

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОБЛЕМЫ ЗАХВАТА ПРЕДМЕТОВ СЛОЖНОЙ ФОРМЫ В ПРОТЕЗАХ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Авдейчиков Дмитрий Андреевич

Московский Государственный Технический Университет

им. Н.Э. Баумана

г. Москва

Аннотация

В данной статье рассматриваются методы решения проблемы захвата и удержания предметов современными биопротезами, разработанными для людей с ампутированными верхними конечностями. Автор приводит образцы технологий, созданные зарубежными инженерами-учеными.

Ключевые слова:

Введение

Слово «ампутация» происходит от латинского термина «amputare», означающего «вырезать» - это удаление конечности из-за травмы, медицинского заболевания или хирургического вмешательства, как мера, используемая для борьбы с такими воспалительными процессами в пораженной конечности как малигнизация или гангрена [1]. Обычно ампутации в верхних конечностях наблюдаются в таких ситуациях, как врожденный дефицит конечностей, дорожно-транспортные происшествия, пожар или поражение электрическим током, потеря руки в сельскохозяйственном оборудовании, ампутация в результате рака, диабета или травмы, укуса животных или рептилий, несчастных случаев на строительстве, и связанные с войной травмы наземных мин, обморожения и т.д. В специальной литературе различают две категории: ампутации у гражданских и военных лиц.

В связи с развитием индустриализации и отсутствием осведомленности работников о параметрах безопасности, особенно на технически сложных производствах, число случаев ампутаций продолжает расти. Эффект ампутации конечностей приводит к психическим травмам человека, связанными с отсутствием естественной части тела, потерей возможности заниматься деятельностью, выполняемой вручную и возможности трудоустройства, а также к физической зависимости от других членов семьи, страхом социальной разобщенности и проблемам со здоровьем. Медицинский протез представляет собой искусственную часть тела, созданную в рамках медицинской робототехники и призванную восстановить функциональную способность человека выполнять основные движения без помощи ручной поддержки. Протезы верхних конечностей актуальны как для тех, кто страдает потерей верхней конечности, приобретенной с рождения так и для тех, кто приобрел данное заболевание в виду полученной травмы.

При проектировании биопротезов необходимо учитывать различные формы изделий, с которыми человеку предстоит контактировать. Чтобы увеличить хватательные возможности биопротеза, команда дизайнеров часто жертвует его

косметической привлекательностью. Однако в то время, как одни пациенты желают получить устройство, наиболее аналогичное по своим механическим свойствам человеческой руке, другие, наоборот, отдают предпочтение физиологической составляющей. Косметический вид биопротеза эстетически приятен и похож на конечность, которую он должен заменить. Данное устройство может быть статически верным, но безжизненно, когда речь идет о движении. В связи с этими особенностями, замена конечности должна быть антропоморфной по форме, размеру и контуру.

В 2011 году Компания «BelterandDollar» рассмотрела рабочие характеристики часто используемых протезов и антропоморфных устройств. Первоначальное исследование было ограничено несколькими конкретными движениями, такими как захват двумя пальцами. Звенья были приведены в действие с помощью набора жгутов, которые контролировали функции открывания и закрывания звеньев (пальцев). Эти протезы были названы неавтоматизированными устройствами, контролируемые так называемыми «ремнями безопасности» [3]. Дальнейшее развитие возможностей протеза привело к его управлению с использованием электродвигателей и исполнительных механизмов, классифицированных как автоматизированные протезы рук.

Дальнейшее развитие индустрии биопротезирования продолжается в направлении всех аспектов важных для человека и которые необходимо учитывать при проектировании устройства. Одной из проблем в исполнительном механизме протеза руки во время операции сжатия является проскальзывания предметов. Особенно это проявляется при захвате предметов небольших размеров, имеющих сложную форму или при деформации формы предмета. Регулировка усилия сжатия на протезе выполняется путем подачи на исполнительный привод каждого пальца дискретного сигнала, который чаще всего формируется на основе одного из методов чтения информации, соответствующей данной функции. Это могут быть сигналы электромиографии, энцефалограммы, снятие вибрации поверхностных

слоев кожи и т.д. Однако ни один из этих методов не дает обратной связи кроме визуальной, что и приводит к такому явлению, как проскальзывание предметов сложной формы при их держании в кисти биопротеза. В 2017г. Китайскими учеными была представлена математическая и физическая модель с функцией профилактики проскальзывания предметов и контроля деформации бионического протеза кисти [1]. В начале 2019г стали активно развиваться методы получения обратной связи при помощи матрицы тактильных сенсоров, расположенных на внутренней стороне «ладони» протеза.

В данной статье остановимся подробнее на одном из возможных решений данной проблемы.

Например, команда инженеров-ученых MIT (Massachusetts Institute of Technology) под руководством Сабраниана Сандарама разработала недорогой в изготовлении образец, масштабируемой тактильной перчатки (STAG), охватывающей всю руку с 548 датчиками (рис.1) [2]. STAG может записывать тактильное видео с частотой кадров около 7,3 Гц, измеряя нормальные силы в диапазоне от 30 мН до 0,5 Н (при квантовании около 150 уровней и пиковом гистерезисе около 17,5%). Важно отметить, что устройство может быть изготовлено из недорогих материалов (около 10 долларов США).

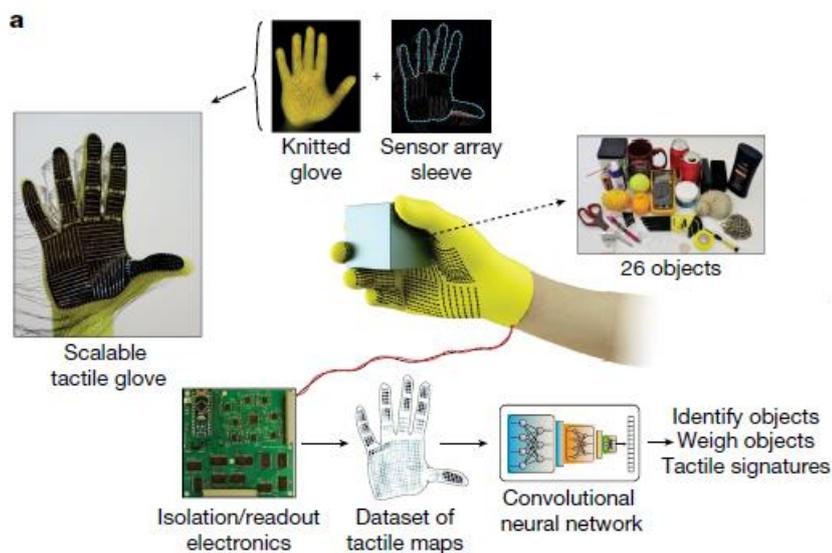


Рисунок 1. Принцип работы перчатки STAG

Основная технология STAG базируется на сходстве в базовых способов восприятия формы, так как известны зависимости между визуальным и тактильным доменами. Учеными MIT была выдвинута гипотеза, основанная на исследованиях зрительного восприятия (показывающих, что 32×32 пикселей хватает для распознавания сцен

визуальных данных), что аналогичное минимальное количество датчиков подходит для тактильного датчика. STAG состоит из массива 548 датчиков, прикрепленных поверх специальной вязаной перчатки. На рис.2. показано расположение 548 датчиков и 64 электродов.

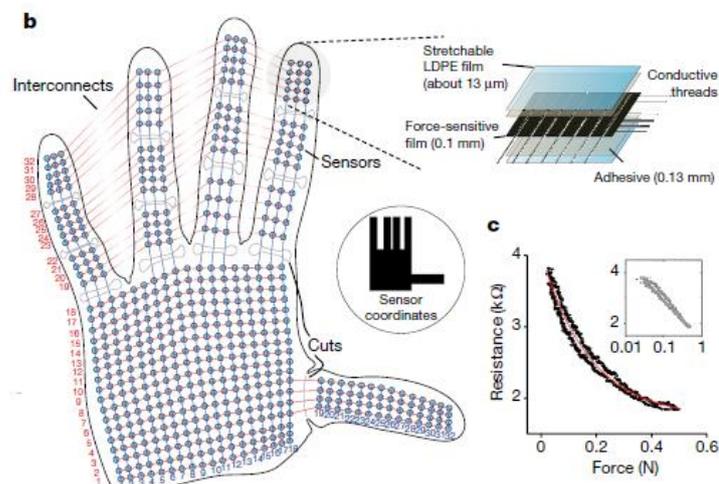


Рисунок 2. Карта сенсоров перчатки STAG [2]

Массив датчиков состоит из пленки (толщиной 0,1 мм), чувствительной к усилиям, к которой обращается сеть ортогональных проводящих каналов (0,34 мм). Эти каналы с каждой стороны, изолированы тонким слоем клея (0,13 мм) и полиэтиленовой пленкой низкой плотности около 13 мкм. Каждая точка перекрытия между ортогональными электродами чувствительна к нормальной силе, модулируя электрическое сопротивление через чувствительную пленку. Типичная силовая характеристика одного чувствительного элемента, полученная как сопротивление сквозной пленки, изменяется примерно от 4кОм (без нагрузки) до уровня ниже 2кОм (при нормальной нагрузке 0,5 Н). Чувствительные элементы демонстрируют

стабильное сопротивление до 60°C и становятся изолирующими при температуре выше 80°C.

Тактильная идентификация происходит на основе «слепков» текущей тактильной карты, в которых объекты соприкасаются с перчаткой. Основная работа выполняется посредством сверточно-нейронной сети (CNN). Идентифицируются объекты, используя отфильтрованные кадры (32 × 32) массива в координатах датчика. При этом используется технология ResNet-18, которая принимает N входных кадров. Точность идентификации повышается с увеличением количества входящих кадров и достигает максимальной производительности примерно с семью случайными входящими кадрами (рис. 3)

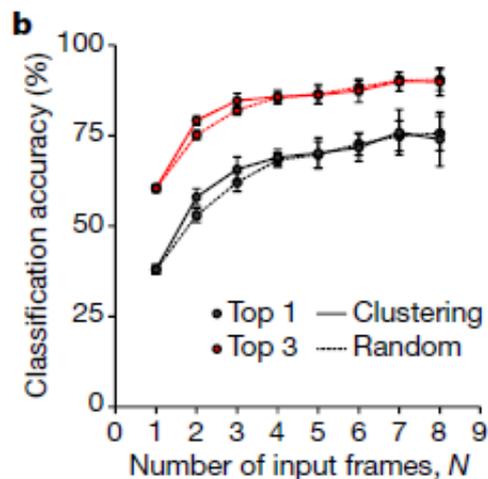


Рисунок 3. Связь точности идентификации с числом входящих кадров

Это вполне объяснимо, поскольку несколько контактов с объектом способствуют более точной его идентификации. На основе входящих кадров нейронная сеть после завершения процесса обучения способна весьма точно формировать выходящий вектор, отражающий форму контактного объекта. Необходимо отметить, что при условии удерживания объекта двумя и более несмежными областями ладони, используется вектор максимального градиента для формирования точной картины распределения усилий.

На основании вышесказанного можно с уверенностью судить о скором развитии медицинской робототехники, занимающейся созданием активных биопротезов различных типов, в том числе протезов верхних конечностей. Однако, несмотря на уже существующее многообразие конструкций, способов и систем управления, на современном этапе недостаточно изучена проблема

захвата и удержания предметов сложной формы фалангами протезов верхних конечностей. Существующие методы решения данной проблемы носят характер прототипов и пока не нашли широкого коммерческого применения на рынке медицинской техники.

Список литературы

Лагунова И.Г. Ампутационные культы конечностей // М.: Медгиз, 1950.

Sundaram, S., Kellnhofer, P., Li, Y. *et al.* Learning the signatures of the human grasp using a scalable tactile glove // Nature 569, 698–702, 2019, 29 мая.

Kulkarni, Tushar & Uddanwadiker, Rashmi. (2016). Overview: Mechanism and Control of a Prosthetic Arm. Molecular & cellular biomechanics // Molecular & cellular biomechanics: MCB .12(3), январь 2016.