

[Электронный ресурс]. URL: <https://fgistr.economy.gov.ru/lk/#/document-show/309787> (дата обращения: 26.04.2024).

14. Генеральный план развития городского округа «город Белгород» до 2035 года. Карта функциональных зон городского округа «город Белгород». Федеральная государственная информационная система территориального планирования (ФГИС ТП) [Электронный ресурс]. URL: <https://fgistr.economy.gov.ru/files/1470100002020302202305301/fWwpHKx.pdf> (дата обращения: 26.04.2024).

15. Бобылева Е.В., Абакумов Р.Г. Эффективность реконструкции городской застройки в городе Белгороде // Инновационная наука. 2017. Т. 1, № 4. С. 38–40.

16. Авилова И.П., Жариков И.С. Методические аспекты экспресс диагностики эффективности инвестиционных процессов при реконструкции объектов недвижимости // Вестник БГТУ имени В. Г. Шухова. 2016. №1. С. 159–163.

17. Редькина П.А., Федоровская А.А. Информационная модель градостроительного обеспечения формирования доступной среды при реконструкции городской застройки // Инженерный вестник Дона. 2017. № 3 (46).

18. Янковская Ю.С., Меренков А.В. Формирование пешеходной проницаемости жилой застройки как фактор развития социально-ориентированного проектирования // Актуальные проблемы современной архитектуры, градостроительства и дизайна: материалы науч. конф. / Нижегород. гос. архитектурно-строит. ун-т. - Н. Новгород: ННГАСУ. 2019. С. 409–412.

19. Жариков И.С. Методологический подход к учету технического состояния объектов недвижимости при определении их стоимостных характеристик // Интеллектуальный потенциал XXI века: ступени познания. 2014. № 22. С. 100–104.

20. Самойлова Н.В., Чумаков С.В., Полицинская М.С. Анализ градостроительной практики решения проблемы устаревшего жилого фонда // ИВД. 2023. №1 (97). С. 50–515.

Информация об авторах

Олейников Александр Анатольевич, аспирант. E-mail: sharrif@yandex.ru. Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова. Россия, 308012, Белгород, ул. Костюкова, д. 46.

Гнездилов Денис Васильевич, аспирант. E-mail: gnezdilowd@gmail.com. Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова. Россия, 308012, Белгород, ул. Костюкова, д. 46.

Поступила 27.05.2024 г.

© Олейников А.А., Гнездилов Д.В., 2024

***Oleinikov A.A., Gnezdilov D.V.**

Belgorod State Technological University named after V.G. Shukhov

**E-mail: sharrif@yandex.ru*

APPLICATION OF BIM TECHNOLOGIES DURING THE RENOVATION AND RECONSTRUCTION OF URBAN AREAS

Abstract. *With the development of modern digital technologies, many industries began to need the creation and development of tools for processing and systematization of information, their visual representation. In the architectural and urban planning sphere, digital technologies are reflected in the application of information modeling technologies (BIM modeling), which are effectively used in the design processes, during the construction of various facilities and their further operation. This study examines the effectiveness of the use of BIM technologies in the development of projects for the renovation and reconstruction of urbanized areas. Three-dimensional modeling of BIM technologies in renovation and reconstruction projects allows to simulate scenarios for the development of produced concepts and design solutions, assess the effectiveness of their impact on the territory, and predict their further development. Through the use of BIM technologies in renovation and reconstruction projects, it is possible to monitor the implementation of the developed solutions, monitor the current state of local facilities after their commissioning, identify and prevent the development of crisis situations. The authors have considered the definition of information modeling technology, and some basic ways of using BIM technologies are given. The main stages of work on the BIM model during renovation and reconstruction of the territory have been clarified and divided into four main stages. The first is the stage of collecting data on the existing situation; the second*

is the stage of building a model of the existing situation; the third is the stage of developing a project proposal for renovation and reconstruction and the fourth is the stage of creating additional information models and detailed study of objects. Based on the analysis of the city of Belgorod, the need for renovation and reconstruction of the territory of the neighborhood "Savino" is justified, a project proposal for renovation and reconstruction using BIM technologies has been developed.

Keywords: BIM, BIM technologies, BIM modeling, BIM design, renovation, renovation of territories, renovation of housing.

REFERENCES

1. Vasilenko A.A., Harutunyan M.S. BIM design in construction [BIM proyektirovaniye v stroitel'stve]. Environmental, engineering, economic, legal and managerial aspects of the development of construction and transport infrastructure : collection of articles of the International Scientific and Practical Conference, Krasnodar, November 27-28, 2017. Kuban State Technological University, Institute of Construction and Transport Infrastructure; KubSTU; International Center for Innovative Research «OMEGA SCIENCE». Krasnodar: OMEGA SCIENCES Limited Liability Company, 2017. Pp. 30–32. (rus)
2. Dmitrieva T.L., Yashchenko V.P., Kuryshov I.A. BIM as a means of end-to-end design, construction and operation technology [BIM kak sredstvo skvoznogo proyektirovaniya, tekhnologii vozvedeniya i ekspluatatsii]. News of universities. Investments. Construction. Real estate. 2023. No. 2 (45). Pp. 252–261. DOI: 10.21285/2227-2917-2023-2-252-261 (rus)
3. Shevchenko A.A., Melitonyan A.A. Methodology for creating BIM models and the creative component in the BIM design process [Metodologiya sozdaniya BIM modeley i tvorcheskaya sostavlyayushchaya v protsesse BIM proyektirovaniya]. Environmental, engineering, economic, legal and managerial aspects of the development of construction and transport infrastructure: collection of articles of the International Scientific and Practical Conference, Krasnodar, November 27–28, 2017. Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Kuban State Technological University», Institute of Construction and Transport Infrastructure; FSBEI HE «KubSTU»; International Center for Innovative Research «OMEGA SCIENCE». Krasnodar: Limited Liability Company «OMEGA SCIENCE», 2017. Pp. 168–172. (rus)
4. Edwards R.E., Lou E., Bataw A., Kama-ruzaman S.N., Johnson Ch. Sustainability-led design: Feasibility of incorporating whole-life cycle energy assessment into BIM for refurbishment projects. Journal of Building Engineering. 2019. Vol. 24. Pp. 97–106.
5. Lozhkin N.D. BIM design technologies [BIM tekhnologii v stroitel'stve]. Colloquium-journal. 2020. No. 11 (63). Pp. 17–20. (rus)
6. Korenev V.I. The use of digital technologies and 3D modeling in urban planning (on the example of the city of Tomsk) [Ispol'zovaniye tsifrovyykh tekhnologiy i 3D-modelirovaniya v gradostroitel'noy deyatel'nosti (na primere goroda Tomsk)]. Bulletin of TGASU. 2020. No. 6. Pp. 70-82. DOI: 10.31675/1607-1859-2020-22-6-70-82 (rus)
7. Kochkarov N.O. BIM technologies in construction [BIM tekhnologii v stroitel'stve]. Forum of young scientists. 2019. No. 2 (30). pp. 832-834. (rus)
8. Kiyevskiy I.L., Grishutin I.B., Kyiv L.V. Dispersed redevelopment of neighborhoods (pre-project stage) [Rassredotochennoye pereustroystvo kvartalov (predproyektnyy etap)]. Housing construction. 2017. No. 1-2. Pp. 23–28. (rus)
9. Kiyevskiy L.V. Applied organization of construction [Prikladnaya organizatsiya stroitel'stva]. Bulletin of MGSU. 2017. No. 3 (102). Pp. 253–259. DOI: 10.22227/1997-0935.2017.3.253-259 (rus)
10. Kiyevskiy L.V. Mathematical model of renovation [Matematicheskaya model' renovatsii]. Housing construction. 2018. No. 1-2. Pp. 3–7. DOI: 10.31659/0044-4472-2018-1-2-3-7 (rus)
11. Korenkova G.V., Mityakina N.A., Belyh T.V., Dorohova E.I. The origin of renovation processes in the housing sector of large cities of Russia (on the example of the city of Belgorod) [Zarozhdenie renovatsionnykh processov v zhilishchnoy sfere krupnykh gorodov Rossii (na primere goroda Belgoroda)]. Bulletin of BSTU named after V.G. Shukhov. 2022. № 1. Pp. 60–69. DOI 10.34031/2071-7318-2021-7-1-60-69 (rus)
12. Oleinikov A.A., Arslan M.I., Percev V.V. Renovation of urban territories: problems and solutions on the example of Belgorod. Bulletin of BSTU named after V.G. Shukhov. 2023. No. 7. Pp. 71–83. DOI: 10.34031/2071-7318-2023-8-7-71-83 (rus)
13. Rules for land use and development of the urban district Belgorod of the Belgorod region [Pravila zemlepol'zovaniya i zastroyki gorodskogo okruga «Gorod Belgorod» Belgorodskoy oblasti]. The Federal State Information System for Territorial

Planning (FSIS TP). [Electronic resource]. URL: <https://fgistp.economy.gov.ru/lk/#/document-show/309787> (access date: 04/26/2024). (rus)

14. Master plan for the development of the urban district «city of Belgorod» until 2035. Map of functional zones of the urban district «city of Belgorod» [General'nyy plan razvitiya gorodskogo okruga «gorod Belgorod» do 2035 goda. Karta funktsional'nykh zon gorodskogo okruga «gorod Belgorod»]. Federal State Information System for Territorial Planning (FSIS TP) [Electronic resource]. URL: <https://fgistp.economy.gov.ru/files/1470100002020302202305301/fWwpHKx.pdf> (access date: 04/26/2024). (rus)

15. Bobyleva E.V., Abakumov R.G. Efficiency of reconstruction of urban development in the city of Belgorod [Effektivnost' rekonstruktsii gorodskoy zastroyki v gorode Belgorode]. Innovative science. 2017. T. 1, No. 4. Pp. 38–40. (rus)

16. Avilova I.P., Zharikov I.S. Methodological aspects of express-diagnostics of effectiveness of investment processes in the reconstruction of real estate objects [Metodicheskiye aspekty ekspress diagnostiki effektivnosti investitsionnykh protsessov pri rekonstruktsii ob'ektov nedvizhimosti]. Bulletin of BSTU named after V.G. Shukhov. 2016. No. 1. Pp. 159–163. (rus)

17. Redkina P.A., Fedorovskaya A.A. Information model of urban planning support for the

formation of an accessible environment during the reconstruction of urban development [Informatsionnaya model' gradostroitel'nogo obespecheniya formirovaniya dostupnoy sredy pri rekonstruktsii gorodskoy zastroyki]. Engineering Bulletin of the Don. 2017. No. 3 (46). (rus)

18. Yankovskaya Yu.S., Merenkov A.V. Formation of pedestrian permeability of residential buildings as a factor in the development of socially oriented design [Formirovaniye peshekhodnoy pronitsayemosti zhiloy zastroyki kak faktor razvitiya sotsial'no-oriyentirovannogo proyektirovaniya]. Current problems of modern architecture, urban planning and design: scientific materials. conf. Nizhny Novgorod. state architectural-builds. univ. N. Novgorod: NNGASU. 2019. Pp. 409–412. (rus)

19. Zharikov I.S. Methodological approach to accounting for the technical condition of real estate objects in determining their cost characteristics [Methodological approach to accounting for the technical condition of real estate objects in determining their cost characteristics]. Intellectual potential of the 21st century: stages of knowledge. 2014. No. 22. Pp. 100–104. (rus)

20. Samoilova N.V., Chumakov S.V., Politsinskaya M.S. Analysis of urban planning practice in solving the problem of outdated housing stock [Analiz gradostroitel'noy praktiki resheniya problemy ustarevshego zhilogo fonda]. IVD. 2023. No. 1 (97). Pp. 50–515. (rus)

Information about the authors

Oleinikov, Alexander A. Postgraduate student. E-mail: sharrif@yandex.ru. Belgorod State Technological University named after V.G. Shukhov. Russia, 308012, Belgorod, st. Kostyukova, 46.

Gnezdilov, Denis V. Postgraduate student. E-mail: sharrif@yandex.ru. Belgorod State Technological University named after V.G. Shukhov. Russia, 308012, Belgorod, st. Kostyukova, 46.

Received 27.05.2024

Для цитирования:

Олейников А.А., Гнездилов Д.В. Применение BIM-технологий при реновации и реконструкции городских территорий // Вестник БГТУ им. В.Г. Шухова. 2024. №9. С. 95–105. DOI: 10.34031/2071-7318-2024-9-9-95-105

For citation:

Oleinikov A.A., Gnezdilov D.V. Application of bim technologies during the renovation and reconstruction of urban areas. Bulletin of BSTU named after V.G. Shukhov. 2024. No. 9. Pp. 95–105. DOI: 10.34031/2071-7318-2024-9-9-95-105

МАШИНОСТРОЕНИЕ И МАШИНОВЕДЕНИЕ

DOI: 10.34031/2071-7318-2024-9-9-106-117

**Берро Сомар, Тимофеев А.Н., Кочнева О.В.*

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

**E-mail: berro.somar@gmail.com*

ПОЗИЦИОНИРОВАНИЕ РАБОЧЕГО ОРГАНА МАНИПУЛЯЦИОННОЙ РЕАБИЛИТАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ПРИ НАЛИЧИИ ТРЕМОРА КУЛЬТЫ ЧЕЛОВЕКА

Аннотация. Проблема точного позиционирования объектов с использованием активного протеза кисти широко не исследована. Разработана неортодоксальная реабилитационная система, оснащенная манипулятором с эластичными звеньями, предназначенная для оказания помощи лицам без кисти (ЛБК) в выполнении тонких движений. В этой системе, силомоментный датчик обеспечивает жесткое соединение между культеприемником и протезом. В данной системе «человек-протез» наличие жесткой связи через силомоментный датчик передает в систему дрожание руки человека, вызывая возмущение, влияющее на точность позиционирования рабочего органа. Разработана математическая модель возмущения тремора, которая используется для оптимизации компонентов системы, исключая эффект резонанса в системе. Представлены две стратегии управления перемещением рабочего органа между двумя точками. Первая заключается в использовании внешнего устройства, такого как педаль, для управления движениями рабочего органа, а силомоментный датчик используется для регистрации произвольных движений кисти, вызванных тремором. Вторая основана на использовании силомоментного датчика, с которым ЛБК генерирует управляющий сигнал очень деликатными движениями кисти. В Simulink, в соответствии с наличием трех основных типов тремора человека, моделируются движения рабочего органа между двумя точками на расстоянии 5 мм на одной оси. Такое движение аналогично перемещению паяльника в нужную точку для пайки электронного компонента на печатной плате. Результаты показывают, что движение рабочего органа не является плавным по траектории к целевой точке. Также показано, что достижима точность позиционирования 0,1 мм.

Ключевые слова: позиционирование объектов, манипуляционная реабилитационная система, тремор, силомоментный датчик, лицо без кисти, точные движения, система управления.

Введение. Большинство протезов, доступных на рынке, предназначены для выполнения повседневной деятельности и выполнения некоторых работ. Работа по упаковке, вождению и складированию доступна для людей с потерей руки при наличии подходящего протеза. Дилемма возникает, когда протез должен быть спроектирован с возможностью совершать тонкие движения, а также иметь возможность обращаться с тяжелыми предметами. Высококачественные протезы могут обеспечить возможности точного захвата, что позволяет пользователю обращаться с небольшими и хрупкими предметами. Цель исследовательской работы по улучшению естественного движения и контроля протеза для имитации поведения человеческой руки. На данный момент, внешний вид руки успешно имитирован, но восстановление функциональности человеческой руки далеко от реальности [1]. Также существующие решения не удовлетворяют потребностям пациентов, о чем свидетельствует высокий процент отказов от протеза, особенно при ампутациях ниже локтя [2].

В настоящее время, использование электромиограммы (ЭМГ) является распространенным подходом к активному управлению протезами рук. К сожалению, многие люди без кисти не используют миоэлектрические протезы, потому что их управление неестественно и не интуитивно [3]. В данной статье предлагается альтернативный способ управления разработанного протеза кисти руки с помощью силомоментного датчика, образующего жесткую связь между культей и протезом. Выполнение точных движений с использованием этого способа означает, что любое повреждение нервов или неврологическое расстройство в культе определенно влияет на точность позиционирования рабочего органа. Одним из распространенных расстройств является тремор рук. Тремор – произвольные, ритмичные, колебательные движения частей тела, обусловленные поочередными или одновременными сокращениями мышц агонистов и антагонистов [4]. Постуральный (нормальный) тремор можно наблюдать при удержании горизонтального положения на фоне действия силы тяжести. Помимо нормального

тремора, два других типа тремора считаются заболеванием нервной системы: эссенциальный и паркинсоновский тремор [5]. В данной статье исследуются все указанные виды тремора с целью определения его влияния на точность позиционирования рабочего органа.

Описание реабилитационной системы.

Необходимо интегрировать активный протез в систему, чтобы реабилитировать лиц без кисти (ЛБК) выполнять тонкие движения. Целью реабилитационной системы (рис. 1) является предоставление возможности ЛБК управлять рабочим органом для перемещения инструмента в целевую рабочую точку. Реабилитационная система позволяет ЛБК деликатно изменять положение рабочего органа, помогая ЛБК выполнить простую производственную задачу, такую как вставить и закрепить винт в его отверстие. Выполнение таких задач у здорового человека обычно зависит от его мелкой моторики, которая утрачивается после ампутации руки.

На корпусе протеза 1 установлены с одной стороны через силомоментный датчик 2 культеприемник, и с другой стороны – рабочий орган (захватное устройство) 3, держащее сменный инструмент 4. В этом корпусе размещен трехступенчатый манипулятор 5 на базе электроприводов с винтовыми передачами. На выходе микроманипулятора имеется адаптивная опора 6, приспособленная для фиксации на внешних статических объектах в положении, удобном для ЛБК. Подробное описание конструкции данной системы можно найти в двух патентах [6, 7] и ранее опубликованной статье [8].

Использование датчика для соединения манипулятора с культей позволяет пациенту удерживать тяжелые предметы. Кроме того, демфирующее свойство культи помогает снизить амплитуду вибраций в системе [9]. В то же время патологический тремор культи может повлиять на точность позиционирования системы, что и обсуждается в этой статье.

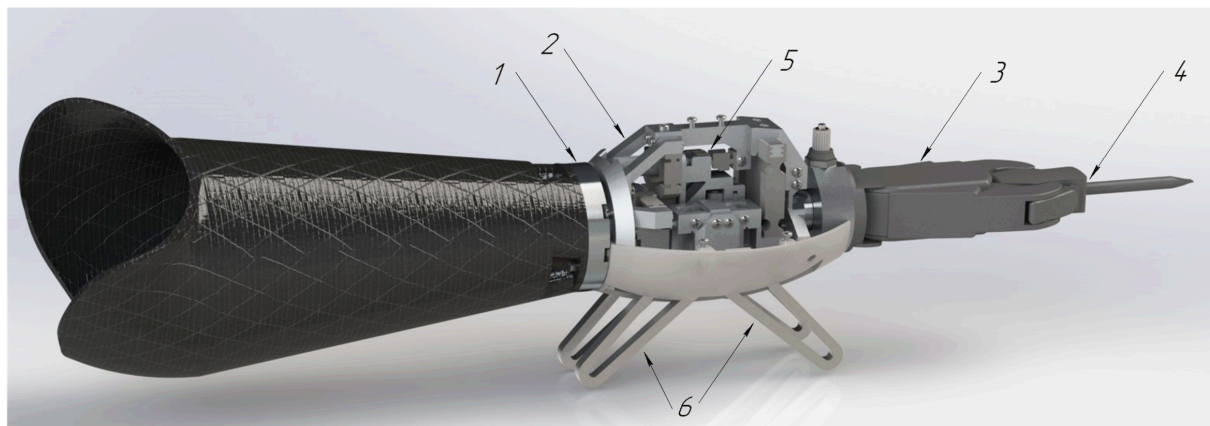


Рис. 1. 3D-модель протеза:

- 1) корпусе протеза, 2) силомоментный датчик, 3) рабочий орган, 4) инструмент, 5) манипулятор, 6) адаптивная опора

В предлагаемой манипуляционной реабилитационной системе, тремор руки ЛБК вызывает колебательные возмущения на рабочем органе, снижая точность позиционирования используемого инструмента. Погрешности позиционирования также зависят от состояния зрения ЛБК. Проблемы с глазами, освещение рабочей зоны и напряжение глаз способствуют ухудшению состояния зрения. Еще одним фактором, влияющим на погрешности позиционирования, является опыт ЛБК. Предварительные тренировки ЛБК с использованием системы увеличивают возможность максимального использования реабилитационной системы.

На точность позиционирования рабочего органа могут повлиять качество механических деталей, приводов и другие факторы, но в данной статье основное внимание уделяется факторам,

связанным с ЛБК. Погрешность позиционирования рабочего органа можно определить следующим образом:

$$\Delta(X_{\text{Поз.РО}}) = \Delta_Y + \Delta_E + \Delta_T, \quad (1)$$

где $X_{\text{Поз.РО}}$ – позиция рабочего органа; Δ_Y – погрешность измерения человеческого глаза (ошибки зрения); Δ_E – погрешность, связанная с опытом ЛБК при использовании системы; Δ_T – погрешность, вызванная возмущением тремора.

Работа сосредоточена на анализе влияния тремора на позиционирование рабочего органа, поэтому ошибка зрения добавляется как временная задержка в системе. Также в качестве модели ЛБК в системе управления был выбран опытный пользователь системы реабилитации.

Математическая динамическая модель системы по одной оси-X. Манипулятор в реабилитационной системе содержит три электродви-

гателя, каждый из которых совмещен с механизмом винт-гайка, и четыре упругих элемента [7]. Эластичные элементы изолируют движения приводов друг от друга. Поэтому для анализа точности позиционирования движений рабочего органа достаточно использовать одну ось, при этом результаты могут быть применены для других осей. Математическая модель системы «ЛБК-протез» должна адекватно отражать свойства, проявляемые системой в различных условиях. В этом случае культя человека-оператора представлена моделью Войта [10], который содержит параметры механического импеданса m_a , b_a и k_a (рис. 2), обозначающие массу, демпфирование и жесткость остаточной культы соответственно.

Произвольные и непроизвольные движения культы ЛБК генерируют силу F_T . Параметр m_c – масса корпуса протеза, рабочего органа и инструмента, вместе взятых. Параметр m_b – масса манипулятора и основания, вместе взятых. Привод M прикладывает одну и ту же силу F_M к обеим массам m_c и m_b . Опоры основания могут скользить под действием силы механизма F_M , поэтому между опорами и неподвижным твердым объектом (рабочий стол) нежесткое соединение, представлен в виде пружины с жесткостью k_b . Значение жесткости k_s зависит от силомоментного датчика, расположенного между культей и корпусом протеза.

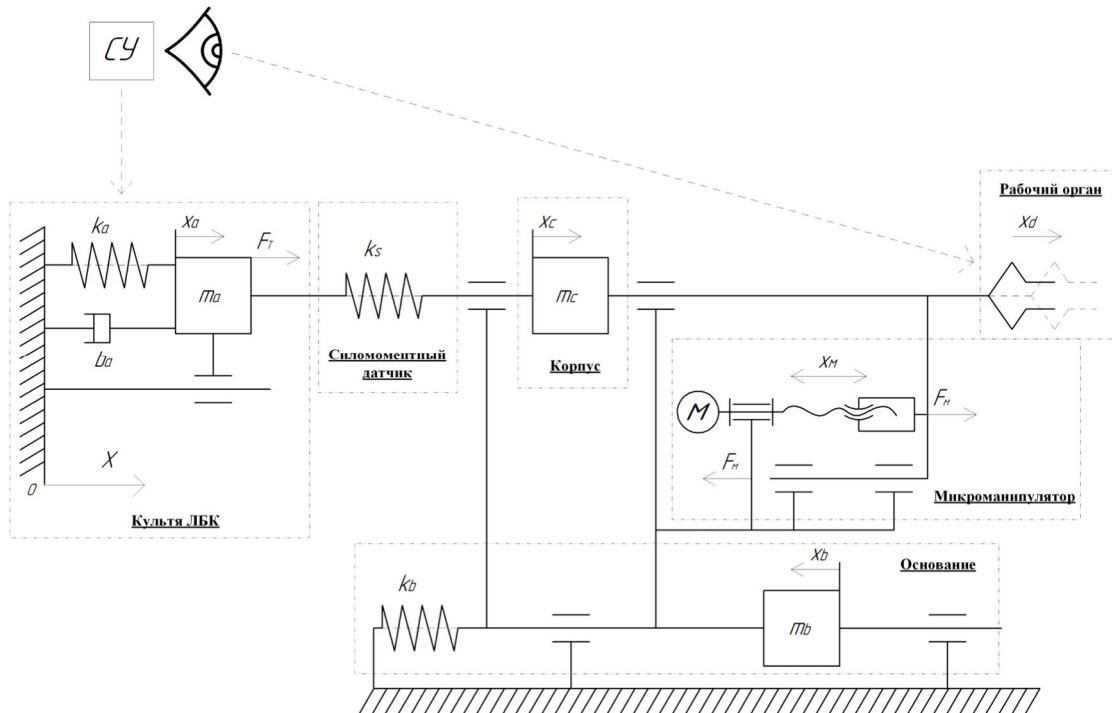


Рис. 2. Расчетная схема математической динамической модели манипуляционной реабилитационной системы по оси-X

Предлагаемая модель (рис. 2) обеспечивает передаточную функцию скорости привода $H_m(s)$, передаточную функцию положения рабочего органа $H_d(s)$ и передаточную функцию возмущающего воздействия из культы на положение рабочего органа $H_{Bоз}(s)$, в следующем образом:

$$H_m(s) = \frac{\Omega_M(s)}{E(s)} = \frac{c_{m1}s^5 + \dots + c_{m5}s}{l_{m1}s^7 + \dots + l_{m7}s + l_{m8}}, \quad (2)$$

$$H_d(s) = \frac{X_d(s)}{X_M(s)} = \frac{c_{d1}s^6 + \dots + c_{d6}s + c_{d7}}{l_{d1}s^6 + \dots + l_{d6}s + l_{d7}}, \quad (3)$$

$$H_{Bоз}(s) = \frac{X_T(s)}{F_T(s)} = \frac{k_s}{l_{T1}s^4 + \dots + l_{T4}s + l_{T5}}, \quad (4)$$

где E – напряжение якоря двигателя; Ω_M – скорость вращения винта привода; X_M – положение гайки привода (или изменение длины связи

между корпусом протеза и основанием протеза); X_d – положение рабочего органа; X_T – возмущающее воздействие культы на положение рабочего органа; c_m, c_d, l_m, l_d, l_T – коэффициенты, связанные с компонентами модели системы (пружины, массы и приводы). Сила F_T определяется следующим образом:

$$F_T(s) = F_{TP}(s) + F_{ynp}(s), \quad (5)$$

где F_{TP} – сила тремора, вызванная непроизвольными движениями культы ЛБК; F_{ynp} – управляющая сила, вызванная произвольными движениями культы ЛБК для управления положением рабочего органа.

Возмущающее воздействие тремора в реабилитационной системе. В литературе каждый тип тремора характеризуется средней частотой и переменной амплитудой. Но, в целях упрощения,

тремор культи моделируется ритмичным колебательным сигналом с определенной амплитудой и частотой. В модели реабилитационной системы, тремор представляет собой силу F_{TP} , приложенную к массе m_a , и определяется следующим образом:

$$F_T(t) = F_{TP}(t) + (F_{yup}(t) = 0) = A \sin(\omega * t), \quad (6)$$

где A – амплитуда тремора; ω – частота тремора.

Во многих исследованиях тремора рук, в которых использовался акселерометр для мониторинга движений тремора [11–13], случайное распределение определяет соотношение между измеренным ускорением и частотой тремора. Используя данные этих исследований, можно рассчитать минимальную и максимальную амплитуду силы тремора и соответствующую ей частоту (таб. 1).

Таблица 1

Параметры силы тремора культи ЛБК

Тип тремора	максимальная амплитуда, мН	частота, рад/с
нормальный	65	63

эссенциальный	152	31
паркинсоновский	648	43

Наличие тремора вызывает постоянное колебательное возмущение на положении рабочего органа. В представленной модели реабилитационной системы (рис. 2), коэффициент усиления колебательного возмущения $H_{Bos}(s)$ можно записать в преобразовании Лапласа следующим образом:

$$\|X_T\| = \lim_{s \rightarrow 0} H_{Bos}(s) = \frac{k_s}{k_s * k_a + k_a * k_b + k_s * k_b}, \quad (7)$$

Значение жесткости культи k_a получено из различных источников [14, 15]. Также жесткость датчика k_s определяется его характеристиками. Когда собственная частота модели реабилитационной системы равна частоте тремора, возникает резонанс. Зависимость амплитуда колебания рабочего органа от жесткости пружины k_b , показаны на рис. 3, где: $m_a = 0,324$ кг; $m_c = 3$ кг; $m_b = 5$ кг; $b_a = 5,92$ Нс/м; $k_a = 104,8$ Н/м; $k_s = 17 \cdot 10^6$ Н/м. Этот график необходимо обновлять в соответствии с эквивалентной моделью каждого ЛБК.

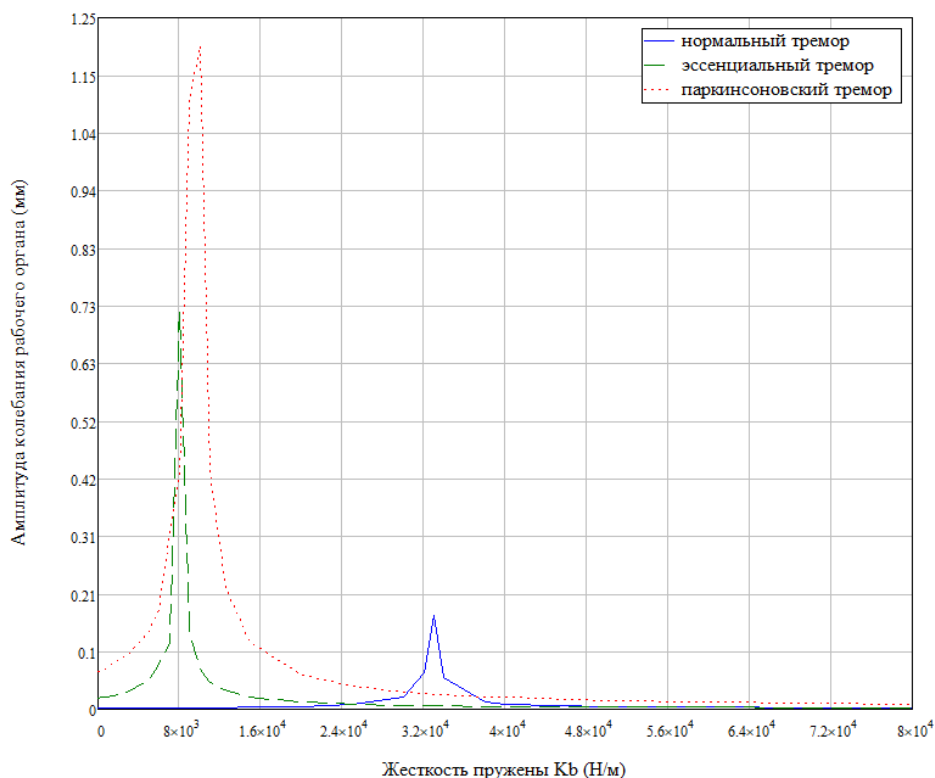


Рис. 3. Зависимости амплитуды колебания рабочего органа от жесткости k_b при наличии тремора культи

Система «ЛБК-протез» и стратегии управления. На основе психофизических исследований человеческого восприятия предполагается, что человек может извлекать информацию о местоположении и скорости при наблюдении за движущимся объектом [16, 17]. В предлагаемой реабилитационной системе, ЛБК является частью динамической модели, а также системы

управления. ЛБК наблюдает за рабочим органом, оценивая текущее положение и скорость. Затем по сигналу ошибки положения, ЛБК вносит необходимые изменения в скорость рабочего органа.

Одним из способов управления рабочим органом является использование человеком внешнего устройства, как показано на рис. 4(а). ЛБК

используется внешнее устройство для формирования управляющего сигнала V_c . Управляющий сигнал генерируется джойстиком, педалями или голосовыми командами и может передаваться на блок управления по проводам или по беспроводной связи. Также, силомоментный датчик используется для обнаружения нарушений движений, вызванных тремором культи. Другой способ управления является использование того же силомоментного датчика, расположенного между культей и телом протеза, для формирования управляющего сигнала V_c , как показано на рис. 4(б). ЛБК прикладывает небольшое усилие к датчику, которое преобразуется в эквивалентное значение скорости рабочего органа. В этом случае, тремор проявляется в виде шума в управляющем сигнале, который необходимо отфильтровать.

Точность зрения различаются от одного лица к другому и между различными условиями окружающей среды. Модель глаза показывает реакцию на стимул от движущейся цели:

$$G_Y(s) = \frac{1}{\tau_Y s + 1}, \quad (8)$$

где τ_Y – задержка зрения основана на данных, найденных в литературе [18, 19].

Первое приближение к нейромоторной динамической системе состоит из временной задержки, которая регулируется в зависимости от задачи:

$$G_N(s) = \frac{1}{\tau_N s + 1}, \quad (9)$$

где τ_N – нейромоторная задержка определяется экспериментально и составляет от 30 до 600 мс [20].

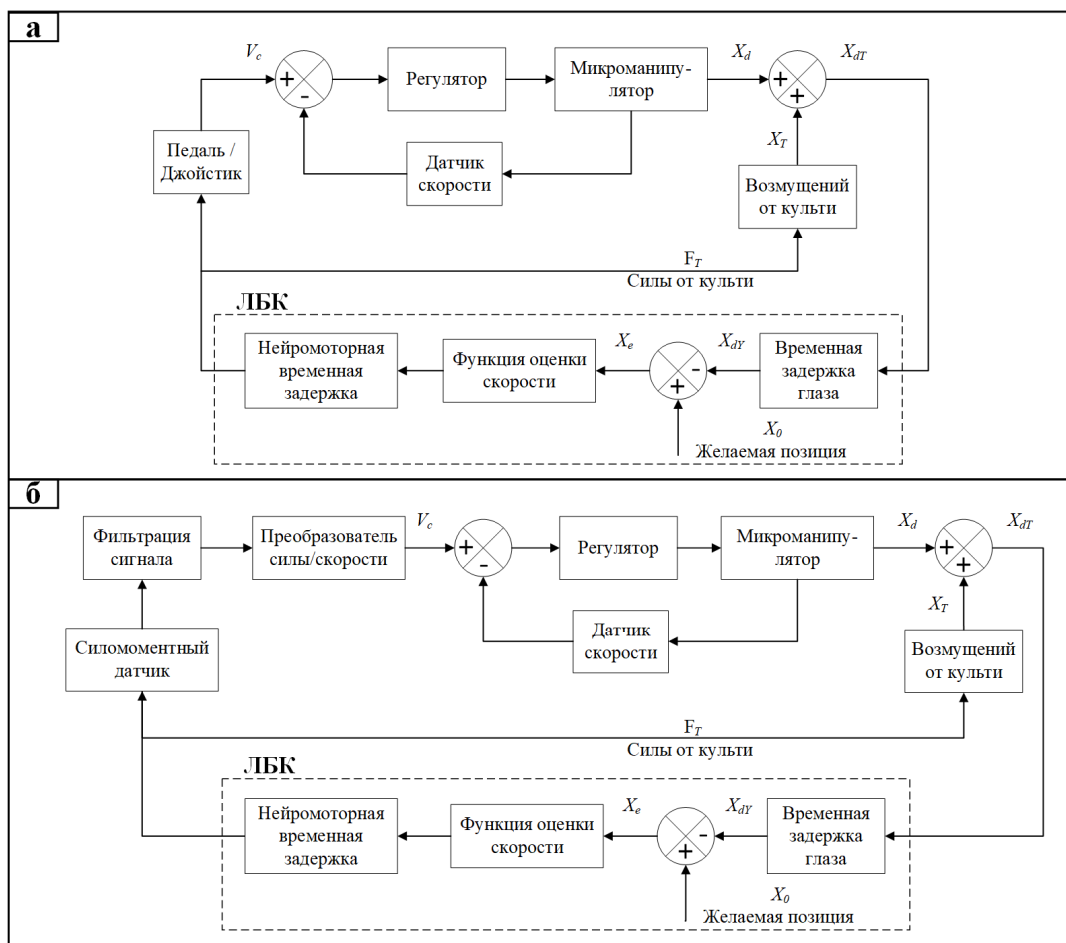


Рис. 4. Функциональная схема «ЛБК-протез» системы. Управляющий сигнал, генерируемый: а) педалями, б) силомоментном датчиком

В предыдущей публикации установлено, что использование асимметричного профиля скорости является идеальным вариантом управления положением рабочего органа [21]. При стратегии управления, реализуемая ЛБК, в начале движения рабочий орган движется с максимальной скоростью, замедляясь при приближении к рабочей зоне. Предлагаются две конфигурации реабилитационной системы, показанные на рис. 4. Они

отличаются друг от друга способом формирования управляющего сигнала. Функция «Оценка скорости» в модели ЛБК формирует управляющий сигнал V_c , являющегося опорным сигналом контура управления скоростью рабочего органа (рис. 5).

Достигающие движения верхней конечности при захвате объекта характеризуются стереотип-

ным колоколообразным профилем скорости движения руки к цели. Гладкость профиля, по-видимому, сохраняет кинематическую точность и имеет мало общего с усилием, необходимым для создания движения [22]. В типичных экспериментах по точечному перемещению между мишенями скорость руки во времени принимала форму симметричного профиля [23]. Исходя из этого принципа, рабочего органа по направлению к рабочей зоне имеет асимметричный профиль скорости, поскольку точность и плавность особенно требуются в целевой точке. Сигнал определяется семью моментами времени ($t_1...t_7$), которые формируют его форму. Эти моменты показывают, когда ЛБК решает изменить скорость рабочего органа во время движения к цели. Момент t_4 когда ЛБК снижает скорость рабочего органа, чтобы достичь цели с максимальной точностью, разделит сигнал следующим образом:

$$(t_7 - t_4) = \beta(t_3 - t_0) \quad ; 1 \leq \beta, \quad (10)$$

где β – это рациональное число.

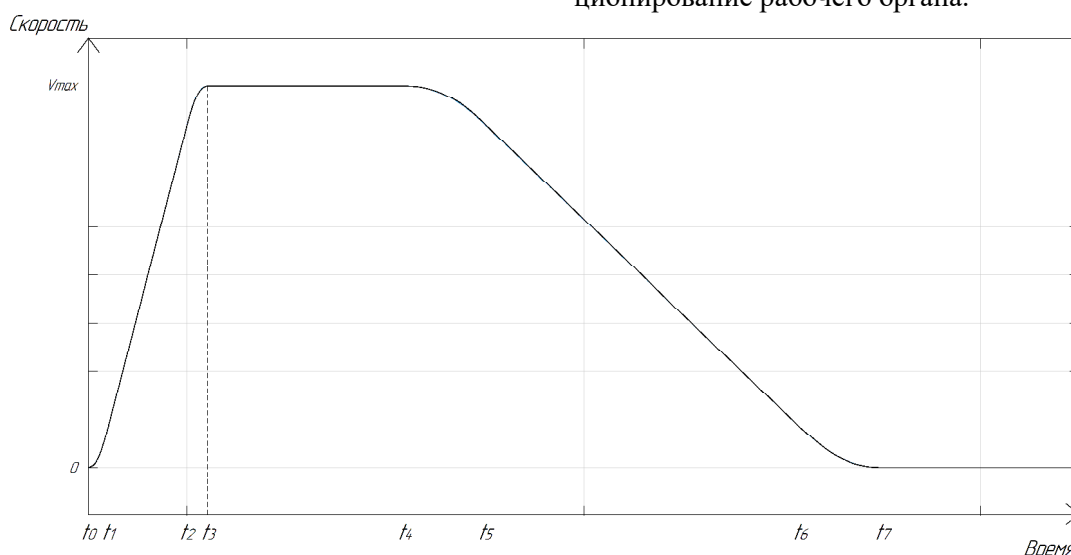


Рис. 5. Выходной сигнал модели ЛБК, асимметричный профиль управляющего сигнала скоростью рабочего органа

МатLAB моделирование и результаты.

В Matlab Simulink построена модель реабилитационной системы в целях реализации предложенной стратегии управления системой «ЛБК-протез» (рис. 6). На рисунке 7 показано перемещение рабочего органа по одной оси. Определены погрешности позиционирования рабочего органа при различных типах тремора (табл. 2).

Жесткость пружины k_b (нежесткое соединение между опорами и рабочим столом) выбрана на значении 1000 Н/м . Условия идеального управляющего сигнала V_c , генерируемого пользователем для плавного движения рабочего органа на расстояния 5 мм , определяются следующим образом:

Основываясь на исследованиях человеческого восприятия [14, 15], предполагается, что ЛБК может оценить величину, являющуюся первой производной наблюдаемого показателя. Это означает, что ЛБК изменяет скорость рабочего органа, но не в состоянии оценить значение ускорения в этот момент. Итак, учитывая, что ускорение в первой части управляющего сигнала является максимальным ускорением системы, то ускорение во второй части сигнала может быть определено следующим образом:

$$a(t_i) = -\frac{1}{\gamma} a(t_j) \quad ; \begin{cases} 1 \leq \gamma \\ j \in [0, 3] \\ i = j + 4 \end{cases} \quad (11)$$

где γ – это рациональное число; $a(t)$ – ускорение рабочего органа.

Коэффициенты β и γ связаны с опытом ЛБК в использовании реабилитационной системы. Чем больше их экспериментальные значения близки к идеальному значению, тем точнее позиционирование рабочего органа.

Параметры управляющего сигнала $V_c(t)$:

$$\begin{aligned} V_c(t_0 = 0) &= V_c(t_7) = 0 \\ V_c(t_3) &= V_{\max} = 1 \text{ м.м.с}^{-1} \\ \frac{d}{dt}(V_c)_{\max} &= A_{\max} = 1 \text{ м.м.с}^{-2} \\ \lambda &= 0.5, \beta = 4 \end{aligned}$$

Другие параметры и коэффициенты математической динамической модели, которые были использованы для моделирования: $m_a = 0,324 \text{ кг}$; $m_c = 3 \text{ кг}$; $m_b = 5 \text{ кг}$; $b_a = 5,92 \text{ Нс/м}$; $k_a = 104,8 \text{ Н/м}$; $k_s = 17 \cdot 10^6 \text{ Н/м}$; двигатель постоянного тока Maxon RE 65 с редуктором $u_g = 4$; диаметр ходового винта $d = 3 \text{ мм}$ с КПД 30% и передаточное отношение механизма винт-гайка $u_m = 3770$

рад/м; коэффициент усиления интегрирующего регулятора $K_i = 23$.

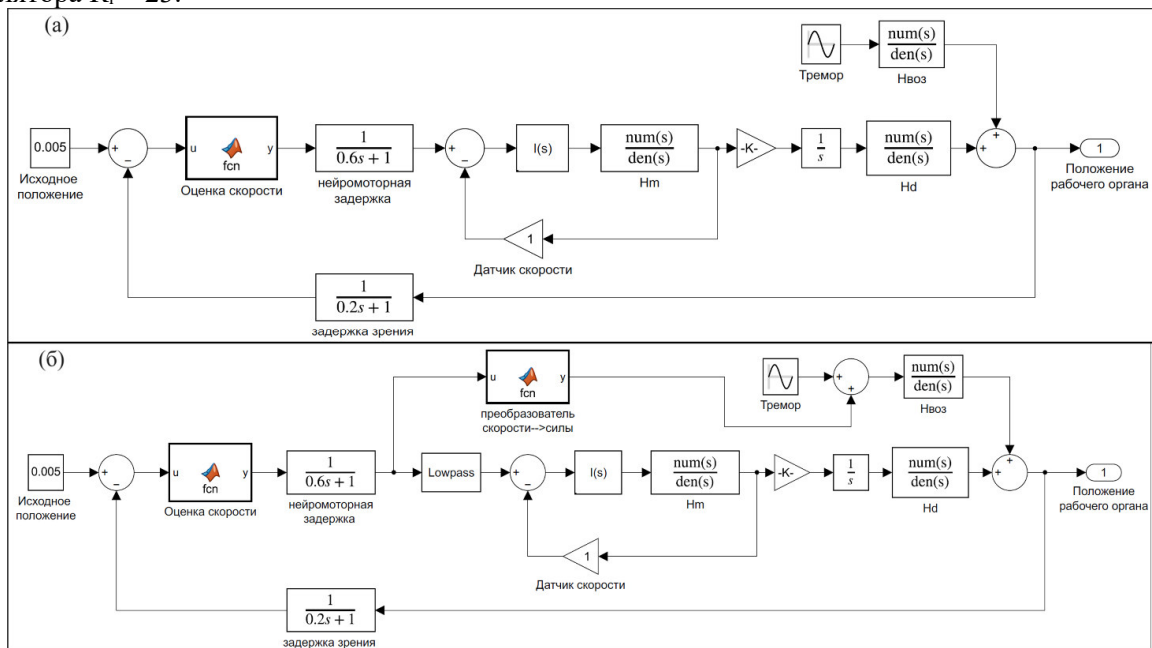


Рис. 6. Модель манипуляционной реабилитационной системы в Matlab Simulink: а) с внешним устройством, б) с силомоментным датчиком

Таблица 2

Погрешности позиционирования рабочего органа в целевой точке

Способ форм. V_c	Первый способ (внешнее устройство)			Второй способ (силомоментный датчик)		
	Норм.	Эссенц.	Паркинс.	Норм.	Эссенц.	Паркинс.
погрешность $\Delta(X_{Поз.РО})$	$\pm 0,002$ мм	$\pm 0,02$ мм	$\pm 0,08$ мм	$\pm 0,1$ мм	$\pm 0,13$ мм	$\pm 0,18$ мм

В первом способе погрешность при паркинсоническом треморе в сорок раз больше, чем при нормальном. В то время как во втором способе погрешность в два раза больше. Погрешность позиционирования инструмента при нормальном треморе резко возрастает во втором способе.

На рис. 7 показано, что рабочий орган совершает колебания со значительной амплитудой при движении к целевой точке. Это вызвано произвольным движением кисти, выполняемым ЛБК для формирования управляющего сигнала. Это свидетельствует о недостатке жесткого соединения кисти с корпусом протеза через силомоментный датчик.

Примечательно, что и после достижения целевой точки колебания продолжают от воздействия тремора на рабочий орган. Амплитуда этого колебания определяет погрешность позиционирования рабочего органа, указанную в таблице 2.

При отсутствии предлагаемой реабилитационной системы, инструмент будет крепиться непосредственно к кисти ЛБК (рис. 8). В этом случае, погрешностью позиционирования инструмента является возмущающее воздействие

тремора, передающееся кисте (модель Войта). Результаты приведены в таблице 3.

Сравнивая результаты таблиц 2 и 3, показано, что при использовании реабилитационной системы с силомоментным датчиком для управлять рабочего органа:

- погрешность позиционирования, вызванная нормальным тремором, уменьшилась в 4,4 раза.
- погрешность позиционирования, вызванная эссенциальным тремором, уменьшилась в 4,2 раза.
- погрешность позиционирования, вызванная паркинсоническим тремором, уменьшилась в 8,9 раза.

Заключение. В предлагаемой модели реабилитационной системы тремор кисти пользователя способен вызвать резонанс в системе. Резонанс очень сильно усиливает возмущение рабочего органа. Диаграмма возмущений на рисунке 3 помогает определить приемлемое значение для пружины k_b в модели. Следует отметить, что при смене ЛБК или силомоментного датчика собственная частота реабилитационной системы изменится, поэтому диаграмму потребуется перестроить.

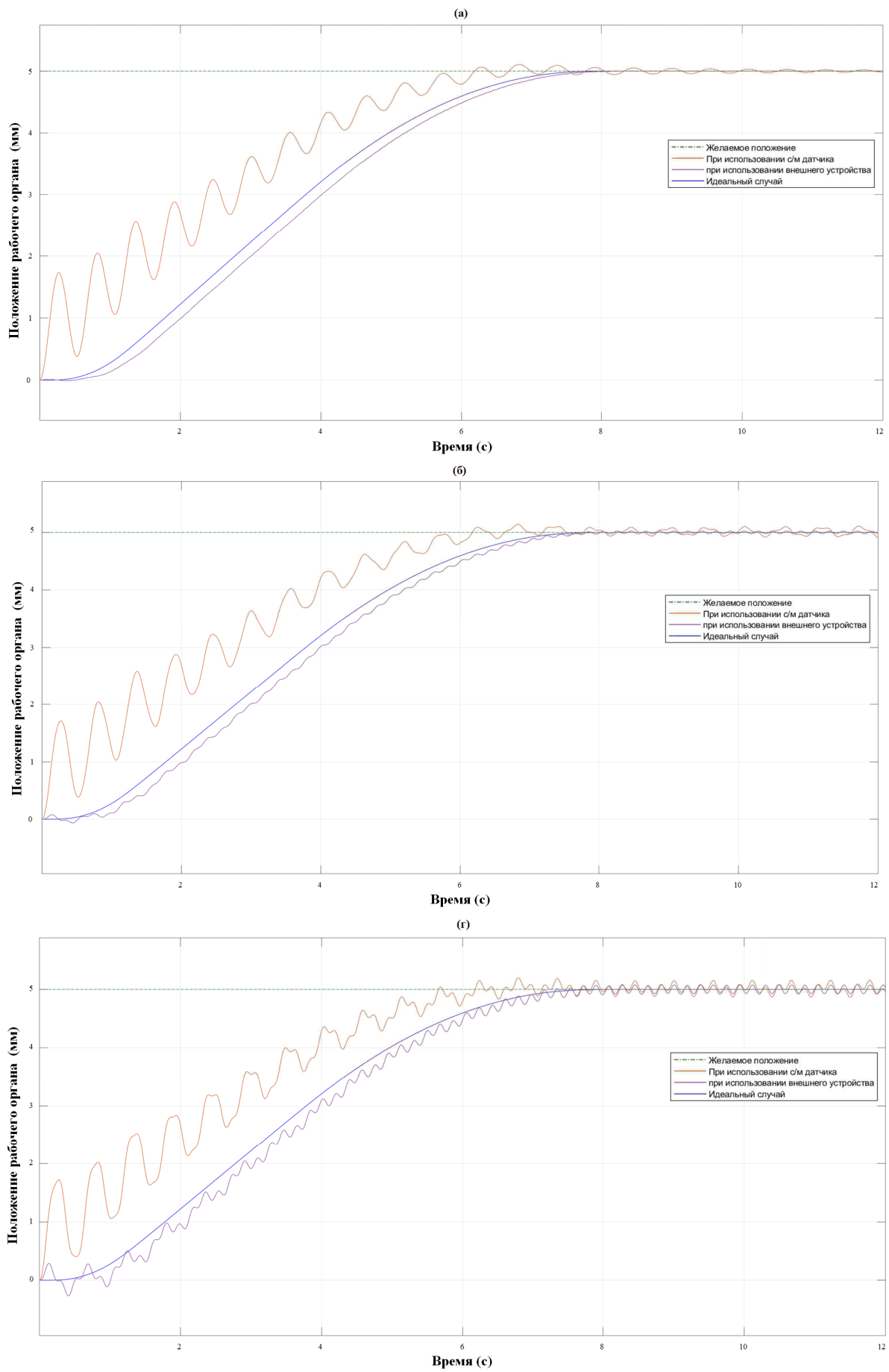


Рис. 7. Отклика системы «ЛБК-протез» на смещение рабочего органа на расстояния 5 мм с наличием тремора: а) нормальный, б) эссенциальный, г) паркинсоновский

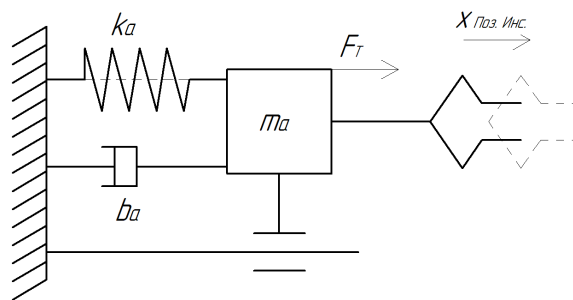


Рис. 8. Случай отсутствия предложенной системы реабилитации

Таблица 3

Погрешности позиционирования инструмента без использования реабилитационной системы

Тип тремора	Норм.	Эссенц.	Паркинс.
погрешность $\Delta(X_{\text{Поз.Инст.}})$	$\pm 0,44$ мм	$\pm 0,55$ мм	$\pm 1,61$ мм

Управление положением рабочего органа интуитивно понятным для пользователя способом показало удовлетворительные результаты. Тем не менее, необходимо дальнейшее совершенствование системы управления, чтобы свести к минимуму вибрации при перемещении рабочего органа.

Несмотря на грубое движение рабочего органа к целевой точке, погрешность позиционирования рабочего органа приемлема для выполнения высокоточных задач, таких как пайка и установка электронных схем.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Marinelli A., Voccardo N, Tessari F. Active upper limb prostheses: a review on current state and upcoming breakthroughs // *Progress in Biomedical Engineering*. 2023 Vol. 5. DOI: 10.1088/2516-1091/acac57

2. Bhatia K.P., Bain P., Bajaj N., Elble R.J., Hallett M. Prosthesis rejection in individuals with limb amputation: a narrative review with respect to rehabilitation // *Rivista di Psichiatria*. 2021. Vol. 56, Iss. 4. Pp. 175–181. DOI: 10.1708/3654.36344

3. Ciancio A.L., Cordella F., Barone R., Romeo R.A., Bellingegni A.M. Control of Prosthetic Hand via the Peripheral Nervous System // *Frontiers in Neuroscience*. 2016 Vol. 10. DOI: 10.3389/fnins.2016.00116

4. Bhatia K.P., Bain P., Bajaj N., Elble R.J., Hallett M. Consensus Statement on the Classification of Tremors, From the Task Force on Tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society // *Movement Disorders*. 2018. Vol. 33, Iss. 1. Pp. 75–87. DOI: 10.1002/mds.27121.

5. Andrade A.O. Practical Applications in Biomedical Engineering. London: INTECH, 2013. 424 p.

6. Пат. 210950 Российская Федерация, МПК А 61 F 2/56. Электромеханический протез кисти /

А.Н. Тимофеев, С. Берро; заявитель и патентообладатель А.Н. Тимофеев. № 2021130256; заявл. 15.10.21; опубл. 13.05.22, Бюл. № 14. 11 с.

7. Пат. 217996 Российская Федерация, МПК А 61 F 2/56. Электромеханический протез кисти / А.Н. Тимофеев, С. Берро; заявитель и патентообладатель А.Н. Тимофеев. № 2022117042; заявл. 23.06.22; опубл. 28.04.23, Бюл. № 13. 20 с.

8. Timofeev A.N., Berro S.M. Rehabilitation system of human micromotor capabilities: concept and design // *Journal of Physics: Conference Series*. 2022. Vol. 2373. DOI: 10.1088/1742-6596/2373/2/022005.

9. Берро С., Тимофеев А.Н. Разработка и исследование манипуляционной реабилитационной системы // *Наука и бизнес: пути развития*. 2022. № 4. С. 183–186.

10. Puzi A.A., Sidek S.N., Sado F. Mechanical Impedance Modeling of Human Arm: A survey [// *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering*], 2017. Vol. 184. DOI: 10.1088/1757-899X/184/1/012041.

11. Venkadesan M., Valero-Cuevas F.J. Effects of neuromuscular lags on controlling contact transitions // *Philosophical Transactions of the Royal Society A*. 2009. Vol. 367. Pp. 1163–1179. DOI: 10.1098/rsta.2008.0261.

12. Lakie M., Walsh E.G., Arblaster L.A., Villagra F., Roberts R.C. Limb temperature and human tremors // *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1994. Vol. 57. Pp. 35–42. DOI: 10.1136/jnnp.57.1.35.

13. Yu Meigal A., Rissanen S.M., Tarvainen M.P., Georgiadis S.D., Karjalainen P.A., Airaksinen O., Kankaanp M. Linear and nonlinear tremor acceleration characteristics in patients with Parkinson's disease // *Physiological Measurement*. 2012. Vol. 33. Pp. 395–412. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/395.

14. Rotha N., Seliktarb R, Mizrahia J. Mechanical impedance control in the human arm while man-