

К вопросу построения математической модели траектории движения пальцев рук

Д.И. Тимбакова
Факультет авионики, энергетики и
инфокоммуникаций
Уфимский государственный авиационный
технический университет
Уфа, Россия
e-mail: dianatimbakova@yandex.ru

Ю.О. Уразбахтина
Факультет авионики, энергетики и
инфокоммуникаций
Уфимский государственный авиационный
технический университет
Уфа, Россия
e-mail: urjuol@mail.ru

Аннотация¹

В данной статье представлена концепция создания математической модели траектории движения пальца руки человека. Математические модели движения пальцев необходимы для создания системы управления протезом пальца руки и соответствующего устройства которое может быть применено для реабилитации пациентов с нарушениями двигательных функций рук. Физическую модель пальца предлагается разработать с помощью резистивного датчика и схемы сбора данных. Для создания математической модели траектории движения пальца использованы возможности пакета MATLAB. Полученный результат может быть полезен для разработки системы управления пальцем протеза руки и соответствующего реабилитационного устройства.

1. Введение

Наиболее частой причиной ампутации, помимо травм, становятся заболевания сосудов, которые приводят к ишемии и гангрене, осложнения сахарного диабета (трофические язвы и гангрена). Например, атеросклероз сосудов нижних конечностей в 38–65% случаев приводит к критическому нарушению кровообращения (критической ишемии). В течение первого же года с момента установления диагноза критической ишемии у 25–50% пациентов развивается влажная гангрена, которая приводит к ампутации нижней конечности. От 50 до 70% всех ампутаций в мире вызваны именно осложнениями сахарного диабета: из-за нарушения кровообращения возникают незаживающие трофические язвы и гангрена. При сахарном диабете ампутация конечностей проводится в 10–20 случаях из тысячи.

Труды Шестой всероссийской конференции
"Информационные технологии интеллектуальной
поддержки принятия решений", 28-31 мая, Уфа-
Ставрополь, Россия, 2018

В настоящее время большое количество людей в силу различных обстоятельств лишаются верхних конечностей. На учете в протезно-ортопедических предприятиях России состоит 948532 пациента, нуждающихся в протезно-ортопедической помощи, из которых инвалидами являлись 80,7%. В протезировании культей конечностей всего нуждалось 17,9% (170063 человека), соответственно в протезировании нижних конечностей - 84,8%, в протезировании верхних конечностей - 12,92%, в протезировании сочетанных культей верхних и нижних конечностей - 2,3% человек. За период пяти лет было изготовлено 46800 протезов, включая первичное протезирование. При этом на долю протезов нижних конечностей пришлось 88,9%, протезов верхних конечностей - 11,1%. Среди пациентов, утративших конечности, преобладали: мужчины - 56,4%; люди трудоспособного возраста от 30 до 59 лет - 57,2%. По уровню ампутации на верхней конечности наибольшее количество встречается культей предплечья (50,5%), плеча (24,6%), кисти (17,6%) и сочетанные культы верхних конечностей (7,3%).

В связи с этим весьма актуальной является задача проектирования протезов конечностей человека, а также существует насущная необходимость в создании устройств для реабилитации подвижности пальцев кисти человека. Системы управления протезом пальцев и устройством для реабилитации имеют схожую структуру [1].

2. Бионические протезы пальцев. Методы проектирования и синтеза.

Свое название бионический протез получил от слова «бионика». Бионика – это совокупность прикладных наук, которые ставят целью объединение биологии и техники. Бионический протез – искусственный аналог, структурно и функционально имитирующий работу утраченного органа. Биоэлектрические (бионические, миоэлектрические протезы) — это протезы с внешним источником энергии (по классификации Минтруда РФ). Управление осуществляется за счёт сигналов, возникающих при сокращении мышц.

В культеприёмную гильзу встроены миодатчики, улавливающие изменение электрического потенциала. Эта информация передаётся на микропроцессор кисти, и в результате протез выполняет определённый жест или хват.

Бионические протезы бывают обычными и высокофункциональными. Высокофункциональными считаются протезы, умеющие делать различные хваты, тогда как обычные бионические протезы делают одно основное движение — хват в щепоть.

Виды бионических протезов:

По анатомической структуре:

-Протезы верхних конечностей

-Протезы нижних конечностей

По анатомическим сходствам и функциям:

-Для активного движения

-Протезы для прикосновений совместно с движением

По способу получения управляющих воздействий биоуправляемые протезы можно разделить на биоэлектрические, миотонические и нейроуправляемые. В биоэлектрических и миотонических системах в качестве управляющих воздействий используются электрическая активность и тонус мышц, а нейроуправляемые используют электроэнцефалограмму мозга [2].

Каждый палец имеет свое назначение и большой палец играет самую важную роль для многих функций руки благодаря своей уникальной анатомии. Кроме того, большой палец выполняет сгибание и аддукцию, как и другие пальцы, но с добавлением уникальной способности, которая позволяет правильно захватить объект [4]. По словам клиницистов, большой и указательный пальцы отвечают, как минимум за 75% от общего количества функций руки [5]. Таким образом, большой и указательный пальцы имеют очень важное значение для общей функции руки и наделены уникальными анатомическими особенностями [6]. Потеря большого пальца будет влиять на повседневную деятельность человека, так как правильная функция руки становится ограниченной. Поэтому большой палец является незаменимым для сжатия и захвата рукой.

Следовательно, необходимы исследования в области создания протеза пальца, чтобы помочь человеку с ампутацией восстановить полноценную деятельность рук и эффективно работать.

Механизм управления необходим для воспроизведения движения руки. Одним из часто используемых типов системы управления является прикрепление кабелей к мышцам в других частях тела, от шеи до плечевого сустава или от плечевого сустава до локтя. Пациент изучает ряд движений, которые позволяют ему контролировать

протез. Механизм управления может быть электрическим и контролироваться электродами, имплантированными в руку, которые реагируют на электрическую активность, вырабатываемую определенными мышцами [3].

Движение большого пальца контролируется центральной нервной системой. Мозг посылает сигналы синусоидальным двигательным нейронам в виде потенциалов действия через нервную систему. Получив сигнал, двигательные нейроны стимулируют несколько мышечных волокон, которые расположены рядом с основной мышцей и вызывают ее сокращение. Это в свою очередь создает силы для перемещения большого пальца. Во время сокращения активированные мышечные волокна генерируют электрические потенциалы, известные как ЭМГ сигналы, которые могут быть измерены неинвазивно с поверхности кожи. Амплитуда этих сигналов мала, варьируется от 0 до 10 мВ от пика до пика, и частота от 0 до 500 Гц [7].

В области исследований протезов были предприняты значительные усилия для улучшения работы искусственных устройств [9]. В [8] исследователи использовали поверхностные ЭМГ сигналы для контроля силы протеза руки созданной в Германском аэрокосмическом центре (DLR). В то время как в [9] экспериментаторы провели исследование на поверхностных ЭМГ сигналах, чтобы неинвазивно управлять отдельными пальцами протеза руки. Кроме того, в [3] исследователи использовали поверхностные сигналы ЭМГ для регулирования движения роботизированной руки, чтобы выполнять регулярные действия рук, такие как схватывание и удержание.

По данным Park et al. [6], точность функции пальца тесно связана со знанием мышечных сигналов, управляющих работой пальца. В [10] авторы сообщили, что для каждого отдельного пальца необходимы соответствующие сигналы ЭМГ для управления его движением.

Кроме того, разные движения пальцев требуют различного количества приложенных сил [8]. Сигналы ЭМГ могут использоваться для управления большим количеством протезов для их более естественного функционирования.

В 1999 году, Vaek et. и др. разработали простую модель для роботизированного пальца [11]. В 2008 году Arslan et al. и др. сфокусировались на биомеханической модели указательного пальца человеческой руки.

Подражание точным функциям руки чрезвычайно сложно из-за свободного диапазона движения пяти пальцев. Модель упрощенного движения пальца с использованием второго закона Ньютона описана в [12]. Однако модели, приведенные в этих работах, были построены без учета характеристик движения человека. Чтобы сделать протезы пальцев более

приближенными к реальной конечности, важно спроектировать систему управления протезом с учетом характеристик движения пальца человека. Благодаря использованию ЭМГ искомая траектория может быть определена, но для управления протезом траектория должна быть изменена в соответствии с индивидуальными особенностями человека.

Для этого целесообразно провести исследование движения пальца для захвата небольшого объекта, причем исследование должно проводиться как при медленном, так и при быстром движении указательного пальца. Математические модели траекторий можно получить с помощью пакета MATLAB.

Рассмотрим задачу управления протезом кисти руки. В дальнейшем, человек, пользующийся, а, по сути, управляющий протезом, будет называться оператором. Оператор должен частично или полностью реализовывать функции утраченных частей тела посредством электромеханического устройства. Для этого на уровне сознания оператор формирует представление о желаемом действии и определённым образом обозначает его. В центральную нервную систему поступают соответствующие нервные импульсы, которые могут быть считаны на разных уровнях центральной нервной системы. Подобные сигналы должны поступать в электронный блок обработки системы управления протезом, который посредством применения сложных алгоритмов будет распознавать желаемое действие. Затем система управления сформирует управляющие сигналы для исполнительных механизмов, и протез реализует желаемое действие.

Осуществление описанной последовательности действий зависит от множества взаимосвязанных аспектов. Одним из таких аспектов является количество степеней свободы, присущих протезу. Чем ближе количество степеней свободы к количеству степеней свободы заменяемой части тела, тем больше утраченных функций способен восполнить протез. Исполнительный механизм может представлять собой двупалую клешню и выполнять только захват и вращение. Такое устройство в определённой степени может восполнить функционал утраченной кисти руки. В то же время, существуют протезы, практически полностью соответствующие по строению кисти руки, которые могут воспроизвести до 80% производимых ею действий. В случае с клешней система управления должна чётко распознать поступившие от человека три команды: сжатие, ослабление и вращение. Это гораздо проще, чем распознавать команды на формирование десятков и сотен положений пальцев бионической кисти руки. Но бионическая кисть удобнее, лучше выглядит и, как ни странно, проще в управлении.

Для осуществления устойчивого управления протезом очень важно, каким образом и на каком уровне центральной нервной системы считывается

управляющее воздействие. Этот процесс может происходить на уровне мышц (электромиографическое управление), на уровне нервных волокон, ранее иннервировавших конечность, или даже на уровне мозга человека [13].

Схема обработки управляющих воздействий в случае с электромиограммой и электроэнцефалограммой примерно одинакова. Считывающее устройство представляет собой набор датчиков, каждый из которых регистрирует активность мышцы или участка мозга. Число таких датчиков обычно варьируется от восьми до тридцати двух. Полученные одновременно со всех сенсоров данные представляют собой массив, протяжённый во времени. В тот момент, когда оператор продумывает движение или производит его на уровне культи, регистрируемые датчиками параметры меняются, и в массиве данных возникает уникальная устойчивая картина, называемая шаблоном или паттерном движения. Задача распознавания задуманных движений может быть решена только при условии, что каждому определённому движению соответствует уникальный паттерн. Выявить устойчивые однозначные состояния в массивах данных крайне сложно, но если эта работа проведена успешно, по её результатам формируется библиотека паттернов, которая в дальнейшем используется системой распознавания движений. Поскольку возможности протеза по понятным причинам уступают возможностям оригиналов, необходимо паттерны движения протеза привести в соответствие паттернам движения оригинала. Так формируется интерфейс «человек – протез», который позволяет транслировать паттерн электрической мышечной или мозговой активности в паттерн механических движений биоуправляемого протеза.

Создание математической модели движения пальца позволит проверить правильность функционирования интерфейса «человек-протез». А также позволит

получить величины управляющих воздействий на протез пальцев с целью создания системы управления протезом пальца или создания устройства для реабилитации верхней конечности в случае потери подвижности пальцев пациента.

3. Материалы и методы

Эксперимент по измерению движения пальцев предлагается проводить на здоровых испытуемых, у которых не наблюдались травмы мышц руки. Участникам эксперимента будет предложено перенести указательный палец с нормального положения на позицию так, чтобы удерживать объект большим пальцем, как показано на Рис. 1. Также они будут обучены перемещению пальца с тремя разными скоростями. Для единообразия движения испытуемым будет предложено перемещать палец по траектории, которая будет обозначена линией. Для получения кинематических данных будет разработана экспериментальная установка.

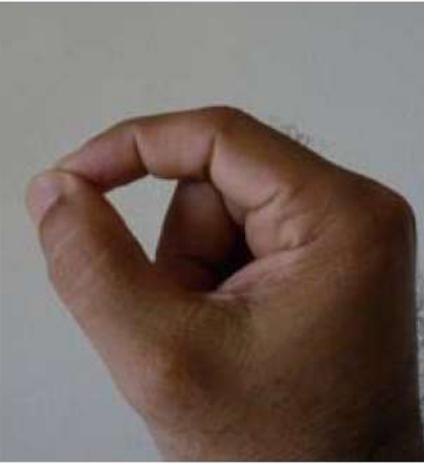


Рис. 1. Положения пальцев руки

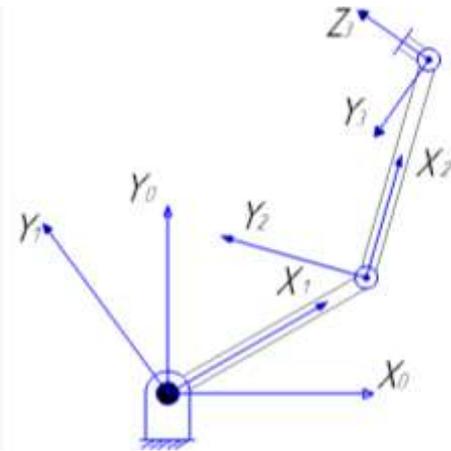


Рис. 2. Трехмерный плоскостной манипулятор

Рассмотрим кинематическую модель пальца

Палец можно рассматривать как трехмерный плоскостной манипулятор как показано на Рис.2.

Шестая Всероссийская научная конференция "Информационные технологии интеллектуальной поддержки принятия решений", Уфа-Ставрополь, Россия, 2018

Прямое кинематическое уравнение манипулятора можно представить в виде:

$$T_H = \begin{bmatrix} C_{123} & -S_{123} & 0 & C_1 L_1 + L_2 C_{12} \\ S_{123} & -C_{123} & 0 & S_1 L_1 + L_2 S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Положение и ориентацию кончика пальца можно выразить следующим образом:

$$T_H = \begin{bmatrix} C_\phi & -S_\phi & 0 & x \\ S_\phi & -C_\phi & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Алгебраическое решение совместных переменных $(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$:

$$\theta_1 = A \tan 2(y, x) - A \tan 2(k_2, k_1) \quad (3)$$

где,

$$k_1 = l_1 + l_2 C_2$$

$$k_2 = l_2 S_2$$

$$\theta_2 = A \tan 2(S_2, C_2) \quad (4)$$

где,

$$C_2 = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2}$$

$$S_2 = \pm \sqrt{1 - C_2^2}$$

$$\theta_3 = A \tan 2(S_\phi, C_\phi) = \phi - (\theta_1 + \theta_2) \quad (5)$$

Для разработки экспериментальной установки будет использован гибкий датчик (Рис. 3), который представляет собой переменный резистор, реагирующий на изгибы. Он измеряет сопротивление от 22 кОм до 40 кОм при изгибе 180° . Таким образом, нам необходимо будет преобразовать это сопротивление в пропорциональное напряжение. Затем напряжение преобразуется в эквивалентное число. Датчик будет прикреплен сверху указательного пальца хлопчатобумажной перчатки, как показано на Рис.4.



Рис. 3. Гибкий датчик



Рис. 4. Положение датчика на хлопчатобумажной перчатке

Далее планируется проведение натурального эксперимента с целью получения зависимостей условного положения пальца при разных скоростях сгибания пальца.

3. Заключение

Имея экспериментальные данные мы сможем получить математическую зависимость для траекторий движений пальца для медленной, средней и высокой скорости перемещения пальца. Зная выражения для траекторий движения пальца, можно будет моделировать процесс движения и вычислять параметры необходимые для построения системы управления протезом верхней конечности. А также станет возможным определить величины управляющих воздействий при создании системы реабилитации для пациентов с утраченной двигательной активностью пальцев.

4. Список используемых источников

1. Аьбрехт Г. А. Активные верхние конечности, рабочие приспособления и их значения в связи с приспособляемостью ампутированных увечных. Журн. совр. хир., 1927.
2. Бетехтин В. А. Протезирование коротких культей предплечья. «Вопросы протезирования», вып. I, Труды Лен. ин-та протез., 1935.
3. NHS Choices, "Amputation", <http://www.nhs.uk/Conditions/Amputation/Pages/Introduction.aspx> Page (дата обращения: 11/07/2012).
4. L. Y. Chang, Y. Matsuoka, "A kinematic thumb model for the ACT hand", Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1000-1005, 2006.
5. W. Park, S. Kwon, H. Lee, J. Kim, "Thumb-tip force estimation from sEMG and a musculoskeletal model for real-time finger prosthesis," 2009 IEEE

International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 305-310, 2009.

6. M. M. Salah, K. N. Khalid, "Thumb reconstruction by grafting skeletonized amputated phalanges and soft tissue cover – A new technique: A case series," Cases Journal, Vol. 1, pp. 725-730, 2008.
7. Y. Soo, M. Sugi, H. Yokoi, T. Arai, M. Nishino, R. Kato, T. Nakamura, J. Ota, "Estimation of handgrip force using frequency-band technique during fatiguing muscle contraction," Journal Electromyogr Kinesiol, Vol. 20, pp. 888–895, 2010.
8. C. Castellini, P. van der Smagt, G. Sandini, G. Hirzinger, "Surface EMG for force control of mechanical hands," 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation. pp. 725-730, 2008.
9. A. Harada, T. Nakakuki, M. Hikita, C. Ishii, "Robot finger design for myoelectric prosthetic hand and recognition of finger motions via surface EMG," 2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics (ICAL), pp. 273-278, 2010.
10. F. Tenore, A. Ramos, A. Fahmy, S. Acharya, R. Etienne-Cummings, N. K. Thakor, "Towards the Control of Individual Fingers of a Prosthetic Hand Using Surface EMG Signals," Proceedings of the 29th International Conference of the IEEE EMBS. pp. 6145-6148. 2007.
11. J. H. Chang S. E. Baek, S. H. Lee. "Design and control of a robotic finger for prosthetic hands," Proceedings of the 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 113–117, 1999.
12. M. A. Prince and J. Walton, "Finger Motion Modeling for Bionic Fingers," Unpublished, July 2011
13. J. Friedman and T. Flash, "Trajectory of the index finger during grasping," Experimental Brain Research, Springer-Verlag (2009) vol.011.