022).
7. «Артромот sp3» – тренажер для продолжительной пассивной разработки голеностопного сустава / <https://reamed.su/catalog/product/artromot-sp3/> (дата обращения: 12.08.2022).
8. «Vtl-cpmotion» – устройство для послеоперационной реабилитации / <https://www.btlnet.com/cpmotion> (дата обращения: 12.08.2022).
9. Jatsun S., Jatsun A., Korenevskiy N. Experience in the Development of Rehabilitation Exoskeletons // Biomedical Engineering. 2017. № 51. PP. 65-71.
10. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N., Politov E.N. New Approaches to Rehabilitation of the Ankle Joint Using a Mechanotherapeutic Apparatus // Biomed. Eng. 2018. № 52. PP. 37-41.
11. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N. Designing a Mechanotherapy Device for Rehabilitation of Lower Extremities of Humans // Biomed. Eng. 2016. № 50. PP. 128-133.
12. Morreale M., Marchione P., Pili A., Lauti A., Castiglia S., Spallone A. Early versus delayed rehabilitation treatment in hemiplegic patients with ischemic stroke: Proprioceptive or cognitive approach // Rehabilitation Medicine. 2016. № 52. PP. 81-89.
13. Zhou Z., Zhou Y., Wang N., Gao F., Wang L., Wei K. Changes of achilles tendon properties via 12-week pnf based robotic rehabilitation of ankle joints with spasticity and/or contracture / 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2014. PP. 1214-1217.
14. Zhang M., Davies T.C., Xie S. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation – A systematic review // Neuroeng. Rehabilitation. 2013. № 10. PP. 1-16.
15. Stegall P., Winfree K., Zanotto D., Agrawal S.K. Rehabilitation exoskeleton design: Exploring the effect of the anterior lunge degree of freedom // IEEETrans. Robot. 2013. № 29. PP. 838-846.

Андрей Александрович Князев,
магистрант, инженер,
Сергей Федорович Яцун,
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,
Андрей Владимирович Федоров,
аспирант,
кафедра «Мехатроника и робототехника»,
ФГБОУ ВО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,
e-mail: ak290599@yandex.ru

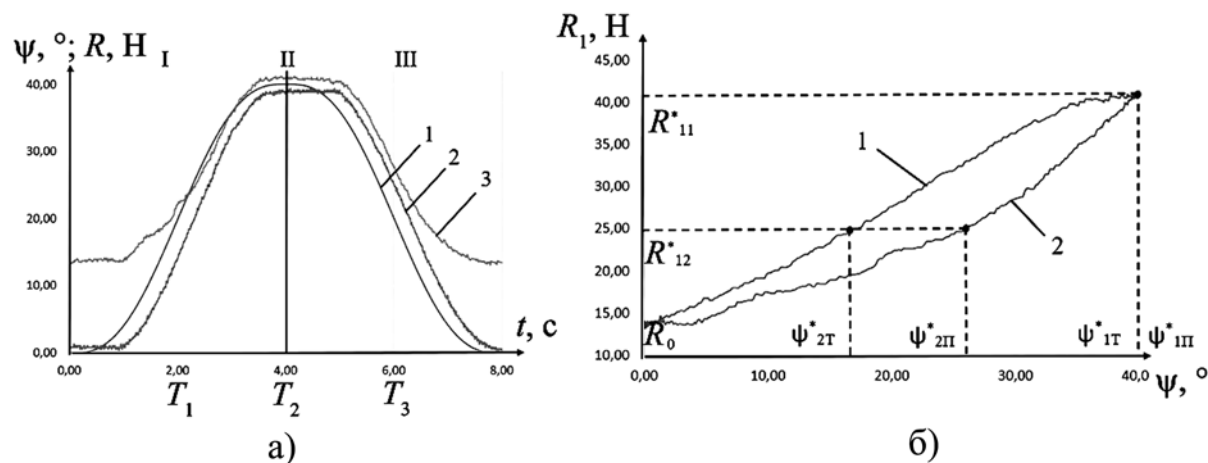


Рис. 4. Зависимость угла поворота стопы от времени в сагиттальной плоскости (а): $\psi_{\min} = 0^\circ$ – минимальный угол поворота; $\psi_{\max} = 40^\circ$ – максимальный угол поворота; 1 – задающий угол поворота; 2 – реальный угол поворота; 3 – реакция между стопой и мобильной платформой; I – тыльное сгибание; II – остановка; III – подошвенное сгибание; T_1 – время тыльного сгибания; T_2 – время остановки; T_3 – время подошвенного сгибания; зависимость силы реакции опоры от угла поворота платформы (б): $\psi^*_{1T} = 36^\circ$ – угол тыльного сгибания при реакции 40 Н; $\psi^*_{1П} = 40^\circ$ – угол подошвенного сгибания при максимальной 40 Н; $\psi^*_{2T} = 17^\circ$ – угол тыльного сгибания при 25 Н; $\psi^*_{2П} = 26^\circ$ – угол подошвенного сгибания при реакции 25 Н; $R_0 = 13$ Н – минимальная реакция в исходном положении