

ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ: ОЦЕНКА УСПЕШНОСТИ МЕТОДОМ ТРАЕКТОРНОГО АНАЛИЗА

Буров Г.Н.¹, Большаков В.А.¹, Дробаха А.С.¹

¹ Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта,
ул. Бестужевская, дом 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация

Резюме

Введение. Траекторный анализ относится к разряду сложных, но обязательных этапов оценки эффективности реабилитационной биотехнической системы «инвалид – протез руки – среда». Создаваемый измерительный комплекс является современным аппаратным средством для объективной оценки эффективности протезирования верхних конечностей методом кинематического анализа. В отличие от известных методов оценки, выполняемые с помощью протеза руки действия могут быть регламентированы посредством представления среды в виде двухмерной траектории. В этом случае предоставляется возможность постоянного контроля параметров выполнения заданной рабочей операции и всех отклонений от предписанного значения измеряемых величин. Результат протезирования оценивается посредством некоторого количественного показателя, характеризующего способность протезированного инвалида выполнять комплекс тестов, успешность действий и время, затраченное на выполнение конкретного испытательного задания.

Цель. Разработка методики и устройства для оценки успешности протезирования верхних конечностей методом траекторного анализа.

Материалы и методы. В разработанной методике сделана попытка одновременно использовать два принципа оценки — принцип успешного достижения результата и принцип сравнения. Объективизация оценки реабилитационного эффекта может быть достигнута при учете специфики двигательной деятельности инвалидов, пользующихся протезами верхних конечностей. Все двигательные акты, выполняемые инвалидом, были разделены на две основные группы: манипулирование свободным объектом и движение со связанным объектом по жесткой траектории. Для оценки эффективности протезирования различных пациентов они выполняли одну и ту же двигательную (рабочую или управления) операцию. Эффективность применения технического средства — протеза руки — можно определять по количественным характеристикам движений корпуса инвалида, которые можно регистрировать с помощью потенциометрических датчиков, а при соответствующей обработке электрических сигналов (дифференцирование по времени) оценить характеристики скорости перемещений корпуса в процессе выполнения двигательных актов руками.

Результаты. Устройство контроля выполнения тестового эталонного двигательного акта представляет собой планшет с возможностью регулировать его положение по углу наклона и по высоте. На поле планшета должна быть изображена эталонная траектория. На планшете должен быть закреплен механизм координатного устройства, концевое звено которого должно иметь рукоятку для захвата ее искусственной кистью. Концевое звено механизма должно иметь возможность при захвате рукоятки искусственной кистью свободно перемещаться в поле планшета при воздействии на него протезированной конечностью. Обработка данных с координатных датчиков, аналого-цифрового преобразователя с пересчетом и анализом фактических измерений программными средствами позволяет сформировать показатель эффективности использования протеза руки на основе данных траекторного исследования.

Обсуждение. Известно, что основными характеристиками технического средства, выполняющего команды оператора, являются быстродействие и точность выполнения заданного движения. В случае, когда мы имеем дело с биотехнической системой в целом и пытаемся охарактеризовать ее эффективность, необходимо учитывать особенности не только технического средства, но и самого оператора. К числу таких факторов относятся уровень ампутации, степень подвижности естественных суставов руки, время реакции оператора, а также время выполнения задания.

Буров Г.Н., Большаков В.А., Дробаха А.С. Протезирование верхних конечностей: оценка успешности методом траекторного анализа // Физическая и реабилитационная медицина. — 2021. — Т. 3. — № 4. — С. 32-40. DOI: 10.26211/2658-4522-2021-3-4-32-40.

Burov GN, Bolshakov VA, Drobakha AS. Protezirovaniye verkhnikh konechnostey: otsenka uspeshnosti metodom traektornogo analiza [Upper Limb Prosthetics: Assessment of Success by Trajectory Analysis]. Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]. 2021;3(4):32-40. DOI: 10.26211/2658-4522-2021-3-4-32-40. (In Russian).

Буров Геннадий Николаевич / Gennady N. Burov; e-mail: zxzy@yandex.ru

Заключение. В процессе проводимого исследования полученные данные позволили сделать следующие выводы:

- траекторный анализ относится к разряду сложных, но обязательных этапов оценки эффективности реабилитационной биотехнической системы «инвалид – протез руки – среда»;
- созданный измерительный комплекс является современным аппаратным средством для объективной оценки эффективности протезирования верхних конечностей методом кинематического анализа;
- результаты исследования, проведенного с помощью измерительного комплекса, могут быть использованы при дальнейшем формировании показателей интегральной оценки эффективности реабилитационной биотехнической системы;
- в качестве очередного этапа оценки эффективности реабилитационной биотехнической системы может быть рекомендовано проведение анализа энергетических затрат мышечной системы при пользовании протезом верхней конечности.

Ключевые слова: механический протез руки, кинематическая характеристика, реабилитационный эффект.

UPPER LIMB PROSTHETICS: ASSESSMENT OF SUCCESS BY TRAJECTORY ANALYSIS

Burov GN ¹, Bolshakov VA ¹, Drobakha AS ¹

¹*Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled,
50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation*

Abstract

Introduction. Trajectory analysis belongs to the category of complex, but obligatory stages of assessing the effectiveness of the rehabilitation biotechnical system ‘disabled person – hand prosthesis – environment’. The created measuring complex is a modern hardware tool for an objective assessment of the effectiveness of upper limb prosthetics by the method of kinematic analysis. In contrast to the known assessment methods, actions performed with a hand prosthesis can be regulated by representing the environment in the form of a two-dimensional trajectory. In this case, it is possible to continuously monitor the parameters of a given work operation and all deviations from the prescribed value of the measured values. The result of prosthetics is assessed by means of a certain quantitative indicator characterizing the ability of a prosthetic disabled person to perform a set of tests, the success of actions and the time spent on completing a specific test task.

Aim. Development of a technique and device for assessing the success of upper limb prosthetics by the method of trajectory analysis.

Materials and methods. In the developed methodology, an attempt was made to simultaneously use two principles of assessment – the principle of successful achievement of the result and the principle of comparison. Objectification of the assessment of the rehabilitation effect can be achieved taking into account the specificity of the motor activity of disabled people using prostheses of the upper extremities. All motor acts performed by a disabled person were divided into two main groups: manipulation of a free object and movement with a bound object along a rigid trajectory. To assess the effectiveness of prosthetics for different patients, they performed the same motor (work or control) operation. The effectiveness of the use of a technical device – a hand prosthesis – can be determined by the quantitative characteristics of the body movements of a disabled person, which can be recorded using potentiometric sensors, and with appropriate processing of electrical signals (differentiation in time) to assess the characteristics of the speed of body movements in the process of performing motor acts with the hands.

Results. The device for monitoring the execution of the test reference motor act is a tablet with the ability to adjust its position in terms of inclination angle and height. The reference trajectory should be displayed on the tablet field. A coordinate device mechanism must be fixed on the tablet, the end link of which must have a handle for gripping it with an artificial brush. The end link of the mechanism must be able to move freely in the field of the tablet when the handle is gripped by an artificial brush when exposed to the prosthetic limb. Data processing from coordinate sensors, analog-to-digital converter with recalculation and analysis of actual measurements by software makes it possible to form an indicator of the effectiveness of using a hand prosthesis based on trajectory research data.

Discussion. It is known that the main characteristics of the technical means that execute the operator’s commands are the speed and accuracy of performing a given movement. In the case when we are dealing with a biotechnical system as a whole and trying to characterize its effectiveness, it is necessary to take into account not only the features of the technical means, but also the operator himself. These factors include the level of amputation, the degree of mobility of the natural joints of the hand, the operator’s response time, and the time taken to complete the task.

Conclusion. In the course of the study, the data obtained allowed us to draw the following conclusions:

- trajectory analysis belongs to the category of complex, but obligatory stages of assessing the effectiveness of the rehabilitation biotechnical system ‘disabled person – hand prosthesis – environment’;

- the created measuring complex is a modern hardware tool for an objective assessment of the effectiveness of upper limb prosthetics by the method of kinematic analysis;
- the results of the study carried out with the help of the measuring complex can be used in the further formation of indicators for the integral assessment of the effectiveness of the rehabilitation biotechnical system;
- as the next stage in assessing the effectiveness of a rehabilitation biotechnical system, it can be recommended to analyze the energy consumption of the muscular system when using an upper limb prosthesis.

Keywords: mechanical upper extremities prosthesis, kinematic characteristics, rehabilitation effect.

Publication ethics. The submitted article was not previously published.

Conflict of interest. There is no information about a conflict of interest.

Source of financing. The study had no sponsorship.

Received: 01.06.2021

Accepted for publication: 19.11.2021

Введение / Introduction

Одним из устройств, предназначенных для оценки результатов протезирования рук, используемым в настоящее время, является стенд, который позволяет имитировать деятельность здорового человека при выполнении им реальных действий в быту и оценивать успешность выполнения таких действий [1]. Результат протезирования оценивается посредством некоторого количественного показателя, характеризующего способность протезированного инвалида выполнять комплекс тестов. Успешность действий и способность инвалида их выполнять оценивается временем, затраченным на выполнение конкретного испытательного задания. Стенд представляет собой вертикальный щит с предметными полками. На щите и полках размещены имитаторы, различные по весу, размерам и форме. Перед выполнением каждого теста обследуемому объясняют правила выполнения задания, демонстрируется сигнал, фиксирующий начало и окончание теста. Внимание инвалида не сосредотачивается на продолжительности выполнения заданий. Время выполнения инвалидом каждого задания измеряется секундомером. Результаты испытаний заносятся в карту обследования. Если задание не выполнено, то время в карту не заносится. Подсчет показателя функционального результата протезирования (Φ) производится сложением численных результатов отношения, занесенных в карту обследования, и делением на число тестов (z) по следующей формуле:

$$\Phi = \frac{1}{z} \cdot \sum_{i=1}^z \frac{t_i^H}{t_i^{\text{инв}}},$$

где t_i^H — время выполнения задания здоровым человеком; $t_i^{\text{инв}}$ — время выполнения задания инвалидом [2].

В процессе практической отработки методики обследования было принято считать исход протезирования благоприятным при следующих значениях показателя Φ :

– 0,47 — для инвалидов, снабженных протезом предплечья с биоэлектрической или миотонической системой управления;

– 0,43 — для инвалидов с тяговым протезом предплечья;

– 0,26 — для инвалидов после ампутации плеча на уровне средней и нижней трети, снабженных протезом ПР4-22;

– 0,16 — для инвалидов с протезом ПР4-22, имеющих короткую культю (верхняя треть), и для инвалидов после ампутации на уровне средней и нижней трети, но имеющих пороки культи в виде болезненных рубцов в посадочной области, ограничения подвижности в плечевом суставе, выраженную атрофию мышц плечевого пояса [3].

Цель / Aim

Целью данной работы является оценка успешности протезирования верхних конечностей методом траекторного анализа. В изложенной методике сделана попытка одновременно использовать два принципа оценки — принцип успешного достижения результата и принцип сравнения. Однако ни один из них не приводит к объективной оценке, поскольку предполагаемая объективная оценка зависит от субъективных факторов, в частности от числа выполняемых заданий и выбора длительности действий самим инвалидом. Объективизация оценки реабилитационного эффекта может быть достигнута при учете специфики двигательной деятельности инвалидов, пользующихся протезами верхних конечностей. Целенаправленные процессы (целостные двигательные акты), выполняемые инвалидом с помощью технических средств реабилитации для удовлетворения различных потребностей, представляют собой организованную и упорядоченную совокупность действий — операций, которые можно подразделить на два вида: рабочие операции и операции управления [4]. К рабочим операциям относятся действия, непосредственно необходимые для выполнения процесса. Для качественного и правильного выполнения рабочих операций требуются сопровождающие их действия — операции управления. Инвалид, оснащенный техническим средством, выполняет и те и другие действия, которые в ряде случаев совмещены во времени.

Материалы и методы / Materials and methods

Для оценки эффективности (успешности) протезирования необходимо исследовать более сложную систему «инвалид — техническое средство — среда», приняв во внимание определенные параметры биологического объекта — носителя технического средства. Кроме того, требуется имитация самой среды, в контакт с которой вступает инвалид с помощью технического средства. В связи с этим все двигательные акты, выполняемые инвалидом, можно разделить на две основные группы: манипулирование свободным объектом и движение со связанным объектом по жесткой траектории.

Для оценки эффективности протезирования различных пациентов при пользовании протезами предплечья необходимо, чтобы они выполняли один и тот же целостный двигательный акт, двигательную (рабочую) операцию. Качество выполнения этой операции можно оценивать точностью воспроизведения заданного движения, например, движения концевой звена протеза руки по заданной траектории, а также наличием нерегламентированной подвижности других звеньев.

Таким образом, сопоставление биокинематических характеристик системы «инвалид — техническое средство» позволяет на этапе траекторного анализа выбрать в качестве принципа объективной оценки успешности протезирования принцип эталонной рабочей операции. Эталонная рабочая операция позволяет оценивать эффект применения однородных и разнородных технических средств, в частности протезов предплечья, а также оценивать способность инвалида их использовать [5].

Индивидуальная реабилитационная система «инвалид — техническое средство — среда» предполагает наличие трех основных частей, из которых первые две представляют в совокупности предмет самостоятельного изучения. Третья часть — среда — обычно представлялась в виде произвольного набора бытовых предметов или комплекта тестовых фигур, также произвольно набираемых по субъективному мнению испытуемого. Фактически, инвалид должен был выполнять целый ряд двигательных актов, разнородных рабочих операций. При этом было невозможно объективно определить когда, собственно, началось полезное движение. Характеристики отдельных частей системы для ее оценки в целом вообще не использовались [6].

Выполнение целостного двигательного акта осуществляется инвалидом с помощью протеза руки, который должен выполнять не только функции схвата и удержания предмета, но и активные функции движения. Современные протезы рук при манипулировании предметами могут выполнять только установочные движения. При выпол-

нении непрерывной части процесса манипуляционные движения отсутствуют. Оценить полезность протеза руки при выполнении достаточно сложного двигательного акта, например, при перемещении по заданной траектории, возможно только охарактеризовав другие основные части системы. Известные кинематические характеристики руки человека при выполнении в норме некоторых бытовых действий (например, еда ложкой, наливание жидкости в стакан из бутылки, питье из стакана) представлены в таблице 1. В ней приведены осредненные значения амплитуд угловых перемещений в крупных суставах руки (семь степеней подвижности) и наибольших угловых скоростей, полученных в результате обследования группы мужчин.

Известны также значения амплитуд движений и угловых скоростей сохранившихся сегментов руки инвалидов, пользующихся протезом предплечья, представленные в таблице 2.

Сравнение данных двух таблиц показывает, что отсутствие активных движений в лучезапястном шарнире приводит к значительному компенсаторному увеличению амплитуды движений в плечевом суставе. Если протез руки освоен хорошо, то инвалид в весьма малых объемах использует движения корпуса. В других случаях движения корпуса хорошо заметны и могут преобладать в комплексе полезных движений.

На основании изложенного можно охарактеризовать эффективность применения технического средства — протеза руки — по количественным характеристикам движений корпуса инвалида. Движения корпуса, такие как наклоны вперед-назад и вправо-влево, могут регистрироваться с помощью потенциометрических датчиков. Такие датчики позволяют определять позиционные изменения, а при соответствующей обработке электрических сигналов (дифференцирование по времени) оценивать характеристики скорости наклонов корпуса в процессе выполнения двигательных актов руками.

При оценке взаимодействия со средой тесты с наборами предметов, предлагающие выполнение различных двигательных актов, не позволяют объективно охарактеризовать эти действия. Как правило, движения в известных средствах оценки выполняются в трехмерном пространстве. Они неоднозначны, весьма сложны по структуре и не подлежат количественному анализу [7].

Для упрощения задачи действия, выполняемые с помощью протеза руки, могут быть регламентированы посредством представления среды в виде двухмерной траектории. В этом случае предоставляется возможность постоянного контроля параметров выполнения заданной рабочей операции и всех отклонений от предписанного значения измеряемых величин.

Таблица 1 / Table 1

**Кинематические характеристики руки человека при выполнении в норме некоторых бытовых действий /
Kinematic characteristics of a human hand when performing some normal everyday activities**

Движение / Movement	Параметр / Parameter	Двигательная операция / Motor operation		
		Еда ложкой, рад/с ⁻¹ / Spoon feeding, rad/s ⁻¹	Наливание жидкости в стакан из бутылки, рад/с ⁻¹ / Pouring liquid into a glass from a bottle, rad/s ⁻¹	Питье из стакана, рад/с ⁻¹ / Drinking from a glass, rad/s ⁻¹
Сгибание — разгибание кисти / Flexion — extension of the hand	φ1	0,062	0,054	0,044
	ω1	1,64	1,64	1,3
Отведение — приведение кисти / Abduction — adduction of the hand	φ2	0,58	0,43	0,44
	ω2	3,5	2,1	2,2
Пронация — супинация предплечья / Pronation — supination of the forearm	φ3	0,59	1,3	0,37
	ω3	7,7	11,5	6,3
Сгибание — разгибание локтя / Flexion — extension of the elbow	φ4	0,64	0,39	1,24
	ω4	2,2	1,6	4,7
Ротация плеча / Shoulder rotation	φ5	0,43	0	0,4
	ω5	7,3	0	5,6
Сгибание — разгибание в плечевом суставе / Flexion — extension of the shoulder joint	φ6	0,17	0	0,18
	ω6	14	0	1,0
Отведение — приведение плеча / Abduction — adduction of the shoulder	φ7	0,09	0,085	0,085
	ω7	1,0	0,7	0,87

Таблица 2 / Table 2

**Кинематические характеристики сохранившихся сегментов руки инвалидов, пользующихся протезом предплечья при выполнении некоторых бытовых действий /
Kinematic characteristics of the preserved hand segments of disabled people using a forearm prosthesis when performing some household activities**

Движение / Movement	Параметр / Parameter	Двигательная операция / Motor operation		
		Еда ложкой, рад/с ⁻¹ / Spoon feeding, rad/s ⁻¹	Наливание жидкости в стакан из бутылки, рад/с ⁻¹ / Pouring liquid into a glass from a bottle, rad/s ⁻¹	Питье из стакана, рад/с ⁻¹ / Drinking from a glass, rad/s ⁻¹
Сгибание — разгибание локтя / Flexion — extension of the elbow	φ4	0,64	0,19	0,78
	ω4	2,8	1,3	2,3
Ротация плеча / Shoulder rotation	φ5	0,52	0,8	0,3
	ω5	7,2	5,8	7,1
Сгибание — разгибание в плечевом суставе / Flexion — extension of the shoulder joint	φ6	0,52	0,21	0,43
	ω6	8,4	4,9	6,8
Отведение — приведение плеча / Abduction — adduction of the shoulder	φ7	0,39	0,64	0,44
	ω7	10,8	5,2	4,7

Измерение параметров слежения заданной траектории возможно двояким способом. Один из них предполагает установку датчиков на осях подвижных суставов естественной конечности. Для этого может быть собрана гониометрическая схема. Для каждого инвалида установка такой схемы индивидуальна, так как антропометрические данные людей различны. Крепление измерительных устройств также неоднозначно. В целом измерения носят приблизительный характер, поскольку достаточно сложно обеспечить точную фиксацию элементов схемы измерений.

Другой способ измерений предполагает использование специального механизма с измерительными устройствами. Механизм должен быть собран таким образом, чтобы его концевое звено могло перемещаться в произвольном движении, в том числе по заданной траектории в двухмерном пространстве. В качестве устройств измерения углов поворота соединительных звеньев механизма также могут быть использованы потенциометрические датчики. Как правило, это нормализованные переменные резисторы с необходимыми параметрами.

Траектория эталонного двухмерного движения может представлять собой произвольную линию на плоскости. Однако произвольно прочерченная линия, хотя и может быть отслежена протезом руки, но не может быть простым способом подвергнута сравнительному траекторному анализу. Эталонная траектория, прежде всего, должна представлять собой периодическую кривую, например, синусоиду или окружность. Желательно, чтобы амплитуда заданной кривой не превышала размеров фронтального сечения моторного пространства рук и вписывалась в область его оптимальной зоны. Наиболее удобной кривой для отслеживания и последующего анализа является окружность. За один цикл механического повторения траектории, заданной в виде окружности, инвалид, оснащенный протезом руки, совершает сложное движение с возвратом руки в исходную точку. При этом в циклическое действие приводятся все сохраненные звенья верхней конечности, осуществляя основные движения сгибания — разгибания, отведения — приведения и ротации. Замкнутая циклическая траектория в виде окружности имеет еще одно преимущество: она легко воспроизводится в случае имитации работы со связанным предметом.

Механизм, позволяющий воспроизвести такую траекторию, достаточно прост конструктивно. Для режима свободного манипулирования траектория должна быть контрастно прочерчена на планшете таким образом, чтобы она была хорошо видна инвалиду, выполняющему контролируемые движения.

В моторном поле различают три зоны: максимальной, допустимой и оптимальной досягаемости. В зонах оптимальной и допустимой досягаемости возможны наиболее быстрые и точные движения при наименьшей утомляемости. Эти зоны могут быть рекомендованы для размещения планшета с изображением траектории эталонного двигательного акта. Для фиксации рабочей позиции ног испытуемого в положении стоя целесообразно установить подставку с соответствующей разметкой. Учитывая, что антропометрические данные испытуемых имеют определенный разброс, необходимо установить планшет с измерительным координатным устройством на подвижном, регулируемом по высоте основании.

Результаты / Results

В целом устройство контроля выполнения тестового эталонного двигательного акта должно представлять собой планшет, установленный на основании, позволяющем регулировать положение планшета по углу наклона и по высоте. На поле планшета должна быть изображена эталонная траектория. На планшете должен быть закреплен механизм координатного устройства, концевое звено которого должно иметь рукоятку для захвата ее искусственной кистью. Концевое звено механизма должно иметь возможность при захвате рукоятки искусственной кистью свободно перемещаться в поле планшета при воздействии на него протезированной конечностью. Кинематические данные движения могут воспроизводиться различными устройствами, но наиболее простым из них является двухзвенная незамкнутая шарнирно-рычажная цепь. Шарниров в такой цепи два. В каждом шарнирном узле устанавливается датчик угла, например, в виде переменного резистора, а измерение кинематических характеристик в двухзвенном устройстве производится по двум координатам (угловым положениям звеньев механизма). Такое координатное устройство позволяет непрерывно контролировать перемещение концевого звена протеза руки при выполнении инвалидом эталонного двигательного акта. Показания координатных датчиков по соответствующим электрическим цепям поступают на аналого-цифровой преобразователь и отображаются графически.

Дальнейшая обработка данных с пересчетом и анализом фактических измерений программными средствами позволяет сформировать показатель эффективности использования протеза руки на основе данных траекторного исследования. Наглядное представление о кинематике измерительного координатного устройства дает рисунок 1.

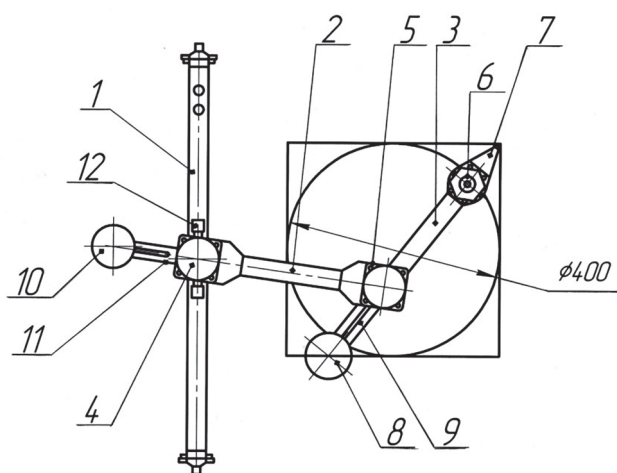


Рисунок 1. Конструктивная схема измерительного координатного устройства

Figure 1. Structural diagram of the measuring coordinate device

На рисунке 1 изображен вариант практического исполнения данного механизма. Устройство содержит вертикальную шину 1 со струбинами на концах для крепления на планшете. В средней части шины шарнирно закреплен двухзвенный шарнирно-рычажный механизм, содержащий плечо 2 и предплечье 3. В шарнирных сочленениях 4 и 5 установлены измерители углового положения этих звеньев. На конце предплечья закреплена рукоятка 6, предназначенная для схвата ее искусственной кистью. Рукоятка соединена с координатной стрелкой 7, конец которой инвалид ведет по заданной траектории, отмеченной на планшете. Предплечье 3 уравновешено грузом 8, установленным на направляющей 9. Плечо 2 с установленным на нем уравновешенным предплечьем 3 также уравновешено своим грузом 10, закрепленным на направляющей 11. Весь двухзвенный механизм имеет возможность поворачиваться на оси шарнира 12 на угол до 40° относительно плоскости планшета.

В целом измерительный комплекс включает в себя:

- базовый многоканальный аналого-цифровой преобразователь, обеспечивающий одновременное и непрерывное измерение данных с частотой не менее 5 кГц/канал, с диапазоном измерений 10 мкВ — 10 В, с точностью цифрового представления сигнала не менее 16 бит/канал;
- периферийное координатное измерительное устройство с точностью измерения угловых данных $\pm 12'$ и линейных ± 1 мм не более;
- периферийное гониометрическое устройство измерения компенсаторных движений;
- программно-обеспеченный (на уровне предварительной обработки данных по всем кана-

лам) компьютерный комплекс с необходимыми характеристиками;

– соединительные кабели линий связи и электропитания периферийных устройств.

Базовый многоканальный преобразователь с периферийными устройствами представлен на рисунке 2.

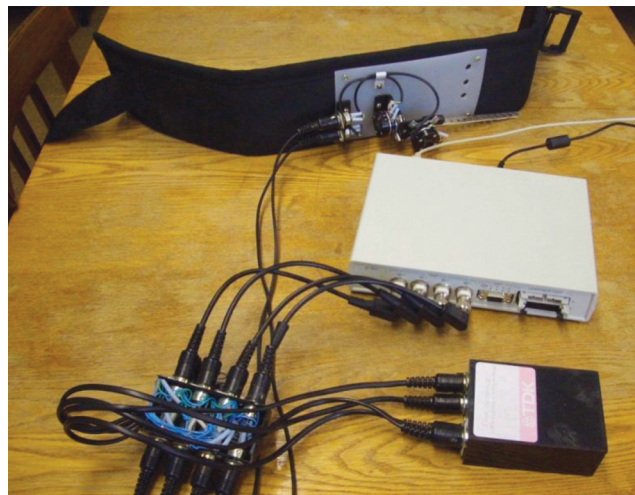


Рисунок 2. Базовый многоканальный аналого-цифровой преобразователь с периферийными устройствами

Figure 2. Basic multichannel analog-to-digital converter with peripherals

В задаче следования по предписанной траектории мы имеем дело с суперпозицией последовательности движений с малой амплитудой, посредством которых строится приближение заданной траектории. Скорость комбинированного движения кисти фактически определяет точность, с которой кисть следует по траектории. В то же время мгновенный вектор скорости связан с положением всей конечности в соответствующий момент времени. В частности, он несет информацию о том, насколько комфортно выполняемое движение. Вектор скорости также однозначно связан со значениями угловых скоростей звеньев в шарнирах координатного устройства, отслеживающего движения конечного звена протезируемой конечности. При этом угловые скорости определяются посредством измерения углов потенциометрическими датчиками, установленными в шарнирах, с последующей оцифровкой измеряемых величин и дифференцированием, реализуемым программными методами.

Обсуждение / Discussion

Известно, что основными характеристиками технического средства, выполняющего команды оператора, являются быстродействие и точность

выполнения заданного движения. В случае, когда мы имеем дело с биотехнической системой в целом и пытаемся охарактеризовать ее эффективность, необходимо учитывать не только особенности технического средства, но и самого оператора. К числу таких факторов относятся уровень ампутации, степень подвижности естественных суставов руки, время реакции оператора, а также время выполнения задания. Радиальная составляющая скорости концевой звена кинематической цепи в данном случае фактически представляет собой скорость изменения ошибки в процессе движения по эталонной траектории. Скорость изменения ошибки, позволяя учесть в одном показателе и время и точность выполнения заданного движения, может быть принята в качестве комплексного показателя кинематической оценки.

Заключение / Conclusion

В первую очередь необходимо получить данные о выполнении заданного движения здоровой рукой, причем здесь необходимо накопление данных для формирования базы сравнения. Таким образом, в итоге проводимых измерений и соответствующих программных преобразований могут быть получены следующие показатели оценки:

- среднее абсолютное значение радиальной скорости и соответствующие значения по четырем квадрантам циклической траектории;

- усреднённые за несколько попыток максимальные значения амплитуд компенсаторных движений при свободном отслеживании заданной траектории;

- усреднённые за несколько попыток максимальные значения амплитуд компенсаторных движений при связанном движении.

В процессе проводимого исследования и выполнения соответствующих мероприятий полученные данные позволяют сделать следующие выводы:

- траекторный анализ относится к разряду сложных, но обязательных этапов оценки эффективности реабилитационной биотехнической системы «инвалид — протез руки — среда»;

- созданный измерительный комплекс является современным аппаратным средством для объективной оценки эффективности протезирования верхних конечностей методом кинематического анализа;

- результаты исследования, проведенного с помощью измерительного комплекса, могут быть использованы при дальнейшем формировании показателей интегральной оценки эффективности реабилитационной биотехнической системы;

- в качестве очередного этапа оценки эффективности реабилитационной биотехнической

системы может быть рекомендовано проведение анализа энергетических затрат мышечной системы при пользовании протезом верхней конечности.

Этика публикации. Все данные являются реальными и подлинными; представленная статья ранее опубликована не была; все заимствования корректны.

Конфликт интересов. Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Литература

1. Neve Wilfred Körpernahetechnische Hilfen zur Rehabilitation Körperbehinderter. Berlin: VEB Verlagund Gesundheit; 1978. 175 p.
2. Буров Г.Н. Современное состояние проблемы управления протезами верхних конечностей и достигаемый эффект протезирования // Вестник гильдии протезистов-ортопедов. — 2002. — № 4(10). — С. 37-43.
3. Бакулев В.И., Буров Г.Н. К вопросу создания активных механических протезов для инвалидов с короткими культями верхних конечностей // Вестник гильдии протезистов-ортопедов. — 2004. — № 2(16). — С. 13-19.
4. Näder Max. Otto Bock. Prosthetic compendium. Upper Extremity Protheses. Berlin: Schiele und Schön; 1990. 95 s.
5. Протезы верхних конечностей. Каталог. — М.: РКК «Энергия». — 2002. — 21 с.
6. Буров Г.Н., Большаков В.А. Протез предплечья / Патент РФ № 2541816 от 16.04.2015 г.
7. Буров Г.Н., Большаков В.А. Протез предплечья / Патент РФ № 2615278 от 04.04.2017 г.

References

1. Neve Wilfred Körpernahetechnische Hilfen zur Rehabilitation Körperbehinderter. Berlin: VEB Verlagund Gesundheit; 1978. 175 s.
2. Burov GN. Sovremennoye sostoyaniye problemy upravleniya protezami verkhnikh konechnostey i dostigayemyy effekt protezirovaniya. [The current state of the problem of managing prostheses of the upper extremities and the achieved effect of prosthetics]. Vestnik gil'dii protezistov-ortopedov [Bulletin of the guild of prosthetics-orthopedists]. 2002;4(10):37-43. (In Russian).
3. Bakulev VI, Burov GN. K voprosu sozdaniya aktivnykh mekhanicheskikh protezov dlya invalidov s korotkimi kul'tyami verkhnikh konechnostey [On the issue of creating active mechanical prostheses for disabled people with short stumps of the upper extremities]. Vestnik gil'dii protezistov-ortopedov [Bulletin of the guild of prosthetists-orthopedists]. 2004;2(16):13-9. (In Russian).
4. Näder Max. Otto Bock. Prosthetic compendium. Upper Extremity Protheses. Berlin: Schiele und Schön; 1990. 95 s.
5. Protezyverkhnikh konechnostey [Upper limb prostheses]. Katalog [Catalog] 2001-2002. Moskva: RKK «Energiya» [Moscow: RSC Energia]; 2002. 21 p. (In Russian).

6. Burov GN, Bol'shakov VA. Protez predplech'ya [Forearm prosthesis]. Patent [Patent] RF No. 2541816 dated 16.04.2015. (In Russian).
7. Burov GN, Bol'shakov VA. Protez predplech'ya [Forearm prosthesis]. Patent [Patent] RF № 2615278 dated 04.04.2017. (In Russian).-

Рукопись поступила: 01.06.2021

Принята в печать: 19.11.2021

Авторы

Буров Геннадий Николаевич — кандидат технических наук, руководитель научного направления Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, Российская Федерация, Санкт-Петербург, 195067, ул. Бестужевская, 50, тел.: +7-921-791-12-90, e-mail: zxzy@yandex.ru

Большаков Владимир Александрович — руководитель проектно-конструкторского отдела Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, Российская Федерация, Санкт-Петербург, 195067, ул. Бестужевская, 50, тел.: +7-921-757-87-16, e-mail: pko09_903@mail.ru

Дробаха Алёна Сергеевна — младший научный сотрудник Федерального государственного бюджетного учреждения «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, Российская Федерация, Санкт-Петербург, 195067, ул. Бестужевская, 50, e-mail: drobaha-alena@mail.ru

Authors

Burov Gennady Nikolayevich, PhD in Technical sciences, head of scientific direction, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, tel.: +7-921-791-12-90, e-mail: zxzy@yandex.ru

Bolshakov Vladimir Alexandrovich, head of design department, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, tel.: +7-921-757-87-16, e-mail: pko09_903@mail.ru

Drobakha Alena Sergeevna, junior research associate, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, 195067 St. Petersburg, Russian Federation, e-mail: drobaha-alena@mail.ru