



Сундквист Ян Владимирович

Год рождения: 1996

Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники, студент группы № R42331

Направление подготовки: 15.04.06 – Интеллектуальные технологии в робототехнике

e-mail: ivsundkvist@itmo.ru



Колюбин Сергей Алексеевич

Год рождения: 1986

Университет ИТМО, факультет систем управления и робототехники

д.т.н., доцент

e-mail: s.kolyubin@itmo.ru

УДК 62-231, 62-503.57

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО РОБОТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ КИСТЕЙ РУК

Я.В. Сундквист

Научный руководитель – д.т.н., доцент С.А. Колюбин

Работа выполнена в рамках темы НИР № 619296 «Разработка методов создания и внедрения киберфизических систем»

Аннотация. Данная работа посвящена разработке программно-аппаратного роботизированного комплекса для протезирования кистей рук. В состав комплекса входят: прототип адаптивного мехатронного протеза кисти, его система управления с интегрированным мультимодальным человеко-машинным интерфейсом и интерактивной цифровой моделью протеза. Преимуществами данного комплекса является – повышенная функциональность протеза, увеличенная скорость обучения управлению протезом, многоканальная сенсорная обратная связь с пользователем.

Ключевые слова: кистевой протез, исполнительный механизм, механическая адаптивность, мультимодальный человеко-машинный интерфейс, обратная связь, интерактивная цифровая модель.

В настоящее время у достаточно большого количества людей есть врождённые или приобретённые травмы верхних конечностей. По данным протезно-ортопедических предприятий ежегодно в РФ около 30000 человек нуждаются в их протезировании.

Однако, несмотря на большое количество различных конструкций, механизмов и систем управления [1] - освоение человеком современных протезов в настоящее время всё ещё остаётся достаточно длительным и сложным процессом.

Функционал протезов не позволяет произвести полноценную замену, вследствие чего некоторые пациенты отказываются от протезирования также ввиду возможных последующих неудобств в использовании данного устройства.

Наиболее известные на сегодняшний день протезы - Bebionic (OttoBock), i-Limb (Touch Bionics) и Vincent hand (Vincent Systems) имеют антропоморфную конструкцию и сопоставимые массогабаритные характеристики. Перечисленные выше протезы являются адаптивными только за счёт системы управления [2], что в свою очередь усложняет процесс обучения и использования данного устройства в повседневной жизни. Протезы, являющиеся

же адаптивными за счёт механики - Michelangelo hand и Sensor Hand (оба OttoBock), Soft Hand (qbrobotics) существенно уступают по своему функционалу и возможностям. Хотя Soft Hand не является протезом, но входит в группу антропоморфных адаптивных захватов, имеющих схожие массогабаритные показатели с рукой человека.

Также большинство современных протезов не обладают системами обратной связи (ОС) с пользователем, что значительно усложняет контроль силы схвата. Проанализированные виды обратных связей (вибротактильная, визуальная, электротактильная, тактильная и звуковая) могут оповещать человека о прикосновении к предмету и уровне силового воздействия, прикладываемого к нему [3]. При использовании ОС мы воздействуем на разные рецепторы и отделы головного мозга. Комбинируя сразу несколько видов ОС, мы получим мультимодальный человеко-машинный интерфейс, дающий общее улучшение результатов по управлению протезом, т. к. будем воздействовать на большее количество каналов связи с телом человека.

К тому же существует проблема скорости обучения человека пользованию протезом, что является немаловажным аспектом в период реабилитации и адаптации к протезу. В настоящее время разработано большое количество реабилитационных платформ на основе игр [4], [5]. Многие из них позволяют улучшить тонус мышц и привыкнуть к наличию протеза [6], [7]. Но данные платформы не предусматривают использование антропоморфного протеза, имеющего несколько хватных движений. Отработка движений со всем процессом настройки на таких платформах затруднена.

Целью работы является разработка роботизированного комплекса для протезирования кистей рук, представляющего собой кистевой протез, его систему управления с интегрированным МЧМИ и интерактивную цифровую модель протеза. Задачами разработки становятся – повышение функционала протеза, упрощение системы управления, увеличение скорости обучения и обеспечение пользователя сенсорной информацией.

Для упрощения конструкции количество степеней свободы каждого пальца было уменьшено с трёх до двух. Средняя и дистальная фаланга объединены в одну, угол между ними фиксирован на 20° . Следовательно, каждый палец содержит только две фаланги - проксимальную и дистальную. При проектировании конструкции протеза на каждый палец используется по одному электродвигателю с целью сохранения возможности воспроизводить различные жесты. Расположение исполнительных механизмов пальцев внутри корпуса ладони позволяет использовать более мощные электродвигатели, что увеличит крутящий момент в фалангах пальцев, а также даст возможность уменьшать габариты пальцев при разработке протезов меньших размеров. Также внутри пальцев остаётся больше пространства для возможности размещения в них датчиков для системы обратной связи. При разработке соблюдались требования по геометрическим размерам кисти человека - не более $200 \times 100 \times 50$ мм.

Исполнительный механизм (рис. 1) состоит из электродвигателя (1), ведущего зубчатого колеса (2), ведомого зубчатого колеса (3), червячного винта проксимальной фаланги (4), зубчатого шкива (5), фрикционной шайбы (6), ответного шкива дистальной фаланги (7), червячного винта дистальной фаланги (8).

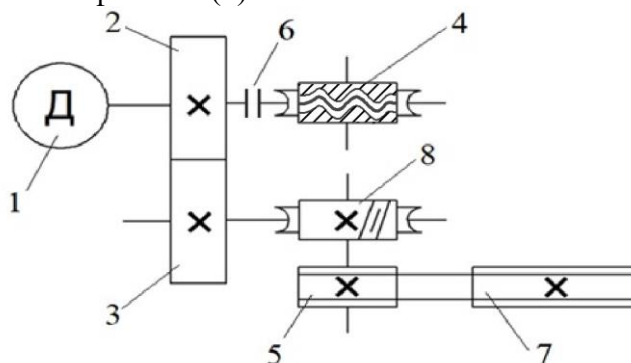


Рисунок 1. Кинематическая схема разработанного привода

Активирование движения пальцев происходит через комбинацию червячных, цилиндрических зубчатых передач и тросовой передачи. Механизмы проксимальной и дистальной фаланги связаны через цилиндрическую зубчатую передачу (2-3). Дистальная фаланга связана с зубчатым шкивом 5 через трос.

Во время нормальной работы электродвигатель 1 передаёт вращение в направлении против часовой стрелки и приводит в движение ведущее 2 и ведомое 3 зубчатые колеса, которые в свою очередь передают движение червячным винтам 7 и 8, вследствие чего палец начинает сгибаться. Ведомое зубчатое колесо 3 и червячный винт 8 склеены между собой. Червячный винт 7 имеет внутреннюю правостороннюю резьбу и связан с ведущим зубчатым колесом 2 через фрикционную шайбу 6, закреплённую на нём клеевым соединением. Также данное соединение имеет в своём составе “скрытый” элемент – установочный винт DIN 916 M4. Это соединение элементов является очень важным в данном механизме, так как оно обеспечивает Кулоновское трение, которое не даёт ведущему зубчатому колесу 2 прокручиваться относительно червячного винта 7, тем самым препятствует выкручиванию болта.

Изначально ведущее зубчатое колесо 2 и червячный винт 7 двигаются вместе (рис. 2-а). Когда проксимальная фаланга контактирует с какой-либо поверхностью или объектом (рис. 2-б) момент на червячном винте 7 превышает момент Кулоновского трения, в результате чего болт начинает выкручиваться из червячного винта 7 и проталкивает ведущее зубчатое колесо 2, скользящее по валу двигателя (рис. 2-в). Что позволяет продолжать передавать ведомому зубчатому колесу 3 и червяку дистальной фаланги 8, вращающее шкив 5, крутящий момент от электродвигателя 1. Вследствие чего дистальная фаланга продолжает своё движение и дальше захватывает объект, в то время как проксимальная фаланга остаётся заблокированной.

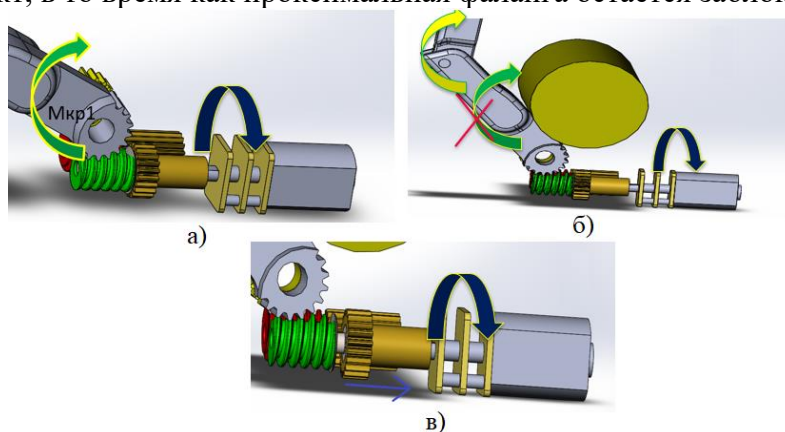


Рисунок 2. Работа адаптивного привода, а) сгибание проксимальной фаланги, б) момент соприкосновения проксимальной фаланги с объектом, в) движение зубчатого колеса по валу электродвигателя

3D модель конструкции разработанного протеза представлена на рис. 3.

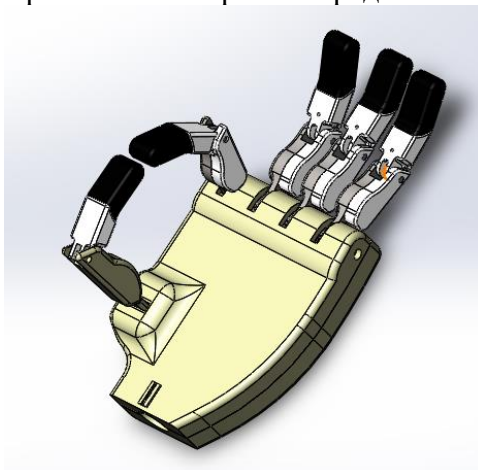


Рисунок 3. 3D модель кистевого протеза

Рассчитаем КПД адаптивного малоприводного механизма и скорости вращения червячного винта 4 и тросовой передачи зубчатого шкива 5, тем самым получим скорости вращения фаланг. Также рассчитаем моменты, развиваемые на шарнирах фаланг, и удерживающую силу на кончике пальца в начальном положении.

Частота вращения n_3 проксимальной фаланги:

$$n_3 = n_1 \frac{z_4}{z_3}; \quad (1)$$

где n_1 – частота вращения электродвигателя, z_4 – количество заходов червячного винта 4, z_3 – количество зубьев на шестерёнке проксимальной фаланги.

Частота вращения n_5 тросовой передачи зубчатого шкива:

$$n_5 = n_1 \frac{z_1 z_6 r_3}{z_2 z_5 r_4}; \quad (2)$$

где z_1 – количество зубьев на ведущем зубчатом колесе 2, z_2 – количество зубьев на ведомом зубчатом колесе 3, z_5 – количество зубьев зубчатого шкива 5, z_6 – количество заходов червячного винта 4.

Время открытия/закрытия кисти равно времени разгибания/сгибания механизма дистальной фаланги:

$$t_0 = \frac{60}{4n_5}; \quad (3)$$

КПД $\eta_{\text{мех}}$ механизма:

$$\eta_{\text{мех}} = \eta_1 \eta_2^2 \eta_3; \quad (4)$$

где η_1 – КПД цилиндрической передачи, η_2 – КПД зубчатой передачи, η_3 – КПД тросовой передачи.

Момент T_3 на колесе проксимальной фаланги:

$$T_3 = T_1 \frac{z_3}{z_4}; \quad (5)$$

где T_1 – момент электродвигателя.

Момент T_5 на дистальной фаланге:

$$T_5 = T_1 \frac{z_2 z_5 r_4}{z_1 z_6 r_3}; \quad (6)$$

Теперь рассчитаем удерживающее усилие на кончике дистальной фаланги. На эквивалентной кинематической схеме (рис. 4) изображены проксимальная и дистальная фаланги длиной L_1 и L_2 , моменты в шарнирах этих фаланг T_3 и T_5 , возникающие при этом силы F_1 и F_2 соответственно и удерживающая результирующая сила F_0 .

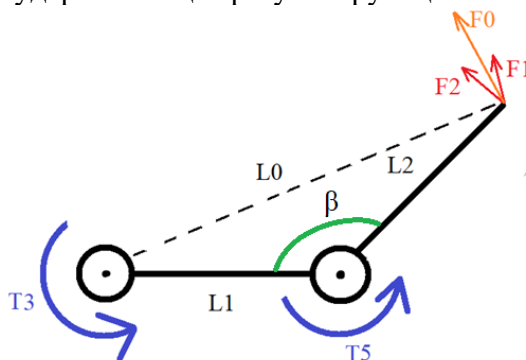


Рисунок 4. Эквивалентная кинематическая схема пальца

Составляющая сила F_1 рассчитывается по формуле:

$$F_1 = \frac{T_3}{L_0}; \quad (7)$$

где L_0 – общая длина пальца, рассчитываемая по формуле:

$$L_0^2 = L_1^2 + L_2^2 - 2L_1L_2 \cos\beta; \quad (8)$$

где $\cos\beta$ – угол между фалангами.

Составляющая сила F_2 рассчитывается по формуле:

$$F_2 = \frac{T_5}{L_2}; \quad (9)$$

Суммируя получившиеся силы F_1 и F_2 , получаем значение удерживающей силы F_0 . Данные, полученные при расчёте, представлены в таблице 1.

Таблица 1. Расчётные характеристики

Частота вращения ПФ, n_3	30 об/мин
Частота вращения ДФ, n_5	35.3 об/мин
Время закрытия/открытия, t_0	1.15 с
КПД механизма, $\eta_{мех}$	0.6
Удерживающее усилие, F_0	11.5 Н

Человек имеет всего 5 органов чувств, через которые воспринимает информацию от внешнего мира - глаза (зрение), уши (слух), язык (вкус), нос (обоняние) и кожа (осязание). Из перечисленных органов чувств для формирования МЧМИ подойдут только - глаза (зрение), уши (слух) и кожа (осязание). Для выбора необходимых ОС для включения их в МЧМИ обратим внимание на несколько параметров, а именно:

- потребление мощности;
- стоимость;
- массогабариты;
- простота восприятия;
- трудность реализации.

Сравним виды обратных связей.

Таблица 2. Сравнение видов ОС

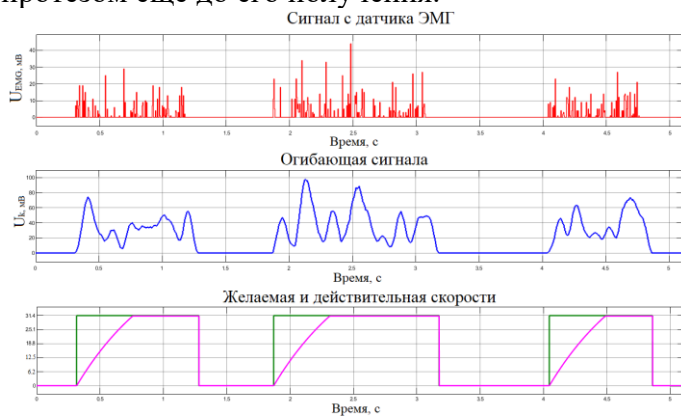
Вид ОС	Потр. Мощн.	Стоимость	Массогаб.	Восприятие	Реализация
Силовая	Выс	Выс	Выс	Хор	Прост
Электротакт.	Сред	Сред	Низ	Плох	Сред
Вибротакт.	Низ	Низ	Низ	Сред	Прост
Визуальная	Низ	Низ	Низ	Хор	Прост
Звуковая	Низ	Низ	Низ	Хор	Прост

Делая вывод о соответствии критериям, можно выбрать 3 вида ОС. Визуальная, звуковая и вибротактильная. Первые две будут воздействовать на органы зрения и слуха, а третья на орган осязания. ОС выполняется на основании показаний контрольных тензодатчиков датчиков усилия, которые передаются от блока управления кистевым протезом. Для визуальной связи выбран многосегментный светодиодный индикатор, для вибротактильной – миниатюрный вибромотор, для звуковой – пьезоэлектрический динамик. Сигнал с датчика усилия разбивается на 3 уровня – слабый 0-0.75 кг, средний 0.75-2 кг и высокий 2 и более кг. На первом уровне значений силового воздействия загораются первые элементы светодиодного индикатора и производится звуковой сигнал длительностью 0.5 секунды, сообщающего человеку о контакте с объектом или поверхностью. При повышении уровня силового воздействия сегменты на светодиодном индикаторе продолжают загораться один за другим. На втором уровне значений силового воздействия активируется вибромотор, начинающий работать в переменном режиме с частотой - 5 Гц. При достижении последнего - третьего уровня значений силового воздействия вибромотор включается в постоянный режим работы, а также при достижении максимального для датчика уровня силового воздействия загораются все сегменты светодиодного индикатора.

Тестирование разработанной системы управления и работы её алгоритмов производилось на интерактивной цифровой модели. При этом использовалась Arduino Mega 2560 с макетной платой и аппаратной частью и ЭМГ датчиками, расположенными на предплечье (рис.4-б) и регистрирующих сигналы в режиме реального времени. Интерактивная модель протеза разработана в программном пакете Matlab/Simulink, где реализована визуализация процесса управления протезом. Сигналы проходят через полосовой аппаратный фильтр 8-300 Гц и далее преобразуются в интерактивной цифровой модели для получения огибающей составляющей. На графиках (рис.4-а) также представлена схема работы системы

управления скоростью электродвигателя. На вход системы подается желаемая скорость, далее сигнал оцифровывается и подается на электродвигатель. Для непосредственного управления скоростью используется пропорциональный регулятор, коэффициент которого рассчитан по методу Циглера-Никольса.

В итоге пользователь видит на экране визуализацию работы алгоритмов системы управления протезом, саму 3D модель протеза и может учиться выполнять необходимые ему для жизни жесты. Также разработанная модель позволяет заранее обучаться пользованию протезом ещё до его получения.



а)



б)

Рисунок 4. а) Фильтрация и преобразование сигнала, б) Визуализация работы системы

В ходе работы был произведён литературный обзор существующих кистевых протезов, их конструкций и методов обратных связей, а также реабилитационных платформ. Разработана и описана конструкция адаптивных малоприводных исполнительных механизмов и кистевого протеза, проведены расчёты основных рабочих параметров. Разработана система управления с интегрированным мультимодальным человеко-машинным интерфейсом и интерактивная цифровая модель кистевого протеза, отражающая работу алгоритмов управления, позволяющая проходить предварительное обучение пациента эксплуатации протеза ещё до его получения, настраивать, корректировать и апробировать необходимые жесты.

Литература

1. Paul H. Chappel, Mechatronic Hands – Prosthetic and Robotic design // The Institution of Engineering and Technology, London, United Kingdom. – 2016. – 163 p.
2. Joseph T. Belter, Jacob L. Segil, Aaron M. Dollar, Richard F. Weir, Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review // Journal of Rehabilitation Research & Development. – 2013. – V.50. – P. 599-618.
3. Antfolk, C. On sensory feedback in hand prostheses. – Lund University, 2012. – 71p.
4. Виртуальная реабилитация [Электронный ресурс] / Виртуальная реабилитация // 2020. - Режим доступа: <https://euromed.ru/products/virtualnayareabilitatsiya-ortorent-virtual> (дата обращения: 30.05.2020).
5. Компания Моторика [Электронный ресурс] / Моторика // 2020. - Режим доступа: <https://motorica.org/virtualnaya-reabilitaciya-v-attilan> (дата обращения: 30.05.2020).
6. Prahm C, Vujaklija I, Kayali F, Purgathofer P, Aszmann OC. GameBased Rehabilitation for Myoelectric Prosthesis Control // JMIR Serious Games 2017;5(1) - e3.
7. Sveistrup, H. Motor rehabilitation using virtual reality // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 1, 10 - 2004.