

ПРИНЯТА РУКОПИСЬ

Надежный одновременный миоэлектрический контроль нескольких степеней Свобода в протезах запястья и скелетно-мышечной системы в реальном времени

Моделирование

Цитировать эту статью перед публикацией: Массимо Сартори и др., 2018 г., J. Neural Eng. в печати <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aae26b>

Версия рукописи: Принята рукопись

Принятая рукопись — это «версия статьи, принятая к публикации, включая все изменения, внесенные в результате процесса рецензирования, а также которая может также включать добавление к статье IOP Publishing заголовка, идентификатора статьи, титульного листа и /или «Принято»
Водяной знак рукописи, но за исключением любого другого редактирования, набора текста или других изменений, внесенных IOP Publishing и/или ее лицензиарами».

Данная принятая рукопись © IOP Publishing Ltd, 2018.

В течение периода эмбарго (12 месяцев с момента публикации версии записи этой статьи) Принятая рукопись полностью защищена авторским правом и не может быть повторно использована или перепечатана где-либо еще.

Поскольку версия записи этой статьи будет/была опубликована по подписке, эта принятая рукопись доступна для повторного использования по лицензии CC BY-NC-ND 3.0 после 12-месячного периода эмбарго.

После периода эмбарго каждому разрешено использовать копию и распространять эту статью только в некоммерческих целях при условии соблюдения всех условий лицензии <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0>

Несмотря на то, что были предприняты разумные усилия для получения всех необходимых разрешений от третьих лиц для включения их содержимого, защищенного авторским правом, в эту статью, их полная цитата и строка об авторских правах могут отсутствовать в этой принятой версии рукописи. Прежде чем использовать какой-либо контент из этой статьи, обратитесь к версии записи на IOPscience после публикации для получения полной информации о цитировании и авторских правах, поскольку, вероятно, потребуются разрешения. Весь контент третьих сторон полностью защищен авторскими правами, если иное специально не указано в подписи к рисунку в Версии записи.

Посмотреть [статью онлайн](#) для обновлений и улучшений.

1
2 1 Надежный одновременный миоэлектрический контроль нескольких степеней свободы в
3 2 Протезы запястья руки с помощью нейромышечно-скелетного моделирования в реальном времени
4 3
5 4
6 4 Массимо Сартори^{1,*}, Гийом Дюрандо¹, Страхинья Дошен², и Дарио Фарина³
7 5
8 6 ¹Кафедра биомеханической инженерии, Университет Твенте, НИДЕРЛАНДЫ
9 7 ² Департамент медицинских наук и технологий, медицинский факультет, Ольборгский университет, ДАНИЯ
10 8 ³Кафедра биоинженерии, Имперский колледж Лондона, ВЕЛИКОБРИТАНИЯ
11 9

13 10 *Адрес для переписки
14 11 Массимо Сартори, доктор философии.
15 12 Доцент
16 13 университетов Твенте
17 14 ТехМед Центр
18 15 инженерно-технологический факультет
19 16 Кафедра биомеханической инженерии
20 17, здание Хорстинг – комната W106 – а/я 217
21 18 7500 АЕ Энсхеде, Нидерланды
22 19 Электронная почта: m.sartori@utwente.nl
23 20

25 21 Ключевые слова: электромиография; моделирование на основе ЭМГ; мышечная сила; моделирование опорно-двигательного аппарата; миоэлектрический
26 протез 22; суставной момент; в режиме реального времени; трансрадиальный ампутант.

27 23 28 24 АННОТАЦИЯ

29 25 Цели: Роботизированные протезы конечностей обещают заменить механическую функцию утраченных биологических конечностей.
30 26 и восстановить способность людей с ампутированными конечностями передвигаться и взаимодействовать с окружающей средой.
31 Несмотря на недавние достижения в области 27 биосовместимых электродов, хирургических процедур и мехатроники, эффективность
32 нынешних решений сдерживается 28 отсутствием интуитивно понятных и надежных человеко-машинных интерфейсов. Подход: Эта 29
33 работа, основанная на разработках авторов, представляет собой биомиметический интерфейс, который синтезирует скелетно-мышечную
34 функцию 30 фантомной конечности человека, контролируруемую нейронными суррогатами, то есть нейронными активациями, полученными
35 с помощью электромиографии. Что касается 31 современных подходов, основанных на машинном обучении, наш метод использует явные
36 представления 32 опорно-двигательной системы, чтобы уменьшить пространство возможных решений при переводе электромиограмм в
37 33 команды управления протезом. Электромиограммы отображаются на механические силы, которые принадлежат 34 подпространствам,
38 содержащимся в более широком рабочем пространстве скелетно-мышечной системы человека. Результаты: 35 Наши результаты
39 показывают, что это ограничение делает подход применимым к реальным сценариям и устойчивым к
40 36 артефактам движения. Это связано с тем, что любая команда управления всегда должна существовать в пределах оперативного пространства
41 модели опорно-двигательного аппарата и, следовательно, быть физиологически правдоподобной. Этот подход оказался эффективным как для людей
42 с неповрежденными конечностями, так и для людей с трансрадиальной ампутированной конечностью, продемонстрировавших надежный онлайн-контроль
43 39 многофункциональных протезов для широкого спектра сложных задач. Значение: Разработка 40 и внедрение человеко-машинных
44 интерфейсов, которые учитывают нервно-мышечную систему человека 41, создают беспрецедентные возможности для понимания того, как
45 нарушенные нейромеханические процессы могут быть восстановлены 42 или заменены с помощью биомиметических носимых
46 вспомогательных технологий.

48 43
49 44
50 45
51 46
52 47
53 48
54 49
55 50
56 51
57 52

53 ВВЕДЕНИЕ

54 Точная и надежная расшифровка двигательной функции конечностей человека по записям основных

55 нервно-мышечная активность (т.е. электрофизиологические сигналы мозга, нервов или мышц) представляет собой сложный, долговременный процесс.

56 задача [1–3]. Эта задача является центральной для разработки парадигм управления для восстановления утраченной двигательной активности.

57 функционируют у людей с ограниченными возможностями. Несмотря на достижения в области электромиографии (ЭМГ) и хирургической

58 процедур, таких как целевая реиннервация мышц [4], миоэлектрические протезы до сих пор имеют ограниченное клиническое и

59 коммерческое воздействие [5], т.е. пиковые показатели отказа от протезов верхних конечностей составляют от 40% до 50% и

60 средние показатели около 25% среди пользователей [2].

61 Современные методы управления миоэлектрическими протезами основаны на машинном обучении, позволяющем распознавать образы и

62 линейные/нелинейные регрессии отображают ЭМГ в кинематику конечностей [6,7]. Однако нервно-мышечная система человека

63 скелетная система характеризуется наличием множества мышц, охватывающих один сустав. Следовательно, тот же сустав

64 вращение может быть вызвано различными паттернами ЭМГ, которые могут в дальнейшем различаться у разных людей.

65 состояний, поз рук или задач [8]. Функции отображения изучаются в конкретных условиях (т. е. при низкой силе).

66 задач или определенное положение рук) не обязательно распространяются на новые условия (т. е. задачи с высокой нагрузкой или

67 различных положений рук). Более того, отображение ЭМГ в кинематику не является прямым, как предполагалось в

68 схем машинного обучения, т.е. кинематика конечностей — это конечный результат работы опорно-двигательного аппарата, генерируемый

69 серий динамических преобразований (передаточных функций) в ответ на команды управления (ЭМГ). Для этого

70 причина, единая функция сопоставления между ЭМГ и угловым положением сустава (современный уровень техники).

71 подход) не всегда могут отразить сложность всех промежуточных нелинейных преобразований [2,9].

72 Основным препятствием для естественного миоэлектрического контроля искусственных конечностей является ограниченное понимание

73 биомеханических и нервно-мышечных механизма, управляющих биологическими суставами. Здесь мы предлагаем интерфейс

74 , который использует более широкую нейромеханическую информацию человека для управления устройством, а не только

75 основных электрофизиологических сигналов [1,10]. Мы записываем остаточные ЭМГ предплечья человека с трансрадиальной ампутацией.

76 человек и людей с неповрежденными конечностями извлекают основанные на ЭМГ особенности нейронной активации и одновременно управляют

77 предлагают индивидуальную скелетно-мышечную модель предплечья [11–14]. Это позволяет прогнозировать

78 результирующих механических моментов, приводящих в действие лучезапястные суставы и прописывающих их в режиме реального времени роботу

79 многофункциональный контроллер низкого уровня протеза.

80 Хотя недавние исследования продемонстрировали возможность использования моделей скелетно-мышечной системы с помощью ЭМГ.

81 в режиме реального времени во время динамических движений [15–17], онлайн-моделирование на основе ЭМГ никогда не разрабатывалось

1
2 82 и применяется для управления роботизированными конечностями с несколькими степенями свободы (DOF). В меру наших
3
4 83 знания, работа, представленная в этой рукописи, является первой демонстрацией основанного на моделях реального времени.
5
6 84 контроль миоэлектрического протеза у лиц с ампутированными конечностями.
7
8 85 В настоящее время предложены и протестированы формулировки моделирования на людях с неповрежденными конечностями в
9
10 86 изометрических состояний и примерно одного сустава ГРИП, т.е. сгибание-разгибание локтя [18]. Хотя в реальном времени
11
12 87 Недавно была предложена модель верхней конечности с двумя степенями свободы [19], которая управлялась не ЭМГ, а посредством
13
14 88 моделируемых сигналов. Упрощенная модель руки с сосредоточенными параметрами [20,21] недавно использовалась для расчета
15
16 89 углов сгибания/разгибания запястья и пястно-фаланговых суставов у человека с трансрадиальной ампутацией. Однако это не
17
18 90 демонстрируют возможность управления физическим протезом в режиме реального времени. То есть тесты включали в себя нефункциональные статические
19
20 91 представляет собой позу, в которой человек с ампутированной конечностью управляет виртуальным курсором для достижения заданных целей [20–22]. Это серьезное ограничение.
22
23 92 Без прямых доказательств физического контроля протеза невозможно оценить, является ли метод миоконтроля
24
25 93 может быть реально использован пользователем. Тесты, основанные на управлении виртуальным курсором, не учитывают
26
27 94 вес протеза, давление в лунке и взаимодействие протеза с реальными объектами, которые могут повлиять на ЭМГ.
28
29 95 качества, стабильности и представляют собой проблему для контроля. Тесты, включающие только статические позы, не учитывают
30
31 96 Нестационарность ЭМГ (из-за движения мышечных волокон относительно зон захвата электрода), что может
32
33 97 дополнительно влияют на эффективность управления. Более того, эти тесты не позволят понять, сообщаются ли
34
35 98 целевых значений времени достижения позволяют оперативно управлять физическим протезом во время выполнения функциональных задач.
36
37 99 Важно отметить, что современные методы, основанные на моделях, интегрируют динамические уравнения движения, чтобы прогнозировать
38
39 100 углов суставов по ЭМГ [19,20,23]. Как было показано ранее [23], задача численного интегрирования может
40
41 101 становится жестким, тем самым демонстрируя числовую нестабильность в прямом динамическом моделировании. В результате из-за
42
43 102 вычислительная нагрузка численного интегрирования, в основе упрощенных сосредоточенных формул лежат современные формулировки
44
45 103 модели скелетно-мышечной системы с уменьшенным набором степеней свободы, что ограничивает трансляцию более проксимальными ампутациями, т.е.
46
47 104 трансгумерально. Это основные элементы, препятствующие надежности существующих в настоящее время моделей, основанных на ЭМГ.
48
49 105, что может лежать в основе нынешней неспособности использовать моделирование скелетно-мышечной системы с помощью ЭМГ для реальных исследований.
50
51 106 контроль времени роботизированных конечностей.
52
53 107 Недавно авторы продемонстрировали способность создавать модели скелетно-мышечной системы на основе ЭМГ в реальном времени.
54
55 108 для онлайн-оценки суставных моментов около трех степеней свободы одновременно в нижней конечности человека [24].
56
57 109 На основе этой работы мы переводим и внедряем крупномасштабное и физиологически точное исследование, основанное на ЭМГ.
58
59 110 скелетно-мышечной модели [25] в новую парадигму миоэлектрического управления для многофункционального роботизированного запястья-
60

111 протез. В отличие от современных подходов, наш метод не интегрирует уравнения движения (рис. 112 1A). Мы предлагаем новую парадигму, в которой вместо числового интегратора используется физический протез. 113 [20], для преобразования моментов суставов, декодированных ЭМГ, в углы суставов (рис. 1B-C). Можно ли или нет 114 декодирует фантомные моменты суставов конечностей вместо углов суставов по остаточным мышечным ЭМГ и одновременно 115 контроль над физическим протезом представляет собой вопрос без ответа. Если возможно, это позволит быстро 116 моделирования крупномасштабных моделей опорно-двигательного аппарата и открыты для приложений, требующих контроля многих 117 степеней свободы, что особенно важно для людей, перенесших процедуры целевой реиннервации мышц. Здесь мы показываем, что предложенная нами парадигма устойчива к позам рук, обеспечивая при этом бесшовное запястье. 119 протезов контролирует широкий набор функционально значимых двигательных задач у человека с 120 трансрадиальных ампутаций. Мы обеспечиваем ощутимые результаты, демонстрирующие успешное использование новой модели, основанной на 121 парадигма в реальных сценариях управления миоэлектрическими протезами и реальных ситуациях с участием пациентов. 122 новый метод, который мы предлагаем, неизменно превосходил классический двухканальный контроль (представляющий собой 123 коммерческих эталонных тестов) во всех тестах, включая задачи с несколькими степенями свободы, а также задачи с одной степенями свободы, где Ожидается, что коммерческий тест 124 будет лучшим по производительности. Насколько нам известно, эти результаты 125 до сих пор не было достигнуто ни в одном исследовании.

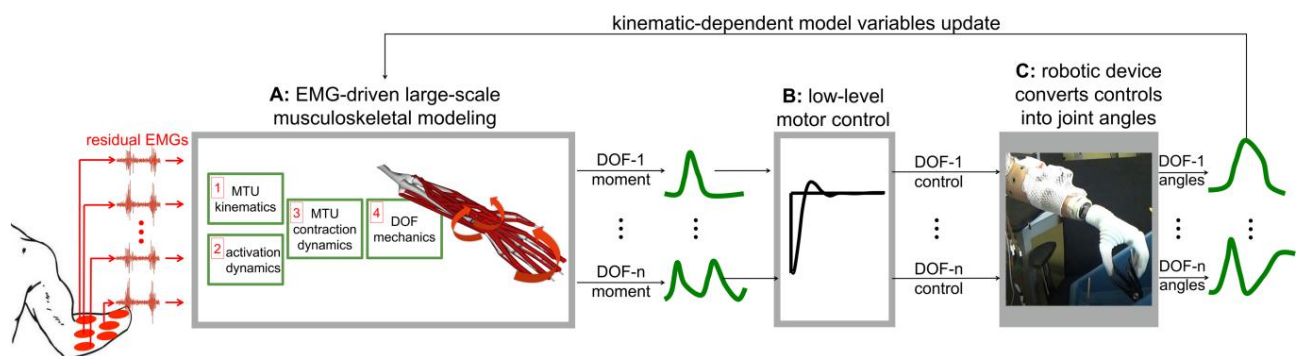


Рисунок 1. Схема управления миоэлектрическими роботизированными конечностями верхних конечностей на основе модели. (A) Масштабный, физиологически правильная скелетно-мышечная модель прогнозирует мышечные силы остаточных мышц предплечья, а также 129 результирующих суставных моментов, действующих на фантомную конечность человека с ампутированной конечностью. (B) Совместные оценки моментов преобразуются 130 в двигательные команды низкого уровня протеза. (C) Протез — это физическое устройство, преобразующее ЭМГ-предсказал объединенные силы в кинематике суставов, а не использовал численное интегрирование, как предлагалось ранее 132 . Это обеспечивает одновременное и пропорциональное управление несколькими степенями свободы (DOF) в режиме реального времени.

миоэлектрические роботизированные конечности.

1
2 135 МЕТОДОВ
3
4 136 Мы разработали формулировку моделирования для конкретного предмета (рис. 1–2), которая позволила оценить
5
6 137 скелетно-мышечная функция как у лиц с интактными конечностями, так и у людей с трансрадиальной ампутацией, контролируемая ЭМГ-
7
8 138 производных нейронных активаций. Мы продемонстрировали возможность использования полученного суставного момента на основе модели.
9
10 139 оценок для одновременного управления миоэлектрическим протезом в реальном времени по широкому набору инструментов.
11
12 140 задач на запястье. Схема предложенной нами структуры изображена на рисунках 1-2 и включает три основных
13
14 141 компонент, в том числе: скелетно-мышечная модель с ЭМГ-управлением (рис. 1А), низкоуровневый контроллер протеза (рис.
15
16 142 1Б-В) и калибровка модели (рис. 2). Разработан компонент модели опорно-двигательного аппарата, управляемый ЭМГ.
17
18 143 на основе предыдущих работ авторов [13–15,26–30], а также других групп [31–37].
19
20
21 144 Экспериментальные процедуры проводились для каждого отдельного испытуемого в течение двух дней подряд. В течение
22
23 145 В первый день скелетно-мышечная модель была масштабирована и откалибрована в соответствии с антропометрией каждого человека.
24
25 146 и способность генерировать силу. Во второй день была использована предметно-ориентированная модель для
26
27 147 онлайн-тестов контроля протезов в различных конфигурациях рук. Контрольные онлайн-тесты проводились без модели.
28
29 148 повторной калибровки и включало прямое сравнение с классическим двухканальным контрольным эталоном.
30
31 149 коммерческих тестов были выбраны потому, что они обеспечивают высочайшую надежность при управлении одинарными степенями свободы.
32
33 150 для всех конфигураций рычагов и, следовательно, представляет собой лучшее средство для сравнения с нашими
34
35 151 предложенный метод.
36
37
38 152 Во-первых, мы опишем, как данные о движении были собраны и обработаны для определения конкретных субъектов.
39
40 153 скелетно-мышечные модели, т.е. см. раздел «Запись и обработка данных». Во-вторых, мы описываем предлагаемые нами
41
42 154 компонента каркаса на основе моделей (см. «Модель скелетно-мышечной системы на основе ЭМГ», «Низкоуровневый протез»
43
44 155 разделов «Контроллер и калибровка модели»), а также коммуникационную структуру, обеспечивающую поток данных.
45
46 156 между усилителем ЭМГ, протезом конечности и модельным каркасом (см. Системная связь).
47
48 157 раздел «Структура»). В-третьих, мы описываем процедуры онлайн-тестирования протезов (см. Экспериментальная часть).
49
50 158 раздел «Тесты»).

51
52 159
53
54
55 160 Регистрация и обработка данных
56
57 161 Данные захвата движения были записаны (256 Гц) с использованием семикамерной системы (Qualisys, Гетеборг, Швеция,
58
59 162 256 Гц) и набор из 18 светоотражающих маркеров, помещенных на неповрежденную левую верхнюю конечность человека, остаточная
60
163 правая верхняя конечность, туловище и таз. Данные были записаны во время одной статической анатомической позы и использованы в J.

164 в сочетании с программным обеспечением с открытым исходным кодом OpenSim [38] для масштабирования общей модели верхних конечностей.

165 скелетно-мышечной геометрии [25,39] в соответствии с антропометрией субъекта. Геометрия скелетно-мышечной системы

Модель 166 имела шесть степеней свободы верхних конечностей, включая: подъем плеча, приведение-отведение плеча, локоть.

167 сгибание-разгибание, пронация-супинация предплечья, сгибание-разгибание запястья и проксимальные с первого по четвертый

168 сгибание-разгибание пястно-фаланговых суставов. Хотя модель охватывает все степени свободы и мышечно-сухожильные

В руке человека было 169 единиц (MTU) [25], использовалась только часть из них. В частности, это включало

Всего 170 из 12 MTU, охватывающих локтевые, лучезапястные и кистевые суставы (таблица I). В процессе масштабирования виртуальные

171 маркер был размещен на общей геометрической модели скелетно-мышечной системы в зависимости от положения

172 экспериментальных маркера из статической позы. Антропоморфные свойства модели, а также вставка MTU,

173 точки происхождения и переноса MTU в кость были линейно масштабированы на основе относительных расстояний между

174 экспериментальных и соответствующих им виртуальных маркеров[38].

ЭМГ измерялись (10 кГц) и АЦП преобразовывались с точностью до 12 бит с использованием 256-канального ЭМГ.

Усилитель 176 (OTBioelettronica, Турин, Италия). Для эксперимента использовалось всего восемь каналов, т.е. через восемь

177 пар одноразовых биполярных электродов (Ambu, Neuroline 720, DK). Электроды помещались в

178 соответствие восьми группам мышц верхних конечностей, включая: двуглавую мышцу плеча, круглый пронатор, разгибатель запястья.

179 лучевая мышца, локтевой разгибатель запястья, разгибатель пальцев, лучевой сгибатель запястья, локтевой сгибатель запястья, сгибатель

180 цифр. Размещение проводилось в соответствии с рекомендациями SENIAM с межэлектродным расстоянием 10 мм.

Расстояние 181 (измеряется от центра каждого электрода) [40]. Первоначально каждого человека просили выполнить максимальное

182 произвольных сокращения, сопровождающих сгибание-разгибание запястья, пронацию-супинацию предплечья и раскрытие кисти.

183 закрытие. ЭМГ подвергались высокочастотной фильтрации (30 Гц), двухполупериодному выпрямлению и низкочастотной фильтрации (6 Гц) с использованием

184 фильтр Баттерворта второго порядка. Полученные пиковые значения использовались для последующей ЭМГ.

185 нормализация в ходе экспериментальных испытаний миоконтроля в реальном времени. Все испытания проводились с использованием источника питания.

186 многофункциональных протезов запястья (Michelangelo Hand, Ottobock HealthCare GmbH, Дудерштадт, Германия)

187 с пронацией-супинацией запястья (WPS), сгибанием-разгибанием (WFE) и раскрытием-закрытием кисти (HOC).

188 моторов. Протез может производить два типа захвата; В настоящем исследовании использовался ладонный захват (HOC).

189 Кисть сенсоризирована встроенными датчиками положения и силы, измеряющими размер апертуры, поворот запястья.

Угол 190 и сила захвата. Команды руке и данные датчиков с руки передавались через

191 соединение Bluetooth или TCP/IP (100 Гц).

Таблица I. Сопоставление EMG с MTU. Сопоставление экспериментальных электромиограмм (ЭМГ) и

1

2 193 **моделируемые мышечно-сухожильные единицы (MTU)*:**

ЭМГ: бицепс, пронатор, плечо Терес	разгибатель	разгибатель	разгибатель	сгибатель	сгибатель	сгибатель
	Карпи радиалис	Карпи Ульнарис	Дигиторум	Карпи радиалис	Карпи Ульнарис	Дигиторум
MTU BIClong, ПТ, ВИСкороткий ПҚ	ЕКРЛ, ЕЦББ	ЭБУ EDC		ФКР ФКУ ФДС,		ФДПМ

3

4

5

6

7

8

9 194 * Названия мышечно-сухожильных единиц: длинная головка двуглавой мышцы плеча (BIClong) и короткая головка (BICshort), длинный

10 лучевой разгибатель запястья 195 (ECRL), короткий лучевой разгибатель запястья (ECRB), локтевой разгибатель запястья (ECU),

11 общий разгибатель 196 пальцев (EDC).), лучевой сгибатель запястья (FCR), локтевой сгибатель запястья (FCU), поверхностный

12 сгибатель пальцев 197 (FDS), глубокий сгибатель пальцев (FDPM), квадратный пронатор (PQ) и круглый пронатор (PT).

13 198

14

15 199 Модель скелетно-мышечной системы, управляемая ЭМГ

16

17 200 Наша предлагаемая система моделирования на основе ЭМГ (рис. 1) получает в качестве входных данных: (1) ЭМГ от человека с ампутированной конечностью.

18

19

20 201 культя остаточной конечности и (2) суставные углы протеза. Эта информация используется для расчета механических моментов.

21

22 202 , предназначенный для приведения в действие фантомной конечности человека с ампутированной конечностью и запястья человека с неповрежденной конечностью. ЭМГ-

23

24 203 Формула моделирования скелетно-мышечной системы состоит из четырех основных компонентов [13,26,27,41]. Нейронный _

25

26 204 компонент активации (рис. 1A.1) преобразует EMG в специфичную для MTU активацию с использованием второго порядка

27

28 205 модель сокращения мышц и нелинейная передаточная функция [13,30,41]. Восемь каналов ЭМГ были сопоставлены с

29

30 206 12 MTU, как указано в Таблице I. Компонент кинематики MTU (рис. 2A.2) синтезирует пути MTU.

31

32 207 , определенных в геометрической модели конкретного предмета, в набор многомерных кубических В-сплайнов, специфичных для MTU.

33

34 208 Каждый В-сплайн вычисляет кинематику MTU (т. е. длину MTU и плечи момента) как функцию входных данных.

35

36 209 суставных углов протеза [27]. Компонент динамики MTU (рис. 2A.3) решает динамическое равновесие.

37

38 210 между мышечными волокнами и сухожилиями серии при производстве силы MTU. В нем задействованы мышцы типа Хилла.

39

40

41 211 Модель с соотношениями активация-сила-длина-скорость, определяемыми длиной MTU и нейронными активациями

42

43 212 от двух предыдущих компонентов [13,42]. Компонент механики суставов (рис. 1A.4) передает MTU

44

45 213 сил на уровень скелетных суставов с использованием моментных рычагов MTU. Это позволяет рассчитывать совместные моменты [13].

46

47 214 В отличие от современных методов, эта процедура не требует прямого интегрирования уравнений

48

49 215 движений и осуществляется в режиме реального времени с использованием физиологически правильной крупномасштабной модели опорно-двигательного аппарата, т.е.

50

51 216 Необходимость упрощения моделируемой скелетно-мышечной структуры [11].

52

53 217

54

55 218 Контроллер низкого уровня протеза

56

57

58 219 Суставные моменты, предсказанные моделью на основе ЭМГ, впоследствии преобразуются в низкоуровневые значения протеза.

59

60 220 команд управления (рис. 1Б). Сначала они нормализуются по амплитуде, обрабатываются пороговым образом и назначаются

221 ГРИП протеза индивидуально (рис. 1В). Встроенный в протез контроллер низкого уровня получает входные данные.

222 управляет суставами протеза и вращает их с профилем скорости, пропорциональным декодированному суставу.

223 момент. Угловая кинематика глубины резкости протеза напрямую модулируется в зависимости от входной команды.

224 амплитуды. Движение протеза, возникающее в результате этих команд, передается в модель, управляемую ЭМГ.

225 MTU кинематический компонент (рис. 1А.2) и используется для обновления кинематико-зависимого состояния в

226 скелетно-мышечная модель. Сюда входит угловое положение скелетной глубины резкости, а также MTU, зависящее от угла глубины резкости.

227, точки крепления MTU к кости и моментные рычаги MTU.

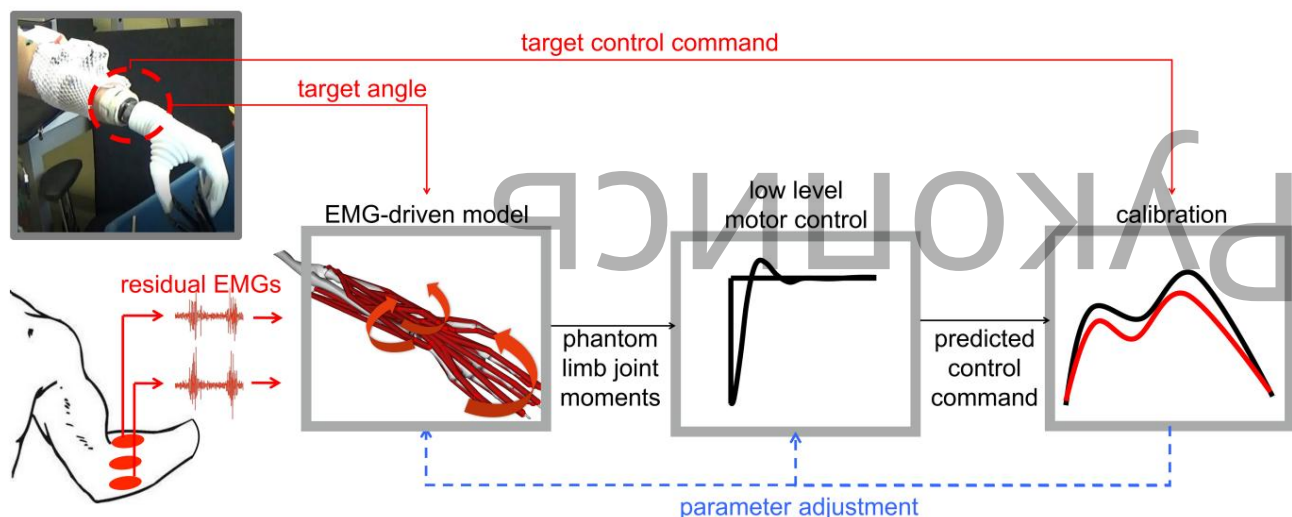


Рисунок 2. Процедура калибровки модели. Контроллер на основе модели, управляемый ЭМГ, откалиброван в реальном времени.

230 с использованием команд управления моторикой суставов протеза. Во время калибровки человека с ампутированной конечностью просят имитировать предварительную

231 определенное движение, выполняемое протезами с использованием собственной фантомной конечности. Внутренняя модель на основе ЭМГ

232 параметра неоднократно уточняются в рамках процедуры оптимизации методом наименьших квадратов, так что несоответствие

233 между прогнозируемыми командами глубины резкости протеза, управляемыми ЭМГ, и командами, создаваемыми протезом.

234 предопределенных командных ввода сведены к минимуму.

Калибровка модели

237 Во время калибровки человека с ампутированной конечностью инструктируют активировать мышцы культи, имитируя предварительное

238 определенных движений, выполняемых протезами с использованием собственной фантомной конечности (рис. 2). Предварительно определенные протезы

239 движений для имитации включают в себя перемещение по всему диапазону движений вокруг каждой выбранной глубины резкости с постоянной

240 скоростью. Заранее определенные движения включали: сгибание-разгибание запястья, пронацию-супинацию предплечья и кисть.

241 открытие-закрытие. При этом алгоритм калибровки получает три входных сигнала: ЭМГ от

242 остаточная конечность человека с ампутированной конечностью, углы ГРИП протеза, а также команды управления ГРИП протеза J.

243 (нормированные скорости), определяющие целевые углы глубины резкости. Калибровочный компонент (рис. 2) идентифицирует

244 количество специфичных для людей с ампутированными конечностями параметров скелетно-мышечной системы, которые нелинейно различаются у разных людей из-за

245 анатомо-физиологических различий. К ним относятся: время активации/деактивации сокращения мышц.

246 констант, коэффициент нелинейности ЭМГ-активации, оптимальная длина мышечного волокна, длина провисания сухожилий и

247 мышц максимальная изометрическая сила. Исходные номинальные параметры неоднократно уточняются в рамках наименьших

Процедура оптимизации на 248 квадратов, так что несоответствие между прогнозируемым протезом, основанным на ЭМГ,

249 команд глубины резкости и команд, применяемых к протезу (предустановленные нормированные скорости), сведены к минимуму.

250 Калибровка выполняется в автономном режиме с использованием предварительно записанных данных. Это позволяет калибровать как односторонние, так и двусторонние

251 человек с ампутированными конечностями, поскольку субъект зеркально отражает движение протеза фантомной конечностью (вместо

252, отражающее контралатеральную здоровую конечность, как в [20]).

253

254 Структура системной коммуникации

255 Вся система моделирования в реальном времени (т.е. модель и калибровка на основе ЭМГ, рис. 1-2) работала на

256 с двухъядерным процессором (2,60 ГГц) и 16 ГБ оперативной памяти. На основе нашей недавней работы [24]

257 мы разработали два программных подключаемых модуля, которые обеспечивают прямое соединение TCP/IP между устройствами реального времени.

258 каркас моделирования и внешние устройства. Первый подключаемый модуль обеспечивал прямое TCP/IP-соединение с

259 внешний усилитель ЭМГ. Он записывал необработанные ЭМГ и обрабатывал их, как описано в разделе «Данные».

260 Секция регистрации и обработки. Второй подключаемый модуль обеспечивает прямое TCP/IP-соединение с

261 протез конечности. Он обработал оценки моментов запястья и руки на основе модели ЭМГ, чтобы получить

262 низкоуровневые команды управления протезом, т.е. см. раздел «Низкоуровневый контроллер протеза».

263 Таблица II. Описание исследуемых предметов. Субъекты с неповрежденными конечностями обозначаются как IL1-3. Трансрадиальный

264 человека с ампутированными конечностями обозначены как TR1.

	Возраст (Годы)	Масса (Кг)	Высота (см)	Секс	Количество используемых электродов	Ампутация Уровень	Годы после ампутации	Протез <small>использовать</small>
IL1	34	68	183	Мужской	8	-	-	-
IL2	26	73	177	Мужской	8	-	-	-
IL3	40	73	176	Мужской	8	-	-	-
TR1	50	75	168	Мужской	8	Трансрадиальный	30	Скелетно-мышечный

265

266 Экспериментальных испытаний

267 Эксперименты проводились в соответствии с Хельсинкской декларацией. Университетский медицинский центр

268 Этический комитет Геттингена одобрил все экспериментальные процедуры (Ethikkommission der

269 Universitätsmedizin Göttingen, номер разрешения 22.04.16). Три человека с неповрежденными конечностями (IL1-3) и один человек с трансрадиальными ампутированными конечностями (TR1, Таблица II) вызвались участвовать в этом исследовании после предоставления подписанной информации.

271 бланк согласия. Ампутация у человека TR1 произошла в результате травматического повреждения на 20-м году жизни (Таблица II).

272 Остаточная культя оценивалась в 15 см при измерении от самой дистальной точки культи до латеральной части локтевого сустава.

273 надмыщелка. Индивид TR1 регулярно пользуется протезами, в настоящее время оснащен миоконтролируемыми протезами.

274 (Микеланджело Хэнд, OttoBock HealthCare, GmbH) и двухканальная схема прямого контроля ЭМГ.

275, использованных в наших тестах. Ни у одного из субъектов не было нервно-мышечных расстройств или аномалий, отличных от перечисленных. Предметы

276 выполнили три серии задач, включая: достижение виртуальной цели, прищепку и функциональные тесты. Все тесты

277 операций были выполнены без применения силовой обратной связи к человеку с ампутированной конечностью.

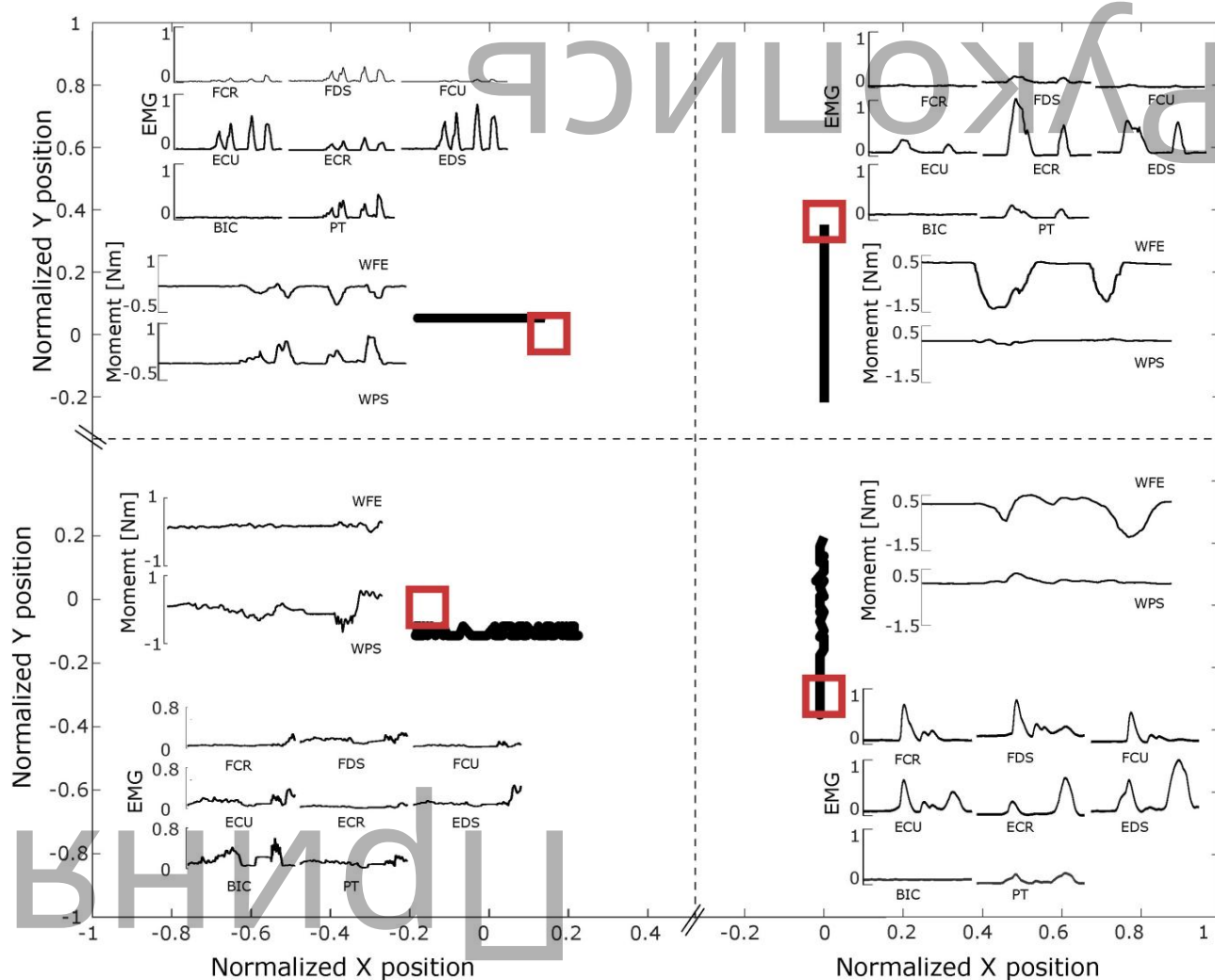


Рисунок 3. Тесты достижения вертикальной и горизонтальной цели, описанные для человека с трансрадиальной ампутацией (TR1). Четыре репрезентативные целевые позиции, которых необходимо достичь, обозначены красными квадратными курсорами. Целевое рабочее пространство охватывало интервал [-1, 1] в нормализованных единицах как по вертикали, так и по горизонтали, где -1 и 1 соответствовали полной пронации/сгибанию и супинации/разгибанию протеза. Вертикальные цели

1
2 283 достигается путем управления протезом сгибанием-разгибанием запястья (WFE) со степенью свободы (DOF).
3
4 284 Горизонтальные цели достигаются с помощью операционного протеза предплечья пронации-супинации (WPS) DOF. Каждый
5
6 285 мишень представлена вместе с лежащими в ее основе электромиограммами (ЭМГ), записанными с остаточного предплечья.
7
8 286 мышц, в том числе: лучевой сгибатель/разгибатель запястья (FCR/ECR), локтевой сгибатель/разгибатель запястья (FCU/ECU),
9
10 287 поверхностный сгибатель/разгибатель пальцев (FDS/EDS), круглый пронатор (PT) и двуглавая мышца плеча (BIC).
11
12 288 Кроме того, изображены результирующие моменты глубины резкости, предсказанные на степенях свободы фантомной конечности WFE и WPS:
13
14 289 т.е. см. черные кривые в каждом квадранте. ЭМГ изображаются в виде безразмерных кривых, а моменты –
15
16
17 290 представлены в Нм.

19 291

20

21 292

22

23

24

25

26

27

28

29

30

31

32

33

34

35

36

37

38

39

40

41

42

43

44

45

46

47

48

49

50

51

52

53

54

55

56

57

58

59 293

60

Квадрант

Квадрант

Квадрант

Легенда:

□ Цель

— Представительное испытание 1

— Представительное испытание 2

— Представительное испытание 3

Рисунок 4. Тесты достижения диагональной цели, описанные для человека с трансрадиальной ампутацией (TR1). Результаты

По каждому из четырех квадрантов поступило 295 сообщений. См. фильм 1, где представлен наглядный пример выполнения задач квадранта 3. Три репрезентативных целей в каждом квадранте изображены в виде курсоров квадратной формы. Каждая цель достигается из 297 то же исходное положение, т.е. сгибание запястья и пронация предплечья равны нулю (нейтральное положение руки).

298 целевое рабочее пространство охватывало интервал $[-1, 1]$ в нормализованных единицах в вертикальном и горизонтальном направлениях, где 299 -1 и 1 соответствовали полной пронации/сгибанию и супинации/разгибанию протеза. Каждая цель 300 достигается за счет одновременного управления двумя степенями свободы (DOF). В каждом квадранте каждая цель 301 представлено вместе с основными электромиограммами (ЭМГ), записанными из остаточных мышц предплечья.

302 в том числе: лучевой сгибатель/разгибатель запястья (FCR/ECR), локтевой сгибатель/разгибатель запястья (FCU/ECU), 303 поверхностный сгибатель/разгибатель пальцев (FDS/EDS), круглый пронатор (PT) и двуглавая мышца плеча (BIC).

304 Кроме того, результирующие моменты глубины резкости, предсказанные при сгибании-разгибании запястья фантомной конечности (WFE) и 305 изображены 305 степеней свободы пронации-супинации предплечья (WPS), т.е. см. черные кривые в каждом квадранте. Во всех 306 квадрантов и целей, вертикальные и горизонтальные направления достигаются за счет управления WFE и WPS.

307 соответственно. ЭМГ изображаются в виде безразмерных кривых, а моменты (крутящие моменты) представлены в Нм.

308

309 задач по достижению виртуальной цели

310 Во время выполнения задач по достижению виртуальной цели испытуемые сидели перед монитором, и их просили расположить 311 себя на стуле так, чтобы правая рука могла свободно двигаться в любом направлении. Монитор предоставлен 312 визуальная обратная связь в виде шарообразного курсора, отображающего сгибание-разгибание и разгибание запястья протеза.

313 состояние кинематики пронации-супинации. Испытуемым было предложено перемещать курсор в форме шара, чтобы достичь нужной точки.

314 цель квадратной формы, удерживая курсор внутри цели более 1 секунды. И курсор, и 315 цель переместилась в декартово пространство. Вертикальные перемещения курсора осуществлялись за счет приведения в действие протеза.

316 сгибание-разгибание запястья посредством соответствующих мышечных сокращений. Сгибание и разгибание перемещали курсор внутрь.

317 отрицательные и положительные вертикальные направления соответственно. Аналогично, горизонтальные перемещения курсора были 318 осуществляется путем приведения в действие пронации-супинации запястья протеза ГРИП. Пронация и супинация смещены.

319 курсор в отрицательном и положительном горизонтальном направлениях соответственно. Нейтральное положение протеза 320 соответствовало нахождению курсора в декартовом пространстве. Во время всех задач миоэлектрический протез 321 располагался рядом с объектом.

1
2 322 Рабочая область охватывала интервал [-1, 1] в нормализованных единицах по вертикали и горизонтали.
3
4 323 , где -1 и 1 соответствовали полной пронации/сгибанию и супинации/разгибанию протеза.
5
6 324 диапазон движений запястья протеза составлял [-150, 150] и [-75, 50] градусов для пронации/супинации и
7
8 325 сгибаний/разгибаний соответственно. Задачи выполнялись с переменным расстоянием перемещения в диапазоне от 0,35
9
10 326 и 0,7 нормализованных единиц и с постоянным целевым размером 0,2 на 0,2 нормализованных единиц. Целями были
11
12 327 с центрами по координатам ($\pm 0,25$, $\pm 0,25$), ($\pm 0,25$, $\pm 0,5$), ($\pm 0,5$, $\pm 0,25$) и ($\pm 0,5$, $\pm 0,5$), где знаки
13
14 328 координаты определялись по проверяемому квадранту. Субъект выполнил две серии тестов.
15
16
17 329 Первая серия испытаний подтвердила устойчивость системы к артефактам движения рук. Испытуемые должны были
18
19 330 человек неоднократно открывают и закрывают правые биологические или фантомные руки в такт акустическому метрономическому сигналу, т.е.
20
21 331 50 ударов в секунду, 10 повторных открываний и закрываний рук. Испытуемым было предложено приложить 10 % усилий.
22
23 332 их максимальная сила открытия/закрытия.
24
25 333 Вторая серия тестов подтвердила способность системы обеспечивать индивидуальное управление WFE и WPS.
26
27 334 как последовательно, так и одновременно. Испытуемым требовалось выполнить ряд тестов на достижение результатов. Каждый
28
29 Тест 335 требовал достижения восьми целей, случайно расположенных на:
30
31 336 • Только вертикальная ось, т.е. миоэлектрический контроль глубины резкости протеза WFE.
32
33 337 • Только горизонтальная ось, т.е. миоэлектрический контроль глубины резкости протеза WPS.
34
35 338 • Декартово пространство четырех квадрантов с использованием последовательного управления степенями свободы WFE и WPS протеза.
36
37 339 • В декартовом пространстве четыре квадранта соответственно, т.е. верхний левый, нижний левый, верхний правый, нижний правый. Каждый
38
39 340 квадрант требовал одновременного и пропорционального контроля степеней свободы WFE и WPS протеза.
40
41 341 Важно отметить, что во всех тестах испытуемые могли активировать ГРИП одновременно, но в горизонтальном,
42
43 342 вертикальных и последовательных заданиях, им было приказано использовать одну глубину резкости одновременно. Целью этих испытаний было
44
45 343 оценить избирательность управления и количество перекрестных помех между командными сигналами (нежелательные
46
47 344 активация). Каждая серия испытаний повторялась с правой рукой в трех различных положениях, включая: полностью
48
49 345 разогнутый локоть, согнутый на 90 градусов локоть, согнутый на 90 градусов локоть и отведенное плечо на 90 градусов. Рука
50
51 346 поз контролировались с помощью инерциальных измерительных приборов (XSens, Энскеде, Нидерланды), размещенных в
52
53 347 соответствие анатомических ориентиров, в том числе: правый акромион, латеральный отдел плечевой кости, предплечье.
54
55 348 боковой отсек. Более того, каждый тест проводился как с использованием предложенной нами системы на основе модели, так и с использованием
56
57 349
58
59
60

349, а также классическую коммерческую систему управления. Целью было сравнить эффективность нового метода.

350 по сравнению с коммерческим эталоном.

351

352 Задача прищепки

353 Во время задания с прищепкой испытуемые носили протез, который был прикреплен к их предплечьям. Для

у 354 трудоспособных пациентов протез соединяли с изготовленной по индивидуальному заказу шиной, которую затем привязывали к

355 предплечье. Для субъекта с ампутированной конечностью протез устанавливался в изготовленное на заказ гнездо (как в реальной жизни).

Приложение 356). Они стояли перед платформой для подготовки к тесту с прищепкой. Эти задания проверяли способность

357 точно контролирует WPS и НОС одновременно и пропорционально при выполнении функционально важных задач. Каждый

358 испытаний проводили как с использованием предложенной нами системы, основанной на моделях, так и с использованием классического коммерческого контроля.

359 система. Испытуемые выполнили две серии тестов. Первая серия испытаний заключалась в захвате 12 штифтов, расположенных на

360 горизонтальных полос и размещение их на вертикальной полосе. Каждая тройка штифтов имеет различную жесткость, следовательно,

361 необходимы захваты с разным уровнем силы. Этот тест был разработан таким образом, что испытуемому необходимо было активировать WPS.

362, а также НОС пропорционально (для модуляции силы) и одновременно (для активации нескольких степеней свободы).

363 Вторая серия испытаний была разновидностью первой. Это включало выполнение задачи по прищепке с помощью булавок.

364 оснащен изготовленным на заказ контактным датчиком и светодиодом. Когда штифт полностью закрылся, датчик активировал

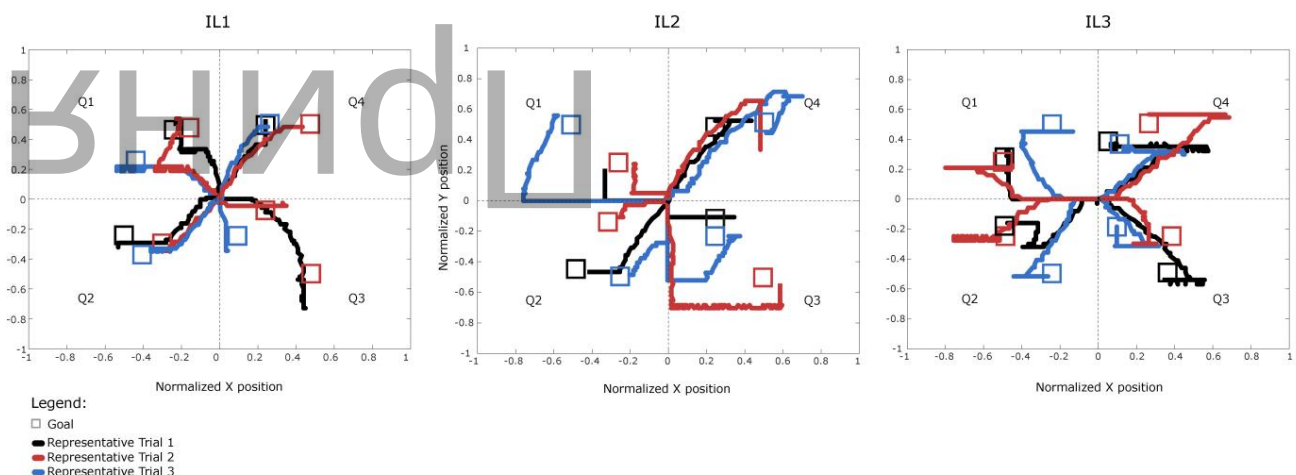
365 светодиод, указывающий, что приложенная сила захвата слишком велика, тем самым «сломая» «предмет». Цель состоит в том, чтобы

366 захватывает пять штифтов, каждый из которых имеет разную жесткость, одновременно точно настраивая силу захвата, чтобы

367 всегда держит его ниже заранее определенного порога. Точнее, испытуемым нужно было приложить достаточную силу, чтобы

368 раскрываем штифт и снимаем его со штанги, но при этом усилие должно быть ниже «ломающего»

369 порог штыря. Таким образом, каждый штифт соответствовал целевому окну силы захвата.



1
2 371 Рисунок 5. Тесты достижения диагональной цели, зарегистрированные для трех человек с неповрежденными конечностями (IL1-3). Три
3
4 372 репрезентативных цели на каждый квадрант (Q1-Q4) изображены в виде курсоров квадратной формы. Каждая цель достигнута
5
6 373 из того же исходного положения, т.е. ноль градусов сгибания запястья и пронации предплечья (рука нейтральная).
7
8 374 позиция). Целевое рабочее пространство охватывало интервал [-1, 1] в нормализованных единицах по вертикали и горизонтали.
9
10 375 направлений, где -1 и 1 соответствовали полной пронации/сгибанию и супинации/разгибанию протеза.
11
12 376 Каждая цель достигается путем одновременного контроля двух степеней свободы (DOF). По всем квадрантам
13
14 377 и целевых показателей, вертикальное и горизонтальное направления достигаются путем управления WFE и WPS соответственно. Также
15
16 378 см. фильм 1, где представлен наглядный пример выполнения задач третьего квартала.
17
18 379
19
20 380 функциональных задач
21
22 381 Во время выполнения функциональных задач каждый испытуемый носил протез и стоял перед полкой. Эти задачи
23
24 382 проверили способность системы надежно и интуитивно выполнять реальные функции. Задачи были
25
26 383 , выполнено исключительно с использованием предложенной нами системы, основанной на моделях. Испытуемые выполнили три серии тестирования.
27
28 384 сначала представляла собой задачу поворота блока [43], включающую последовательность тонких управляющих действий, в том числе: захват узкой
29
30 385 деревянный брусок, положенный на высокую опору, повернув его на 90 градусов, поставив обратно на полку, снова взявшись за
31
32 386 , повернув его на 90 градусов и вернув блок в исходное положение.
33
34
35 387 Второй включал в себя захват различных предметов, от небольших по размеру и весу до крупных и крупных размеров.
36
37 Вес 388 : включая яйцо и большую бутылку (1,5 л). Это исследовало надежность системы при работе с тяжелыми
38
39 389 предметов или сохранять точную силу захвата при работе с деликатными предметами (например, яйцами).
40
41 390 Третий оценивал устойчивость системы к артефактам движения ЭМГ. Речь шла о механическом
42
43 391 возмущение в проводной системе ЭМГ, вызывающее движение кабеля. Это позволило оценить, является ли протез
44
45 392 может быть непреднамеренно активирован (из-за шума, вызванного движением), и может ли пользователь по-прежнему активно
46
47 393 управляют протезом в условиях повышенного шума.
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

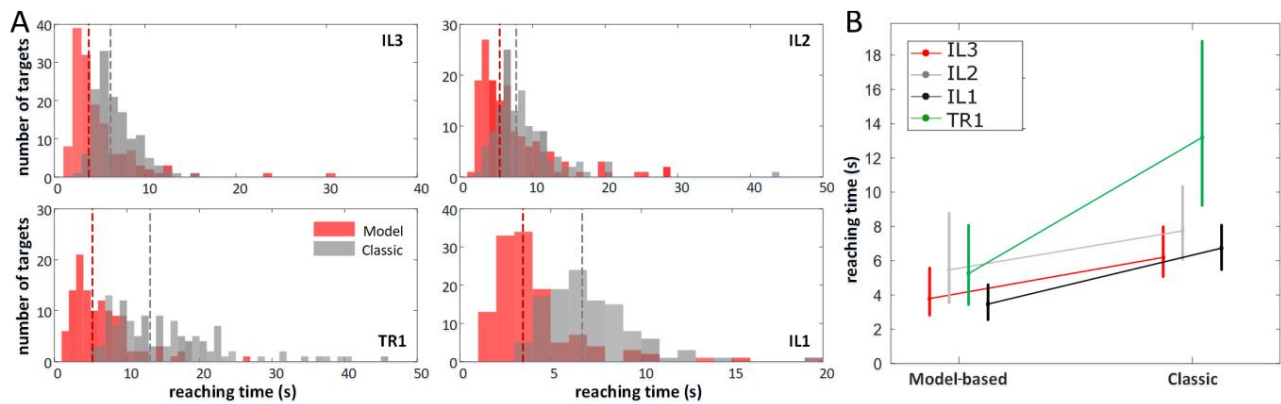


Рисунок 6. Скоростные характеристики во время теста на достижение диагональной цели, зарегистрированные для трансрадиального человека с ампутированными конечностями (TR1) и три человека с неповрежденными конечностями (IL1-3). (А) Гистограммы сообщают распределение времени достижения по всем целям для каждого субъекта индивидуально, т.е. TR1 и IL1-3. Вертикальные пунктирных линий обозначают среднее время достижения. (В) Графики показывают медиану (шаровой маркер) и межквартильный размах (вертикальная линия) времени потребовалось для достижения всех целей, согласно отчетам по конкретным предметам. Цели в каждом квадрантов и условий были выполнены с использованием предложенного нами подхода на основе модели (модели), а также как классическая коммерчески доступная система (классика).

Численный анализ

Мы количественно оценили производительность вычислений в реальном времени, основанную на нашей модели, используя метрики.

включая: среднее время расчета, стандартное отклонение, медиану и измеренный интерквартильный размах 1-3 -го числа.

по всем кадрам моделирования по всем предметам и задачам. 90% доверительный интервал был оценен для нашего

предложили время расчета системы с использованием теоремы Чебышева, т. е. ожидаемый интервал = среднее \pm

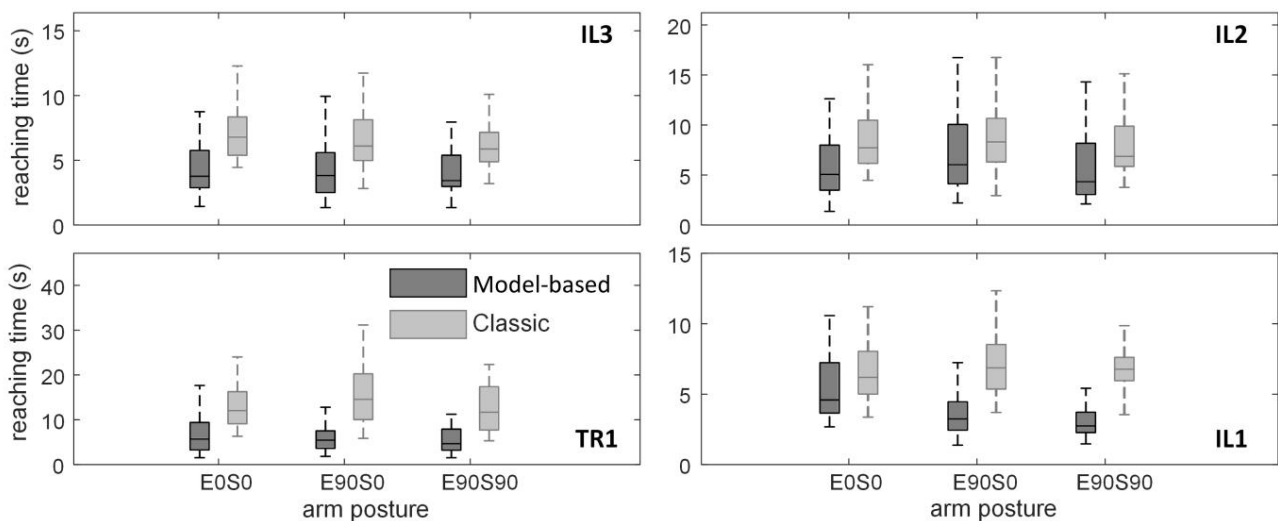
3,16-стандарт. Это можно применять без каких-либо предположений о нормальности распределения времени вычислений. Путь

сходство между траекторией достижения и кратчайшим путем рассчитывалось с использованием коэффициента детерминации

(R^2), квадрат коэффициента корреляции момента произведения Пирсона. Во всех решающих задачах имеем

определил среднее и стандартное отклонение времени достижения цели. Мера результата в

Задача 412 прищепок заключалась в количестве булавок, передаваемых в минуту.



413

414 Рисунок 7. Скоростные показатели в зависимости от положения руки, зарегистрированные для человека с трансрадиальной ампутированной конечностью (TR1)

415 и для трех человек с неповрежденными конечностями (IL1-3). Графики показывают медиану (горизонтальную линию), интерквартиль

416 (окно) и общие максимальные/минимальные значения (вертикальные пунктирные линии) времени, необходимого для достижения диагональных целей, как

417 функция конфигурации рук: локоть/плечо 0 градусов (E0S0)), локоть согнут на 90 градусов, плечо 0

418 градусов (E90S0), локоть согнут на 90 градусов, плечо отведено на 90 градусов, рука сомкнута (E90S90). Цели в

419 каждый квадрант и условие были выполнены с использованием предложенного нами подхода на основе модели (модель-

420), а также классическая коммерчески доступная система (классика).

421

422 РЕЗУЛЬТАТОВ

423 Предложенная нами модель скелетно-мышечной системы в реальном времени успешно преобразовала сигналы ЭМГ от восьми предплечий.

424 группы мышц в механические силы, производимые 12 мышечно-сухожильными единицами или MTU (таблица I), и в

425 результирующих ЭМГ-зависимых суставных моментов в большом наборе движений запястья и руки (рис. 1A). ЭМГ-

426 оценок момента сустава на основе управляемой модели были преобразованы в команды управления протезом (рис. 1B),

427, что привело к естественному перемещению протеза без необходимости явного контроля углового положения.

428 движение протеза, возникающее в результате этих команд, напрямую использовалось для обновления кинематически-зависимой

429 в скелетно-мышечной модели (рис. 1C).

430 Результаты показали, что предложенная нами парадигма обеспечивает точный и надежный контроль протеза WFE и

431 WPS для большого набора задач, выполняемых в различных конфигурациях рук (рис. 3-7, фильм 1).

432 Более того, результаты показали способность естественного контроля WPS и HOC во время функционально значимых

433 теста с прищепками (рис. 8, видеоролики 2-3) и тесты на манипулирование предметами (фильмы 4-7). Эти испытания прошли

1
2 434 динамических движения культи-протеза, позволяющие проверить устойчивость к нестационарностям ЭМГ (из-за относительной
3
4 435 между мышечными волокнами и электродами) и точность контроля в области силы. По всем предметам,
5
6 Калибровка модели 436 (рис. 2) всегда выполнялась за несколько дней до контроля протеза в реальном времени.
7
8 437 экспериментов. Это послужило доказательством способности структуры сохранять параметр, специфичный для конкретного предмета.
9
10 438 согласованность во временных масштабах, т.е. модель должна была быть установлена один раз для всех для каждого субъекта. Предметы
11
12 439 управляли протезом в ходе трех серий задач, включая: достижение виртуальной цели, прищепку и
13
14 440 функциональных задач. В этом разделе представлены количественные результаты, а также расчетное время расчета.
15
16 441 по всем сериям задач. Напоминаем об этом разделе, три особи с неповрежденными конечностями будут отнесены к 17
17
18 442 как IL1, IL2 и IL3 соответственно. Человек с трансрадиальной ампутированной конечностью будет обозначаться как TR1, как указано в Таблице II.
19
20 443
21
22
23 444 задачи по достижению виртуальной цели
24
25 445 Задачи по достижению виртуальных целей проверяли, позволяет ли предложенная структура субъектам контролировать
26
27 446 протезов WFE и WPS индивидуально, последовательно, а также одновременно. Испытуемые сидели перед
28
29 447 , и им было дано указание перемещать виртуальный курсор в форме шара, чтобы достичь цели квадратной формы и удерживать ее.
30
31 448 курсор внутри цели на ~1 секунду. Перемещение курсора осуществлялось за счет приведения в действие протеза.
32
33 449 степеней свободы WFE и WPS за счет сокращений мышц предплечья. Поскольку известно, что положение рук сильно влияет на
34
35 450 современных декодеров [2], мы количественно оценили устойчивость нашей системы к конфигурации постановки на охрану, т.е.
36
37 451 каждый тест был повторен с правой рукой в трех положениях: (а) полностью выпрямленный локоть, (б) согнутый на 90 градусов.
38
39 452 локоть и (с) согнутый на 90 градусов локоть и отведенное на 90 градусов плечо.
40
41
42 453 В ходе виртуальных задач по достижению целей испытуемые достигли в общей сложности 672 целей, т.е. по 168 целей на каждого испытуемого.
43
44 В среднем 454 . Первые три серии испытаний подтвердили точность индивидуального управления WFE и WPS.
45
46 455 (т. е. первая и вторая серии, см. раздел «Методы»), а также последовательно (т. е. третья серия, см. «Методы»).
47
48 Раздел 456) для достижения вертикально и/или горизонтально отображаемых целей. Важно отметить, что во всех трех сериях
49
50 Система 457 всегда допускала одновременный контроль глубины резкости, но испытуемым было дано указание активировать степени свободы.
51
52 458 индивидуально, проверяя тем самым возможность избирательного управления. На рис. 3 показано вертикальное и горизонтальное вытягивание.
53
54 Для TR1 зарегистрировано 459 траекторий (т.е. индивидуальное управление глубиной резкости), а также зарегистрированные ЭМГ и расчетные WFE.
55
56 460 и моменты WPS, управляющие движением протеза. Испытуемые всегда достигали целей, используя линейные
57
58 461 траектория, что позволяет успешно управлять одной степенью свободы одновременно с высокой точностью. Сходство путей было
59
60 462 всегда достигается с $R^2 > 0,98$ для всех целей и субъектов. Особи с интактными конечностями и трансрадиальные J. Neural
Eng. M. Сартори, Г. В. Дурандау, С. Дошен, Д. Фарина. Модельное управление миоэлектрическим протезом. Страница 18 из 33

1
2 463 человека с ампутированными конечностями достигли всех целей за сопоставимое время (медиана\интерквартильный диапазон) в течение индивидуального и
3
4 464 последовательных ГРИП (две ГРИП, управляемые последовательно) задачи управления: 2,2\1,6с (индивидуальные) и 4,6\3,1с
5
6 465 (последовательный) для IL1-3, тогда как 2,3\1,6 с (индивидуально) и 7,1\5,1 с (последовательно) для TR1.
7
8 466 Четвертая серия тестов подтвердила способность системы обеспечивать одновременное управление WFE и WPS.
9
10 467 Фильм 1 демонстрирует предлагаемую модельную структуру, работающую в режиме реального времени для управления протезом.
11
12 468 от IL1, отображающий модель скелетно-мышечной системы, записанные ЭМГ и оцененные моменты запястья. Фильм
13
14 469 также показано одновременное управление шарообразным курсором для достижения различных диагональных целей (см.
15
16 470 пользовательский интерфейс на внешнем экране). Обратите внимание, что диагональные траектории курсора напрямую соответствуют
17
18 471 протез одновременного срабатывания WPS и WFE. На рис. 4 дополнительно изображены диагональные траектории достижения.
19
20 472 зарегистрировано для TR1 вместе с записанными ЭМГ и оценочными моментами WFE и WPS, приводящими в движение протез.
21
22 473 движение. На рис. 4 показано сильно связанное производство моментов WFE и WPS, лежащих в основе одновременного действия.
23
24 474 контроль степеней свободы протеза. Модели генерации моментов существенно отличались во время последовательных
25
26 475 задач DOF (рис. 3), т.е. уменьшена степень связи моментов WFE и WPS. На рис. 5 изображен представитель
27
28 476 диагональных траекторий достижения для всех людей с неповрежденными конечностями. На рисунках 4 и 5 также показано, что все испытуемые были
29
30 477 способен создавать диагональные траектории. Более того, каждый человек проявлял способность генерировать оптимальные
31
32 478 диагональных траекторий в определенных квадрантах. TR1 был особенно способен генерировать диагональные траектории.
33
34 479 в квадрантах 1, 3 и 4. IL1 и IL3 были способны генерировать диагональные траектории во всех квадрантах.
35
36 480 , тогда как IL2 в квадрантах 2 и 4.
37
38 481 Лица с неповрежденными конечностями и люди с трансрадиальной ампутацией достигли всех целей за сопоставимое время.
39
40 482 (медиана\интерквартильный размах), т.е. 3,8\2,8с для IL1-3 и 5,3\4,7с для TR1. Каждый человек достиг цели
41
42 483 с существенно меньшими затратами времени при использовании предложенной нами модели, основанной на модели (на основе модели), чем при использовании
43
44 484 классическая серийно выпускаемая двухканальная схема последовательного управления на основе совместного сжатия (классика). Инжир
45
46 485 6A и 6B соответственно сообщают о распределении и медианном/интерквартильном диапазоне времени достижения по всем
47
48 486 задач по предметному признаку. По всем субъектам были достигнуты целевые показатели квадранта 1 (медиана\интерквартиль
49
50 487) за 3,4\2,9 с (в зависимости от модели) и 6,2\3,4 с (классика). Цели квадранта 2 были достигнуты за 4,1\3,4 с (модель-
51
52 на базе 488) и 5,9\2,6с (классика). Цели квадранта 3 были достигнуты за 3,4\2,2 с (на основе модели) и 7,4\3,7 с.
53
54 489 (классический). Цели квадранта 4 были достигнуты за 4,2\3,9 с (на основе модели) и 5,8\2,4 с (классически).
55
56
57 490 Важно отметить, что эффективность предложенного модельного подхода сохранилась во всех группах.
58
59
60 491 поза. На рис. 7 показано время достижения результатов при разных положениях рук и конкретно для каждого испытуемого. Это показывает наш

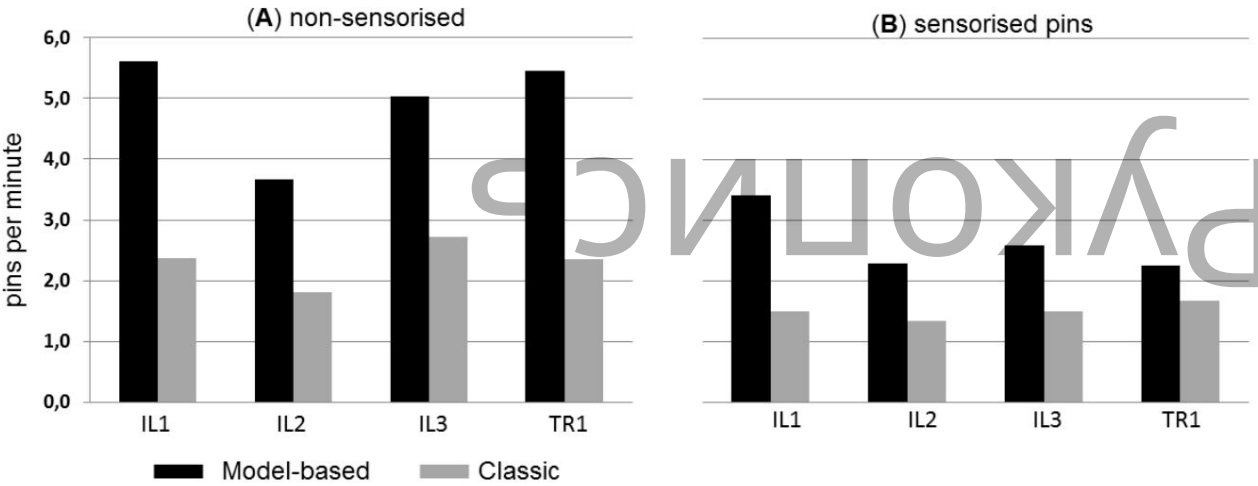


Рисунок 8. Скоростные характеристики во время теста с прищепкой. Производительность оценивается по количеству правильно выбранной и размещенной прищепки в минуту (ppm) как с использованием предложенной нами системы (на основе модели), так и коммерчески доступная система (классическая). Результаты представлены для трех человек с неповрежденными конечностями (IL1-3). человека и один человек с трансрадиальной ампутацией (TR1). Также обратитесь к Таблице II. (А) Результаты представлены для несенсорного штифта. (В) Результативность оценивается по количеству правильно выбранных сенсорных прищепок без срабатывание датчика освещенности.

Задача прищепки

Задача с прищепкой подтвердила способность точно контролировать WPS и НОС одновременно и пропорционально функционально значимым задачам. Испытуемые выполнили две серии тестов с разными булавками.

510 видов. Субъекты выбрали в общей сложности 48 несенсорных булавок (т.е. по 12 иголок на каждого субъекта) и в общей сложности 20 сенсорных булавок.

511 контактов (т.е. 5 контактов на предмет).

Первая серия тестов (Видео 2, рис. 8А) включала в себя взятие и размещение несенсорных булавок (см.

Раздел «Методы»). Как сообщалось ранее [44], штифты были расположены в четыре тройки разной жесткости.

1
2 514 Результаты показали, что как люди с неповрежденными конечностями, так и люди с ампутированными конечностями могут контролировать протез WPS и НОС.
3
4 515 одновременно, генерируя естественные движения. Это позволило людям пройти тест с
5
6 516 средняя скорость $5,24 \pm 0,9$ игл в минуту (стр./мин) с использованием предложенной модели, основанной на модели. В этом
7
8 Скоростные показатели 517 человек с ампутированными конечностями ($5,5 \pm 0,4$ rpm) были сопоставимы с таковыми у субъекта IL1 ($5,6 \pm 0,7$ rpm) и выше.
9
10 518 , чем у субъектов IL2 ($3,67 \pm 0,5$ rpm) и IL3 ($5,03 \pm 0,6$ rpm). Каждый человек выполнил тест с
11
12
13 519 существенно лучшие характеристики, чем при использовании коммерчески доступной схемы последовательного управления.
14
15 520 на основе совместного сокращения (рис. 8A) [9]. Для классической схемы управления средние скоростные показатели составили
16
17 521 $2,3 \pm 0,4$ rpm и варьировались от $1,8 \pm 0,1$ rpm (субъект IL2) до $2,7 \pm 0,2$ rpm (субъект IL3).
18
19 522 Вторая серия (Фильм 3, рис. 8B) включала сбор и размещение сенсорных булавок, оснащенных
20
21 523 контактных датчика индивидуального изготовления. Датчик зарегистрировал, когда штифт был захвачен с силой, превышающей
22
23 524 предустановленных порога. Об этом свидетельствовало включение светодиода, сигнализирующего о том, что субъекту предстоит
24
25 525 «сломал» захваченный объект в реальном мире. Как и в первой серии, подложку тестировали пятью штырьками разного диаметра.
26
27 жесткость 526 , как сообщалось ранее (см. раздел «Материалы и методы») [44]. Целью было подобрать каждую булавку, пока
28
29 527 точно контролирует силу захвата, чтобы открыть штифт настолько, чтобы снять его с стержня, но без
30
31
32 528 с применением чрезмерных усилий, что может привести к срабатыванию датчика освещенности. Целевые окна принудительно
33
34 529 перемещение каждого штифта составило 7–15 % (желтые штифты в фильмах 2–3), 13–23 % (красные штифты в фильмах 2–3), 23–32 % (зеленые штифты в фильмах 2–3).
35
36 530 штифтов в фильмах 2–3) и 35–43% (черные штифты в фильмах 2–3) максимальной силы протеза. Полученные результаты
37
38 531 выявили способность каждого человека точно контролировать силу захвата протеза, одновременно
39
40 532, контролирующий вращение руки. В фильме 3 показана способность человека с ампутированной конечностью захватывать сенсорные булавки с помощью
41
42 533 соответствующий уровень силы, точно сохраняя необходимый уровень силы во время пронации запястья протеза.
43
44 534 супинация, следовательно, без нежелательных активаций, т. е. без перекрестных помех между степенями свободы. Физические лица завершили
45
46 535 сенсорных прищепок со средней скоростью $2,7 \pm 0,4$ игло в минуту (rpm) с использованием предложенной модели-
47
48 Платформа на основе 536 (рис. 9). При этом скоростные показатели человека с ампутированной конечностью ($2,25 \pm 0,1$ промилле) были сопоставимы с таковыми
49
50 537 субъектов с неповрежденными конечностями IL2 ($2,28 \pm 0,2$ rpm) IL3 ($2,58 \pm 0,2$ rpm), тогда как IL1 ($3,4 \pm 0,2$ rpm) показал лучший результат
51
52
53 538 производительность. Как и в первом тесте, каждый человек завершил тест с лучшими показателями, чем когда
54
55 539 они использовали коммерчески доступную схему последовательного управления, основанную на совместном сокращении (рис. 9) [9]. Для
56
57 540 классическая схема управления, средняя скорость составляла $1,5 \pm 0,13$ rpm и колебалась в пределах 1,3 rpm (испытываемый
58
59 541 IL2) и 1,6 м.д. (субъект TR1).
60
542

543 Функциональные задачи

544 Функциональные задачи подтвердили способность системы надежно и интуитивно выполнять реальные функции.

545 и проводились только с предложенной модельной схемой управления. Результаты сообщаются в виде

546 большой репертуар видео. При этом человек с трансрадиальной ампутированной конечностью мог успешно выполнять задачи, связанные с тонкой

547 управляющих действий (Фильмы 4-5), а также манипулирование различными объектами (Фильмы 6-7). Точные управляющие действия

548 отображаются в фильме 4, показывая, что TR1 выполняет задачу поворота блока, включающую точный контроль НОС и WPS.

549 степеней свободы в точном позиционировании узкого деревянного бруска, находящегося в равновесии на деревянной полке. Фильм 5 показов

550 TR1 точно контролирует силу глубины резкости НОС для захвата яйца. В фильме показана способность хватания TR1.

551 обеспечивает точный контроль силы при вращении протеза запястья, не разбивая яйцо. Стоит подчеркнуть, что это

552 задание было выполнено без силовой обратной связи с человеком с ампутированной конечностью. Фильм 7 показывает, как мы предложили

553 Система 553 была прозрачна для механически вызванных артефактов движения ЭМГ, предотвращая непреднамеренное

554 активации степеней свободы протеза, т.е. за счет возникающего шума. Примечательно, что предлагаемая система всегда позволяла

555 человек с ампутированными конечностями добровольно контролируют протезирование в условиях сильного загрязнения артефактами движения. Наконец,

556 Система 556 оказалась устойчивой к высокودинамичным движениям, включая захват и манипулирование тяжелыми предметами.

557 предметов (например, бутылка с водой объемом 1,5 л, фильм 7), задача, которая была бы сложной для современных неинвазивных методов.

558 миоэлектрических систем из-за основных изменений в паттернах ЭМГ в ответ на вес объекта [2,9,11].

559

560 Расчетное время

561 По всем предметам и тестам предложенная система генерировала команды управления протезом со средней

562 скорости 35 ± 11 мс. Сюда входит общая чистая задержка от записи ЭМГ до окончательного срабатывания протеза. В

563 При этом 90% команд управления, выдаваемых за один временной интервал, были сгенерированы в течение 55 мс. Это хорошо

564 в пределах воспринимаемой человеком задержки двигательного выполнения [45,46].

565

566 ОБСУЖДЕНИЕ

567 Мы представили парадигму человеко-машинного взаимодействия, в которой полная информация, извлеченная из

568 сложная нервно-мышечная система человека (т.е. от нервно-мышечной активации до скелетных суставов).

569 механика) используется для управления роботизированным многофункциональным протезом конечности. Мы протестировали эту парадигму на трех

570 человек с неповрежденными конечностями и один человек с трансрадиальной ампутированной конечностью во время выполнения ряда задач, включающих контроль в реальном времени.

1
2 571 физического протеза. Результаты показали, что производительность и возможности управления превосходят состояние
3
4 572 арт-неинвазивных подхода миоконтроля.
5
6 573 Предложенный нами нейромеханический интерфейс устраняет основное ограничение современных декодеров, т.е.
7
8 574 неспособность синтезировать механизмы, которые нервно-мышечная система использует для управления
9
10 575 биологических суставов. Современные консолидированные подходы к контролю протезов конечностей основаны на
11
12 576 машинное обучение для создания единой функции сопоставления между ЭМГ и кинематикой суставов. В этом
13
14 В контексте 577 в настоящее время существуют коммерческие системы, основанные на распознавании образов (например, Coapt LLC), которые показали
15
16 578 важное клиническое применение [47,48]. Более того, недавние методы, основанные на регрессии, показали уровень устойчивости.
17
18 579 к шуму [49]. Однако современные подходы к машинному обучению по-прежнему чувствительны к электродам.
19
20
21 580 , а также отсутствие устойчивости к положениям рук, что обеспечивает чувствительные парадигмы управления.
22
23 581 к внешним условиям. 24

25 582 Мы предлагаем альтернативную идею, основанную на декодере на основе биомиметической модели, то есть вычислительной модели.
26
27 583 , который явно синтезирует динамику опорно-двигательного аппарата, контролируруемую нейронными суррогатами,
28
29 584 , т.е. сигналы активации мышц, полученные на основе ЭМГ (рис. 1). Хотя онлайн-моделирование ранее использовалось в
30
31 585 протезов нижних конечностей [50] и роботизированных экзоскелетов [51,52], наше исследование предлагает парадигму, которая никогда не
32
33 586 человек представлены для онлайн-контроля миоэлектрических протезов у пациентов с трансрадиальной ампутацией. Записи ЭМГ предплечья
34
35 587 используется для создания физиологически правильных моделей опорно-двигательного аппарата человека в режиме реального времени.
36
37 588 , а не регрессировать «до конца» углов суставов. Это обеспечивает совершенно новый подход к декодированию.
38
39
40 589 человек с ампутированными конечностями проверяют функцию фантомных конечностей и одновременно управляют протезами верхних конечностей. Эта модель основана
41
42 590 биомиметический подход впервые позволил расшифровать механическую фантомную конечность трансрадиального человека с ампутированной конечностью.
43
44 591 момент (рис. 3-4) и одновременное имитирование биологической функции запястья в протезах конечностей в режиме реального времени.
45
46 592 (Фильмы 1-7). Можно ли надежно расшифровать моменты суставов по ЭМГ остаточных мышц человека
47
48 593 для надежного управления протезом запястья представляет собой научный вопрос без ответа, на который эта работа
49
50 594 адресовано напрямую. В нашей парадигме протез — это физическое устройство, преобразующее сустав, предсказанный ЭМГ, в
51
52 595 моментов в углы суставов, что устраняет необходимость численного интегрирования динамических уравнений
53
54 596 ходатайств. Это отличается от текущих решений, работающих на кинематическом уровне, включая (1) безмодельное
55
56 597 декодеров, чувствительных к невидимым двигательным задачам и временным шкалам [5] и методам на основе моделей [21], которые интегрируют
57
58 598 прямых динамических уравнений движения, что является трудоемким и численно нестабильным шагом.
59
60
599 [23].

1
2 600 Устранение необходимости интегрирования уравнения движения имеет центральное значение для моделирования крупномасштабных моделей.
3
4 601 важный элемент, особенно актуальный для людей, перенесших целенаправленную хирургическую реиннервацию мышц.
5
6 602 процедуры, которые требуют восстановления контроля над большим набором скелетных степеней свободы. Предлагаемая нами биомиметическая модель-
7
8 Подход на основе 603 обеспечивает интуитивность управления. При этом испытуемым не нужно учиться производить конкретную
9
10 604 ЭМГ-образец для управления протезом. Им нужно только двигать собственной биологической или фантомной конечностью, чья
11
12 605 механическая функция напрямую захватывается нейромеханическим интерфейсом и одновременно отображается в
13
14 606 реального мира с помощью управляемого протеза конечности.
15
16
17 607 Результаты показали, что наш метод обеспечивает расширенный и надежный контроль протеза на всех этапах.
18
19 608 тестов, включающих достижение ~600 виртуальных целей из трех положений рук, манипуляции с 48 несенсорными объектами.
20
21 609 прищепок, 20 сенсорных прищепок, а также манипулирование объектами реального мира во время имитации заданий.
22
23 610 сценариев повседневной жизни. Субъекты могли успешно активировать степени свободы протеза одновременно (WFS и
24
25 611 WPS, WPS и HOC) для широкого круга задач, и они могут пропорционально модулировать соотношение
26
27 612 активаций глубины резкости, о чем свидетельствуют диагональные траектории с разными наклонами на рисунках 4-5. Более того,
28
29 613 испытуемых успешно активировали отдельные степени свободы и последовательно переходили между степенями свободы с минимальным перекрестием.
30
31 614 между командными сигналами, специфичными для DOF, что оказалось проблемой для основанных на регрессии
32
33 615 методов [53]. Наш метод последовательно и значительно превосходил коммерчески доступные эталонные тесты.
34
35
36 616 (т.е. надежный двухканальный командный интерфейс, коммерческий тест) при выполнении задач с несколькими степенями свободы, но
37
38 617 также во время задач с одной степенями свободы, где ожидается, что коммерческие тесты будут работать лучше всего. Это было
39
40 618 очевиден в случае с субъектом с ампутированной конечностью, что является особенно обнадеживающим результатом.
41
42 619 На рис. 3 показано, что в некоторых случаях испытуемые не достигали заданной цели за счет одного мышечного сокращения, а
43
44 620 скорее через последовательность коротких сокращений. Это привело к появлению ряда траекторий, лежащих в основе последовательности
45
46 621 импульс крутящего момента, диктующий движение виртуального курсора по прямой траектории с переменной скоростью. Будущая работа
47
48 622 оценит, позволит ли практика испытуемым минимизировать количество сокращений, необходимых для достижения
49
50 623 дать цель. На рис. 4 показано, что определенные комбинации глубины резкости были достигнуты за счет минимально перекрывающегося момента.
51
52
53 624 кривых. Хотя это соответствует литературным исследованиям естественного вращения запястья [54–58], это также может быть
54
55 625 следствие того, что некоторые комбинации степеней свободы более интуитивно понятны, чем другие. Это может быть
56
57 626 особенно актуально для субъектов с ампутированными конечностями, которые выполняли задания без визуальной обратной связи.
58
59 Протез 627 (см. фильм 1). Будущая работа также позволит оценить, в какой степени недостаток собственных мышц
60
628 ЭМГ могут способствовать расшифровке суставных моментов при выполнении скоординированных задач запястья и руки.

1
2 629 Предложенный нами подход продемонстрировал надежность декодирования при выполнении широкого спектра задач, выполняемых на запястье.
3
4 630 (Видео 1), выполняемых при различных конфигурациях рук (рис. 6–7) и во время динамических задач (т. е. в видеороликах).
5
6 631 4-7). Фильм 6 продемонстрировал способность нашей системы не генерировать нежелательное движение протеза при ЭМГ.
7
8 632 электродных кабеля подверглись механическим артефактам движения. Хотя это не является репрезентативным
9
10 633 коммерчески доступных системных схемы (т.е. без использования внешних кабелей, которые могут быть нарушены), эти
11
12 634 результата показывают потенциальную устойчивость нашей системы к внешним артефактам движения, которые, тем не менее, могут
13
14 635 возникают в результате взаимодействия с окружающей средой. Более того, это позволило выполнять высокودинамичные двигательные задачи.
15
16 636 , включая манипулирование тяжелыми предметами (Фильм 7).
17
18
19 637 Надежность нашей системы (которая была сопоставима с самой надежной эталонной системой на рынке)
20
21 638 получено из того факта, что любая оценка суставного момента всегда должна существовать в рамках скелетно-мышечной модели.
22
23 639 рабочего пространства и, следовательно, быть физиологически правдоподобным. Этого невозможно достичь с помощью нынешней машины.
24
25 640 обучающихся декодеров, которые при обучении в одном условии давали бы нереалистичные оценки (т.е.
26
27 641 физиологическое пространство) в новых условиях. Решения по декодированию машинного обучения не ограничены никакими
28
29 642 физиологически вероятная структура. Предлагаемый нами подход устанавливает предметно-ориентированную модель
30
31 643 опорно-двигательного аппарата человека. При этом линейное масштабирование модели опорно-двигательного аппарата и отсутствие параметров
32
33 644 линейная калибровка (т. е. см. раздел «Методы», рис. 2) напрямую определяет, как сигналы ЭМГ обрабатываются
34
35 645 скелетно-мышечной системы субъекта, т.е. как они преобразуются в мышечную силу и далее проецируются на
36
37 646 скелетных степеней свободы. Это эффективно сокращает пространство потенциальных решений, поскольку ЭМГ можно сопоставить только с
38
39 647 механических сил, содержащихся в рабочем пространстве модели опорно-двигательного аппарата. Текущие методы
40
41 648 преобразует сигналы ЭМГ в команды управления без каких-либо физиологических ограничений, что позволяет получить большое решение.
42
43 649 пространств, содержащих большую часть физиологически неправдоподобных решений.
44
45 650 Результаты были получены на небольшом количестве испытуемых. Дальнейшая работа будет направлена на тестирование
46
47 651 обобщение результатов на большую популяцию, охватывающую субъектов с разными уровнями
48
49 652 ампутации, а также сравнение нашей методологии с современным распознаванием образов.
50
51 653 техники. Предложенный нами метод продемонстрировал применимость у пациентов с ампутированными конечностями, перенесших травматические повреждения.
52
53 654 Будущая работа позволит оценить, можно ли применить этот метод к людям с врожденной
54
55 655 отсутствие. Это потребует систематических исследований, чтобы выяснить, можно ли стимулировать обучение двигательным задачам у детей.
56
57 656 таких людей проходят обучение физиотерапии в сочетании с предлагаемой системой реального времени. Дальше
58
59 657 исследований также необходимы, чтобы выяснить, в какой степени модели мышц типа Хилла могут способствовать снижению ЭМГ J.
60

658 шумовых артефактов в сценариях онлайн-миоконтроля. В этом контексте вычислительные модели мышц могут позволить
659, моделирующий вязкоупругость сухожилий мышц, который может действовать как динамический фильтр для снижения воздействия шума.
660, оставшихся в ЭМГ после расчета линейной огибающей. Хотя наши результаты свидетельствуют о
661 устойчивость к конфигурациям постановки на охрану необходима дальнейшая работа для оценки устойчивости к другим источникам шума.
662 Будущая работа также будет проводить систематический анализ для количественной оценки того, насколько расширяется масштабирование модели и
663 процедуры калибровки (см. раздел «Методы») могут быть сохранены для субъекта во всех временных масштабах, т.е.
664 продольных тестирования в течение нескольких недель подряд.

665 666 ЗАКЛЮЧЕНИЕ

667 Это исследование показало потенциал предлагаемого метода управления для создания первой системы с несколькими степенями свободы в реальном времени.
668 миоэлектрическая технология, которая расшифровывает механику скелетно-мышечной системы фантомной конечности человека и может быть
669 используются в реальных сценариях для управления в общей сложности тремя степенями свободы, включая пронацию-супинацию предплечья,
670 сгибание-разгибание запястья и раскрытие-закрытие кисти. Будущая работа объединит предлагаемые нами модели на основе
671 подход с декодированием разрядов мотонейронов на основе деконволюции из высокоплотных
672 электромиограммы и обеспечивают бионическое управление конечностями в пространствах глубины резкости более высокого измерения [1,30]. Интеграция
673 парадигмы на основе моделей как механизм ограничения и контроля вращения протеза запястья-кисти в пределах
674 физиологически приемлемых операционных пространства потенциально могут приблизить технологию протезирования к соответствующему уровню.
675 биологическая функция суставов, имеющая значение для технологий реабилитации как верхних, так и нижних конечностей. Это будет
676 позволяют людям управлять протезами, оценивая физиологические активации в оставшихся мышцах,
677, следовательно, интуитивность управления. Это позволит расшифровать «любые» движения (т.е. не только те, которые выучены в конкретном
678), поскольку он синтезирует лежащие в основе нервно-мышечные процессы и, следовательно, обеспечивает устойчивость контроля и
679 экстраполяция на невидимые условия. Это позволит прогнозировать внутренние соматосенсорные переменные (т.е.
680 длина мышцы/сухожилия, напряжение), что поможет восстановить соматосенсорные процессы у людей с ампутированными конечностями на поздних стадиях.
681 нейрорепротез замкнутого цикла.

682 683 ССЫЛКИ

684 [1] Фарина Д., Вуяклия И., Сартори М., Капельнер Т., Негро Ф., Цзян Н., Бергмайстер К., Андалиб А., Принципи.
J и Aszmann ОС 2017 Человеко-машинный интерфейс на основе времени разряда спинальной моторики
нейронов после целевой реиннервации мышц Nat. Биомед. англ. 1 0025

1	
2 687 [2]	Фарина Д. и Ашманн О. 2014. Бионические конечности: клиническая реальность и академические обещания. наук. Перевод
3	
4 688	Мед. 6 257ps12
5	
6 689 [3]	Мицера С., Россини П.М., Ригоса Дж., Сити Л., Карпането Дж., Распопович С., Томбини М., Чиприани С.
7	
8 690	Ассенца Г., Карроцца М.С., Хоффманн К.П., Йошида К., Наварро Х и Дарио П. 2011. Расшифровка
9	
10 691	захват информации из нейронных сигналов, записанных с помощью периферических внутрипучковых интерфейсов. Дж.
11	
12 692	Нейроенг. Реабилитация. 8 53
13	
14 693 [4]	Куикен Т.А., Миллер Л.А., Липшук Р.Д., Лок Б.А., Стаблфи К., Мараско П.Д., Чжоу П., Думанян Г.
15	
16 694	А., Стаблфилд К., Мараско П.Д., Чжоу П. и Думанян Г.А., 2007 г. Целевая реиннервация
17	
18 695	Улучшенная функция протеза руки у женщины с проксимальной ампутацией: тематическое исследование. Ланцет 369
19	
20 696	371–80
21	
22	
23 697 [5]	Цзян Н., Досен С., Мюллер К.Р. и Фарина Д. 2012. Миоэлектрический контроль искусственных конечностей: существует ли
24	
25 698	Нужно сменить фокус? [В центре внимания] Процесс обработки сигналов IEEE. Маг. 29 150–2
26	
27 699 [6]	Хане Дж.М., Бисманн Ф., Цзян Н., Ребаум Х., Член С., Фарина Д., Участник С., Мейнеке ФК,
28	
29 700	Мюллер К. и Парра Л.К. 2014 Методы линейной и нелинейной регрессии для одновременного и
30	
31 701	Пропорциональный миоэлектрический контроль 22 269–79
32	
33 702 [7]	Фарина Д., Цзян Н., Ребаум Х., Холобар А., Грайманн Б., Дитль Х. и Ашманн О.К., 2014 г.
34	
35 703	извлечение нейронной информации из поверхностной ЭМГ для управления протезами верхних конечностей:
36	
37 704	Новые возможности и проблемы IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ. 22 797–809
38	
39 705 [8]	Энока Р.М. 2008 Нейромеханика движения человека (Human KineticsPublishers, Inc.)
40	
41 706 [9]	Цзян Н., Досен С., Мюллер К.Р. и Фарина Д. 2012. Миоэлектрический контроль искусственных конечностей: существует ли
42	
43 707	Нужно сменить фокус? [В центре внимания] Процесс обработки сигналов IEEE. Маг. 29 150–2
44	
45 708 [10]	Иффт П.Дж., Шокур С., Ли З., Лебедев М.а. и Николелис М.а.Л. 2013. Интерфейс «мозг-машина» позволяет
46	
47 709	бимануальные движения рук у обезьян. наук. Перевод Мед. 5 210ra154
48	
49 710 [11]	Сартори М., Ллиод Д.Г. и Фарина Д. 2016. Моделирование скелетно-мышечной системы на основе нейронных данных для
50	
51 711	Технологии персонализированной нейрореабилитации IEEE Trans. Биомед. англ. 63 879–93
52	
53 712 [12]	Ллойд Д.Г. и Безье Т.Ф. 2003. Модель скелетно-мышечной системы, управляемая ЭМГ, для оценки мышечных сил.
54	
55 713	и моменты коленного сустава in vivo J. Biomech. 36 765–76
56	
57 714 [13]	Сартори М., Реджиани М., Фарина Д. и Ллойд Д.Г., 2012 г. Прямая динамическая оценка на основе ЭМГ
58	
59 715	мышечная сила и момент сустава о множественных степенях свободы нижней конечности человека J. Neural
60	

- 1
2 716 ПЛОС Один 7 1–11
3
4 717 [14] Сартори М., Фарина Д. и Ллойд Д.Г., 2014 г. Гибридное нейромышечно-скелетное моделирование для лучшего отслеживания суставов
5
6 718 моменты, используя баланс между мышечными возбуждениями, полученными по электромиограммам и
7
8 719 оптимизация Ж. Биомехан. 47 3613–21
9
10 720 [15] Дюрандау Г., Фарина Д. и Сартори М., 2018. Надежное моделирование скелетно-мышечной системы в реальном времени на основе
11
12 721 Электромиограммы IEEE Trans. Биомед. англ. 65 556–64
13
14 722 [16] Манал К., Граваре-Сильбернагель К. и Бьюкенен Т.С. 2011. Скелетно-мышечная система, управляемая ЭМГ в реальном времени.
15
16 модель голенистоногого сустава Multibody Syst. Дин. 28 169–80
17 723
18
19 724 [17] Пиццолато С., Реджани М., Саксби DJ, Чезераччу Э., Моденезе Л. и Ллойд Д.Г. 2017 Биологическая обратная связь
20
21 725 для переобучения походки на основе оценки контактных сил большеберцово-бедренного сустава в реальном времени IEEE
22
23 726 Пер. Нейронная система. Реабилитация. англ. 25 1612–21
24
25 727 [18] Манал К., Гонсалес Р.В., Ллойд Д.Г. и Бьюкенен Т.С. 2002 Виртуальная рука, управляемая ЭМГ в реальном времени.
26
27 728 Вычислить. Биол. Мед. 32 25–36
28
29 729 [19] Чедвик Е.К., Блана Д., ван ден Богерт А.Й.Т. и Кирш Р.Ф. 2009 г. В реальном времени, 3-D
30
31 730 скелетно-мышечная модель для динамического моделирования движений рук. IEEE Транс. Биомед. англ. 56
32
33 731 941–8
34
35 732 [20] Крауч DL и Не Н 2016 Скелетно-мышечная рука, управляемая электромиограммой с сосредоточенными параметрами
36
37 модель: Потенциальная платформа для управления протезами в реальном времени J. Biomech. 49 3901–7
38 733
39 734 [21] Крауч Д.Л. и Хуанг Х. (Хелен) 2017 Имитация интерфейса управления на основе моделей опорно-двигательного аппарата
40
41 физиологическая динамика рук во время задачи по отслеживанию пути J. Neural Eng. 14 036008
42 735
43 736 [22] Пан Л., Крауч Д.Л. и Хуанг Х. 2018. Миоэлектрический контроль на основе общего скелетно-мышечного аппарата.
44
45 Модель: На пути к многопользовательскому нейро-машинному интерфейсу IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ. 26
46 737
47 738 1435–42
48
49 739 [23] Блана Д., Чедвик Е.К., ван ден Богерт А.Дж. и Мюррей В.М. 2017. Моделирование руки в реальном времени.
50
51 движение для управления протезом Вычисл. Методы Биомехан. Биомед. Энгин. 20 540–9
52 740
53 741 [24] Дюрандау Г., Фарина Д. и Сартори М. Моделирование скелетно-мышечной системы в реальном времени
54
55 электромиограммы IEEE Trans. Биомед. англ.
56 742
57 743 [25] Шаффельхофер С., Сартори М., Шербергер Х. и Фарина Д., 2015. Скелетно-мышечная репрезентация
58
59 Большой набор хватательных действий у приматов IEEE Trans. Нейронная система. Реабилитация. англ. 23
60 744

1
2 745 210–20
3
4 746 [26] Сартори М., Реджани М., Паджелло Э. и Ллойд Д.Г., 2012 г. Моделирование человеческого колена для вспомогательных
5
6 747 технологии. IEEE Транс. Биомед. англ. 59 2642–9
7
8 748 [27] Сартори М., Реджиани М., ван ден Богерт А.Дж. и Ллойд Д.Г., 2012 г. Оценка мышечно-сухожилия
9
10 749 кинематика в больших моделях скелетно-мышечной системы с использованием многомерных B-сплайнов J. Biomech. 45 595–
11
12 750 601
13
14
15 751 [28] Сартори М., Макулан М., Пиццолато С., Реджани М. и Фарина Д. 2015. Моделирование и симуляция
16
17 752 Нервно-мышечные механизмы, регулирующие жесткость голеностопного и коленного суставов во время передвижения человека .
18
19 753 Нейрофизиология. 114 2509–27
20
21 754 [29] Сартори М., Ллойд Д.Г. и Фарина Д. 2016. Моделирование скелетно-мышечной системы на основе нейронных данных для
22
23 755 персонализированные технологии нейрореабилитации IEEE Trans. Биомед. англ. 63 879–93
24
25 756 [30] Сартори М., Явуз США и Фарина Д. 2017 Нейромеханика in vivo: расшифровка причинного двигательного нейрона
26
27 757 Поведение, влияющее на скелетно-мышечную функцию Sci. Rep. 7 13465 _
28
29
30 758 [31] Безье Т.Ф., Ллойд Д.Г. и Экланд Т.Р., 2003. Стратегии активации мышц в колене во время
31
32 759 беговые и режущие маневры. Мед. наук. Спортивное упражнение. 35 119–27
33
34 760 [32] Манал К. и Бьюкенен Т.С. 2003 Однопараметрическая модель нейронной активации для активации мышц:
35
36 761 оценка изометрических суставных моментов по электромиограммам. Дж. Биомеханик. 36 1197–202
37
38 762 [33] Шао К., Бассетт Д.Н., Манал К. и Бьюкенен Т.С. 2009. Модель на основе ЭМГ для оценки мышечной массы.
39
40 763 Расчет сил и моментов суставов у пациентов, перенесших инсульт . Биол. Мед. 39 1083–8
41
42 764 [34] Хиггинсон Дж.С., Рамсей Дж.В. и Бьюкенен Т.С. 2012. Гибридные модели нервно-мышечной системы.
43
44 765 Система улучшения предметной специфики Учеб. Инст. Мех. англ. Часть Н. Инж. Мед. 226 113–9
45
46 766 [35] Манал К. и Бьюкенен Т.С. 2005. Использование биомеханической модели, управляемой ЭМГ, для изучения виртуальных
47
48 767 травмы. Мед. наук. Спортивное упражнение. 37 1917–23
49
50 768 [36] Барретт Р., Безье Т. и Ллойд Д. 2007. Вклад отдельных мышц в фазу поворота походки: An
51
52 769 Подход моделирования прямой динамики на основе EMG Simul. Модель. Практика. Теория 15 1146–55
53
54
55 770 [37] Хаяшибе М. и Гиро Д. 2013. Добровольная оценка соотношения ЭМГ и силы с помощью многомасштабной шкалы.
56
57 771 физиологическая модель мышц. Биомед. англ. Онлайн 12 86
58
59 772 [38] Дельп С.Л., Андерсон ФК, Арнольд А.С., Лоан П., Хабиб А., Джон К.Т., Гендельман Э. и Телен Д.Г.
60
773 2007 OpenSim: программное обеспечение с открытым исходным кодом для создания и анализа динамических моделей движения. IEEE

- 1
2 774 Пер. Биомед. англ. 54 1940–50
3
4 775 [39] Сол К.Р., Ху Х, Гёлер К.М., Видт М.Е., Дейли М., Велисар А. и Мюррей В.М. Сравнительный анализ 2014 г.
5
6 776 прогнозов динамического моделирования на двух программных платформах с использованием скелетно-мышечной системы верхних конечностей
7
8 777 модель. Вычислить. Методы Биомехан. Биомед. Энгин. 1–14
9
10 778 [40] HJ Hermens и B Freriks 2017 Проект SENIAM SENIAM Proj. 1
11
12 779 [41] Сартори М., Гиззи Л., Ллойд ДГДГ и Фарина Д. 2013. Скелетно-мышечная модель человека.
13
14 локомоция, управляемая низкоразмерным набором примитивов импульсивного возбуждения. Фронт. Вычислить.
15 780
16 Неврология. 7 79
17 781
18
19 782 [42] Сартори М., Макулан М., Пиццолато С., Реджани М. и Фарина Д., 2015 г. Теоретические и
20
21 783 Вычислительная система для моделирования и имитации жесткости скелетно-мышечной системы во время
22
23 784 Передвижение. 25-й Конгресс Международного общества биомеханики (Глазго), стр. 1–2.
24
25 785 [43] Амсуесс С., Вуяклия И., Гобель П., Рош А., Грайманн Б., Ашманн О. и Фарина Д., 2015 г.
26
27 786 Зависимое управление протезами верхних конечностей для естественного и надежного использования IEEE Trans. Нейронная система.
28
29 787 Реабилитация. англ. 4320 1–1
30
31
32 788 [44] Де Нунцио А.М., Дозен С., Лемлинг С., Маркович М., Швайсфурт М.А., Ге Н., Грайманн Б., Фалла Д.
33
34 789 и Фарина Д. 2017. Тактильная обратная связь — эффективный инструмент для тренировки хватания с помощью
35
36 790 протез при низком и среднем уровне силы Exp. Мозговой Рес. 235 2547–59
37
38 791 [45] Фарина Д. и Сартори М. 2016. Поверхностная электромиография для взаимодействия человека и машины в
39
40 792 Реабилитационные технологии Поверхностная электромиография: физиология, техника и применение
41
42 793 редактор Д. Фарина и Р. Мерлетти (IEEE/Wiley), стр. 540–60.
43
44 794 [46] Паркер П., Энглхарт К. и Хаджинс Б. 2006. Обработка миоэлектрических сигналов для управления
45
46 795 протезы конечностей Ж. Электромиогр. Кинезиол. 16 541–8
47
48 796 [47] Куикен Т., Тернер К., Солтис Н. и Думанян Г., 2015 г. Первая клиническая примерка человека после
49
50 797 двусторонний ПМР с контролем распознавания образов Протез. Ортот. Межд. 39 133
51
52
53 798 [48] Харгроув Л.Дж., Миллер Л.А., Тернер К. и Куикен Т.А. 2017. Распознавание миоэлектрических образов.
54
55 799 Превосходит прямой контроль у пациентов с чресплечевыми ампутированными конечностями при целевой реиннервации мышц: А
56
57 800 Рандомизированное клиническое исследование Sci. Реп. 7
58
59 801 [49] Хане Дж. М., Маркович М. и Фарина Д. 2017. Адаптация пользователя в миоэлектрических человеко-машинных интерфейсах.
60
802 наук. Реп. 7

- 1
2 803 [50] Эйленберг М.Ф., Гейер Х. и Херр Х., 2010. Управление механическим протезом голеностопного сустава на основе
3
4 804 нервно-мышечная модель. IEEE Транс. Нейронная система. Реабилитация. англ. 18 164–73
5
6 805 [51] Флейшер С. и Хоммель Г., 2008 г. Интерфейс человека и экзоскелета с использованием электромиографии.
7
8 806 IEEE Транс. Робот. 24 872–82
9
10
11 807 [52] Кавалларо Э.Э., Розен Дж., Перри Дж.К. и Бернс С., 2006 г. Миопротессы реального времени для нейронных сетей.
12
13 808 Управляемый экзоскелет с электроприводом IEEE Trans. Биомед. англ. 53 2387–96
14
15 809 [53] Фарина Д., Вуякия И., Сартори М., Капельнер Т., Негро Ф., Цзян Н., Бергмайстер К., Андалиб А., Принципи.
16
17 810 Дж. и Ашманн О. 2016. Взаимодействие человека и машины с определением времени разряда спинальных мотонейронов.
18
19 811 После целевой реиннервации мышц Nat. Биомед. англ.
20
21 812 [54] Formica D, Charles SK, Zollo L, Guglielmelli E, Hogan N и Krebs HI 2012. Пассивная жесткость.
22
23 813 запястья и предплечья Ж. Нейрофизиология. 108 1158–66
24
25 814 [55] Чарльз С.К. и Хоган Н. 2011. Динамика вращения запястья J. Biomech. 44 614–21
26
27 815 [56] Рэнкин Дж. В. и Нептун Р. Р. 2012. Длина мышечно-сухожильных и плечо момента для трехмерного упражнения.
28
29 816 трехмерная модель верхних конечностей. Дж. Биомеханик. 45 1739–44
30
31
32 817 [57] Хольцбаур КРС, Мюррей В.М. и Дельп С.Л. 2005 Модель верхней конечности для моделирования
33
34 818 Скелетно-мышечная хирургия и анализ нервно-мышечного контроля App. Биомед. англ. 33 829–40
35
36 819 [58] Пиден А.В. и Чарльз С.К. 2014 Динамика вращения запястья и предплечья J Biomech 47 2779–85
37
38 820
39
40 821 КОНКУРИРУЮЩИЕ ИНТЕРЕСЫ
41
42 822 Авторы заявляют об отсутствии конкурирующих финансовых интересов.
43
44 823
45
46 824 СОГЛАСИЕ УЧАСТНИКА
47
48 825 Авторы подтвердили, что все идентифицируемые участники этого исследования дали свое согласие на
49
50 826 публикаций.
51
52 827
53
54 828 НАЛИЧИЕ ДАННЫХ И МАТЕРИАЛОВ
55
56
57 829 Данные и код предоставляются по запросу.
58
59 830
60
831 ФИЛЬМОВ

1
2 832 Ролик 1. Графический интерфейс пользователя при выполнении задач управления на запястье. Предлагаемая модельно-ориентированная структура
3
4 833 работали в режиме реального времени для одновременного управления сгибанием-разгибанием запястья протеза (WFE) и
5
6 834 пронации-супинации (WPS) по IL1 (таблица II). В фильме представлена модель опорно-двигательного аппарата, записанная
7
8 835 ЭМГ и расчетные моменты суставов (см. ноутбук) и одновременное управление шарообразным курсором для
9
10 836 , достигая различных диагональных целей (см. пользовательский интерфейс на внешнем экране). Обратите внимание, что диагональ курсора
11
12 837 траекторий непосредственно соответствуют одновременному срабатыванию WPS и WFE протеза. После каждой цели
13
14 838 успешно достигнуто, протез автоматически возвращается в нейтральное положение.
15
16 839
17
18
19 840 Фильм 2. Несенсорный тест с прищепкой. Трансрасовый субъект с ампутированными конечностями выбирает и помещает не-
20
21 841 сенсорный штифт, сгруппированный в четыре тройки разной жесткости, как сообщалось ранее (22). Инвалид
22
23 842 управляет пронацией-супинацией запястья протеза и раскрытием-закрытием руки одновременно, генерируя
24
25 843 естественных движения.
26
27 844
28
29 845 Фильм 3. Сенсорный тест с прищепкой. Трансрасовый человек с ампутированными конечностями выбирает и вставляет сенсорные булавки
30
31 846 различной жесткости. Целевые окна силы для успешного перемещения каждого штифта составляют 7-15% (желтый штифт), 13-
32
33 847 23% (красный штифт), 23-32% (зеленый штифт) и 35-43% (черный штифт) максимальной силы протеза. Фильм
34
35 848 демонстрирует способность человека с ампутированной конечностью точно контролировать силу захвата протеза, одновременно контролируя
36
37 849 вращение руки, при этом не срабатывает датчик освещенности.
38
39 850
40
41
42 851 Ролик 4. Тест поворота блока. Человек с трансрадиальной ампутацией выполняет задачу блок-поворота, включающую точный контроль
43
44 Пронация-супинация запястья протеза 852 и одновременное открытие-закрытие руки в точном позиционировании
45
46 853 узкий деревянный брусок, находящийся в равновесии на деревянной полке.
47
48 854
49
50 855 Ролик 5. Манипулирование яйцами. Человек с трансрадиальной ампутированной конечностью точно контролирует силу захвата рук при открывании и закрывании.
51
52 856 схватив яйцо. В фильме показана способность человека с ампутированной конечностью точно контролировать силу захвата при вращении
53
54 857 протез запястья, не разбивая яйцо.
55
56 858
57
58
59 859 Фильм 6. Артефакты движения, вызванные кабелем. Как наша предлагаемая система прозрачна для механических
60

На записанных электромиограммах заметно присутствуют 860 артефактов движения, связанных с индуцированными кабелями. Несмотря на J.

1

2 861 искусственный шум, протез не активирует непреднамеренно нежелательную степень шума.

3

4 862 свобода. В фильме также показано произвольное управление протезом человека с ампутированной конечностью в условиях шума.

5

6 863

7

8 864 Фильм 7. Манипуляции с тяжелыми предметами. Предлагаемая нами система позволяет захватывать и манипулировать тяжелыми

9

10 865 предметов, включая бутылку с водой объемом 1,5 л — задача, которая была бы сложной для современных неинвазивных методов.

11

12 866 миоэлектрических систем.

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

29

30

31

32

33

34

35

36

37

38

39

40

41

42

43

44

45

46

47

48

49

50

51

52

53

54

55

56

57

58

59

60

Рукопись

Служба