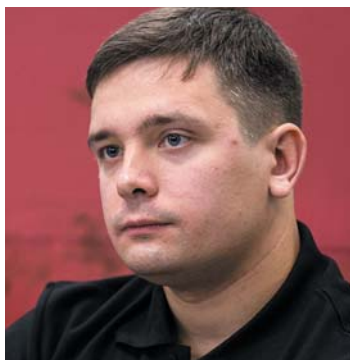




БИОМЕХАТРОНИКА: ШАГИ НАВСТРЕЧУ ЭНЕРГОЭФФЕКТИВНЫМ РОБОТАМ

Недавно компания Boston Dynamics всколыхнула научную и широкую общественность видео, демонстрирующим акробатические способности своего нового робота Handle [1]. Это является еще одним доказательством того, что роботы становятся все более «умелыми», впечатляют силой, ловкостью и скоростью, но за кадром по-прежнему часто остается их энергоэффективность. Пока разработчики решают проблему «методом грубой силы», подтягивая силовой кабель, устанавливая аккумулятор побольше или используя двигатели внутреннего сгорания в качестве энергетической установки, но экономность — это прежде всего умение тратить. До сих пор не удалось создать робота, который мог бы конкурировать даже с человеком (не говоря уже о гепардах) одновременно по скорости, устойчивости и эффективности расходования энергии на собственное перемещение. Это мотивирует инженеров и ученых пристальнее взглянуть на то, как устроены живые системы.



СЕРГЕЙ КОЛЮБИН, к. т. н., Университет ИТМО
s.kolyubin@corp.ifmo.ru



ВИКТОР МУСАЛИМОВ, д. т. н., Университет ИТМО
musvm@yandex.ru

БИОМЕХАТРОНИКА

Биомехатроника — это прикладная междисциплинарная наука, объектом изучения которой является взаимодействие биологических организмов и мехатронных систем во всех его аспектах. Она объединяет в себе передовые наработки из механики, теории управления и обработки информации, компьютерного зрения, электроники, биологии и медицины.

Чаще всего под биомехатронными системами подразумевают интеллектуальные протезы и ортезы

(рис. 1–3), однако эта область гораздо шире. Кроме рук и ног, у человека масса органов, работе которых можно помочь благодаря внедрению «умных механизмов», включая сердечно-сосудистую и дыхательную системы.

Эта тематика сейчас крайне актуальна, а признанными лидерами в области биомехатроники считаются Чикагский реабилитационный институт, Массачусетский технологический институт и Университет Беркли в США, а также Университет Твенте в Нидерландах.

ПРАКТИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ И НАПРАВЛЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ

Базовым знанием в биомехатронике является понимание того, как работает сложная система — тело человека: как она движется, обменивается информацией и энергией.

Ответить на вопрос о том, как координируются перемещения всех составляющих опорно-двигательного аппарата человека при ходьбе, беге и других упражнениях, и построить соответствующие математические и компьютерные модели помогают системы захвата движения — как оптические (маркеры и высокоскоростные камеры), так и кинестетические, состоящие из датчиков механических перемещений и инерциальных сенсоров.

Другое активное направление в биомехатронике — это создание систем очувствления, которые отвечают за безопасное и эффективное физическое взаимодействие робота с человеком и окружающей средой. Для этого используются датчики сил и моментов, искусственная кожа и биологические сенсоры. При этом равное по важности значение имеет специальное алгоритмическое обеспечение для комплексирования и фильтрации измерений, а также реализации соответствующих законов управления движением. К слову, зачастую «железные» сенсоры заменяются на виртуальные, то есть существующие в виде программного кода (т. н. наблюдатели состояния). Вообще технологии тактильного очувствления и коммуникации (haptics) активно разрабатываются за рубежом для массы приложений, но авторам неизвестно ни об одной

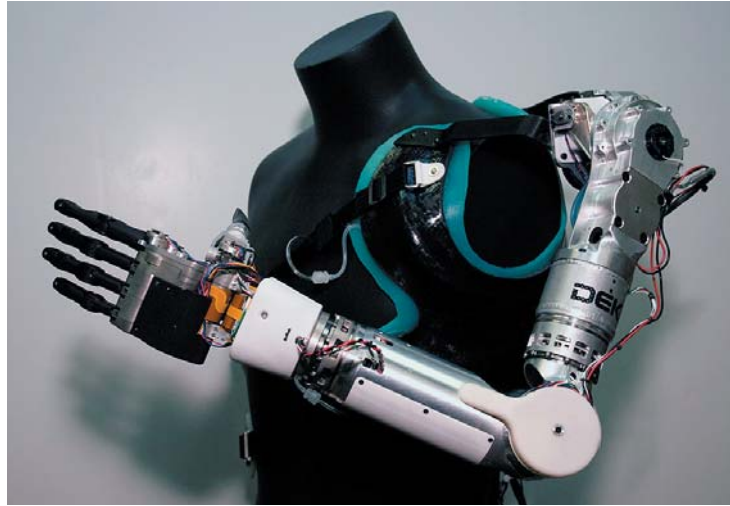


Рис. 1. ◀ Интеллектуальный протез руки

специализированной лаборатории в этой области в России.

Отдельное поле для исследований в биомехатронике — системы с эластичными элементами регулируемой жесткости. Они востребованы в широком спектре медицинских приложений, от ассистивной хирургии и диагностических комплексов до интеллектуальных протезов, ортезов или экзоскелетов (рис. 4–5). На крупнейшей научных мероприятиях этим вопросам посвящают отдельные секции, круглые столы и мастер-классы. Не была исключением и Международная конференция по интеллектуальным роботам и системам, прошедшая в Корее в октябре 2016 г. [2].

Помимо существенного снижения риска травмирования человека по сравнению с жесткими конструк-

циями, наличие в роботе «пружин» позволяет уменьшить суммарные затраты энергии на цикле движения и при этом развивать большие пиковые значения сил и момен-



Рис. 2. ◀ Биомехатронная ступня



Рис. 3. ◀ Протез ноги

РИС. 4. ►
Экзоскелет



тов, необходимые, например, для того, чтобы подняться по лестнице, встать со стула, подпрыгнуть или ударить по мячу. Однако для реализации полного потенциала этого подхода необходимо решить нетривиальные научно-технические задачи как при продумывании дизайна конструкций, так и при синтезе алгоритмов планирования и управления движением.

Можно пойти дальше и использовать в разработках принцип со-дизайна физической и кибернетической составляющих, который является основополагающим в проектировании киберфизических систем [3]. Применительно к роботам речь идет о со-дизайне конструкции, актуаторов, сенсорного оснащения, вычислителей и программного обеспечения для управления, сбора, обработки и передачи информации.

В этой статье мы подробнее затронем механизмы рекуперации энергии [4–5], которые заложены в тело человека. Их более глубокое изучение и воспроизведение в мехатронных системах позволит создать значительно более энергоэффективных роботов.

МЕХАНИЗМЫ РЕКУПЕРАЦИИ ЭНЕРГИИ

Во время бега с любой скоростью человек сохраняет около 80% полной механической энергии. С ростом скорости передвижения существенно увеличивается доля энергии, сохраненной за счет ее передачи между звеньями тела, и уменьшается ее передача — за счет перехода кинетической энергии движения в потенциальную в поле силы тяжести и обратно.

Именно эффект рекуперации энергии определяет механическую эффективность движений человека. В настоящее время считается, что сохранение и повторное использование, или рекуперация, механической энергии происходит за счет действия трех механизмов:

1. Перехода кинетической энергии в потенциальную энергию гравитации и обратно.
2. Перехода (или передачи) механической энергии от одного звена к другому.
3. Перехода кинетической энергии движения в потенциальную энергию деформации мышц и сухожилий и обратно.

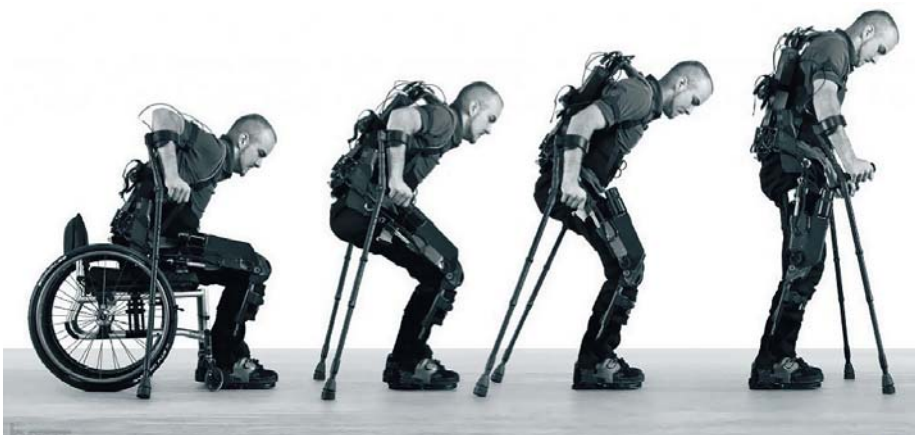
Первый механизм рекуперации. Сохранение полной энергии по этому механизму требует строго противофазного изменения кинетической и потенциальной фракций

энергии. Такое явление наблюдается не во всех звеньях тела. Например, в беге и ходьбе потенциальная и кинетическая энергии стопы одновременно достигают нулевого значения в опорной фазе. Чем выше над опорой располагается звено, тем больше энергии оно может сохранить. Считается, что первый механизм рекуперации энергии обеспечивает в целом в естественных локомоциях экономию энергии в диапазоне 12–23%.

Второй механизм рекуперации. Механическая энергия может передаваться от звена к звену тела человека за счет воздействия через суставные сочленения посредством контактных сил, совершающих работу по изменению энергии соседнего звена. Здесь разумнее говорить о переходе энергии поступательного движения, когда прикладываемая к плато сила (последовательное вертикальное нагружение) преобразуется за счет спиральной анизотропии большеберцовой кости и особого шарнира-сочленения в энергию ее вращательного движения. По различным оценкам, рекуперирование энергии по механизму ее передачи от звена к звену составляет от 30 до 42% от полной энергии.

Третий механизм рекуперации энергии. Вследствие того что мышцы человека работают только на сокращение, основному движению предшествует движение в противоположном направлении. Происходящее в таких предварительных движениях растяжение мышц приводит к накоплению в них энергии упругой деформации, используемой затем в основном движении. Если быть совсем точным, то растягиванию подвергаются мышечно-сухожильные структуры. Степень использования энергии упругой деформации зависит от условий выполнения движений, в частности от времени между растягиванием и укорочением мышц. При увеличении паузы между предварительным растягиванием и последующим укорочением за счет релаксации мышц и сухожилий снижается энергетическая экономичность. Интервал времени, за который должна накопиться и использоваться энергия упругой деформации, определяется постоянной времени релаксации, например, для сгибания коленного сустава она равна 1,4 с. Если время

РИС. 5. ▼
Экзоскелет на человеке



движения больше времени релаксации, накопленная энергия полностью рассеивается и последующая фаза движения осуществляется только за счет метаболической энергии мышечного сокращения. По разным данным, рекуперация энергии в мышечно-сухожильных структурах составляет от 6 до 37%.

Рассмотрим один из подходов к оценке рекуперационного эффекта. В работах [6–8] представлены экспериментальные исследования кинематики коленного сустава.

Исследователи установили, что кости бедра и большеберцовой кости совершают угловые перемещения относительно друг друга по следующим анатомическим осям (рис. 6):

- первичное сгибание/разгибание;
- вторичное вращение внутрь/наружу большеберцовой кости;
- вторичное отведение/приведение.

Сгибание и разгибание являются необходимыми элементами движения во время ходьбы, в то время как вторичные движения принимают на себя прикладываемые нагрузки, осуществляя рекуперацию энергии. Цикл ходьбы начинается с фазы опоры/удара пяткой, который следует за опорой на обе ноги, когда обе ступни контактируют с землей. Затем происходит опора на одну ногу, после чего идет фаза переноса. В период фазы опоры формируется контактное давление в коленном суставе между мыщелоками бедренной кости и плато большеберцовой кости. В рамках неклассического подхода к задачам теории упругости [9] эти контактные давления поддаются расчету, после чего определяются приведенные жесткости контакта.

Интересен тот факт, что в течение цикла ходьбы вращение большеберцовой кости изменяется (по данным эксперимента) от $+4^\circ$ до -4° , в то время как угол сгибания-разгибания изменяется от нуля до значения 30° . Значение $+4^\circ$ соответствует удару пяткой при начальном контакте ноги с опорной поверхностью, а -4° — завершению контакта. Исследователи [6–8] объясняют такое поведение особенностью кинематической связи в суставах.

Дальнейшее моделирование динамики позволило им уловить тенденцию взаимодействия указанных звеньев без учета очевидной кубиче-

ской нелинейности. В этом-то и просматривается путь к оценке рекуперативных свойств системы. Анализ показывает, что динамическое поведение системы берцово-бедренного контакта характеризуется замкнутой траекторией, которая называется релаксационным колебанием.

**ПОДСКАЗКИ
БИОМЕХАНИКИ**

Для повышения энергоэффективности, а также безопасности и удобства физического взаимодействия биомехатронной системы с человеком конструктивные решения и системы управления «умных» ортезов и протезов должны учитывать ряд свойств естественного движения человека.

Так, объясняя феномен поворота большеберцовой кости, следует обратить внимание на особенности не только кинематической связи в суставах, но и физико-механической структуры большеберцовой кости, которую можно промоделировать упругим эквивалентным спирально-анизотропным стержнем: он при продольном сжатии-растяжении скручивается/раскручивается [11]. Таким образом, динамическая система коленного сустава представляет собой колебательную систему, что и обеспечивает в ней рекуперацию энергии.

Если продолжить путь учета колебательности рассматриваемой системы, то на «следующем повороте» мы столкнемся с самосинхронизацией [12]. У человека при ходьбе происходит самосинхронизация систем левой и правой ног (как и других

конечностей). Соответственно, и в реабилитационных системах следует обеспечить синхронизацию системы здоровой ноги и реабилитируемой системы нога-ортез уже на уровне аппаратных средств. Кроме того, реализация самосинхронизации левой и правой ног в антропоморфных роботах обеспечит лучший режим движения для рекуперации энергии в системе. ●

ЛИТЕРАТУРА

1. <http://spectrum.ieee.org/automaton/robotics/humanoids/boston-dynamics-handle-robot>
2. www.iros2016.org/workshops_and_tutorials.html
3. https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9A%D0%B8%D0%B1%D0%B5%D1%80%D1%84%D0%B8%D0%B7%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B0%D1%8F_%D1%81%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B5%D0%BC%D0%B0
4. <http://biofile.ru/bio/16440.html>
5. www.inva-life.ru
6. Ribero A. A biomechanical multibody knee model based on ellipsoid: modeling, simulation and analysis. MSc Thesis, University of Milano. 2010.
7. Lafortune M.A., Cavanagh P.R., Sommer H.J., Kalenak A. Tree-dimensional kinematics of the human knee during walking. J. Biomech. 25(4), 347–357. 1992.
8. Ribero A., Rasmussen J., Flores P., Silva L.F. Modeling of the condyle elements within a biomechanical knee model. Multibody System Dynamics. V.28, Nos.1–2, Springer. 2012. P.181–197.
9. Воронич И. И., Александров В. М., Бабешко В. А. Неклассические смешанные задачи теории упругости. М: Наука. 1974.
10. Гилмор Р. Прикладная теория катастроф. Кн.2.–М.:Мир. 1984.
11. Мусалимов В. М., Мокряк С. Я., Соханев Б. В., Шиянов В. С. Определение упругих характеристик гибких кабелей на основе модели спирально-анизотропного тела // Механика композитных материалов. 1984. №1.
12. Блехман И.И. Вибрационная механика. М.: Физматлит. 1994.

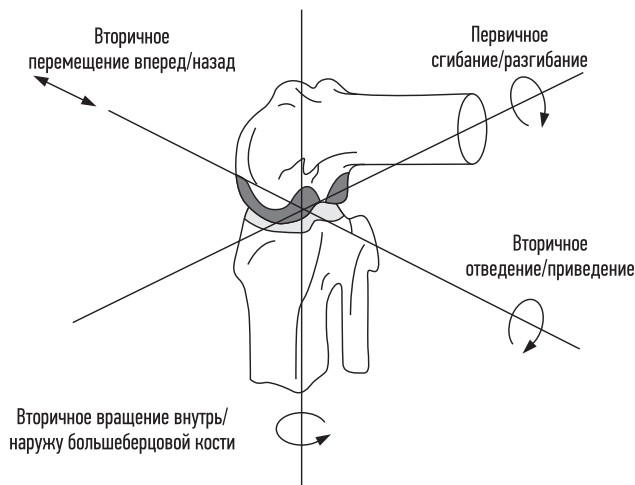


РИС. 6. ◀ Смещения бедренной и большеберцовой костей при ходьбе человека