



Протезы нижних конечностей с активным демпфированием

В. Н. Илюхин	кандидат технических наук, доцент; Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королёва, г. Самара; ilyukhin.vn@ssau.ru
М. А. Ермилов	кандидат технических наук, доцент; Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королёва, г. Самара; ema@ssau.ru
А. И. Сафин	кандидат технических наук, доцент; Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королёва, г. Самара; safin@ssau.ru
А. Н. Видяскина	аспирант; Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королёва, г. Самара; vidyaskina.an@ssau.ru

В статье рассмотрены различные виды протезов нижних конечностей с активным демпфированием на основе пневматических, гидравлических и электрических приводов. Для каждого вида применяемого привода были описаны его преимущества и недостатки, особенности конструктивных решений с целью дальнейшего выбора прототипа из существующих коленных модулей ведущих производителей для разработки отечественного решения с характеристиками и функциональностью, не уступающими лучшим мировым образцам. В статье рассмотрены не только различные конструктивные и схемотехнические решения, но также уделено внимание анализу применяемых алгоритмов управления протезами нижних конечностей, позволяющих реализовать различные удобные опции, например, защиту от спотыкания, подъём и спуск по неровным поверхностям, системы энергосбережения и рекуперации энергии.

Ключевые слова: протез нижних конечностей; протез колена; активное демпфирование; пневматический привод; гидравлический привод; электрический привод; алгоритмы управления

Цитирование: Илюхин, В. Н. Протезы нижних конечностей с активным демпфированием / В. Н. Илюхин, М. А. Ермилов, А. И. Сафин, А. Н. Видяскина // Динамика и виброакустика. – 2024. – Т. 10, №2. – С. 84-97. DOI: 10.18287/2409-4579-2024-10-2-84-97

Введение

Нарушение опорно-двигательных функций сильно ограничивает подвижность человека, что приводит к ухудшению качества жизни. Протезы нижних конечностей с активным демпфированием – это современные устройства на основе микропроцессоров, которые не только максимально восполняют утраченную функцию конечности, но и позволяют людям продолжать вести активный образ жизни и даже вернуться в спорт.

Протезирование ног – один из наиболее часто используемых видов протезирования. Протезные устройства в широком смысле можно разделить на две группы: косметические и функциональные. В то время как косметические протезы в первую очередь предназначены для визуального сокрытия физических дефектов, функциональные протезы направлены на восстановление утраченных возможностей движения. Последние можно дополнительно разделить на три типа: тяговые, рабочие и бионические. Принцип действия, используемые материалы, стоимость и продолжительность времени, необходимого организму для адаптации к применению этих протезов, сильно различаются.

По данным компании «Моторика» мировой спрос на протезы верхних конечностей составляет около 35 миллионов, что в шесть раз меньше спроса на протезы ног [1]. По оценкам экспертов WinterGreenResearch мировой рынок эндопротезов тазобедренного и коленного суставов может составлять 16,7 миллиарда долларов [2]. Однако производителей искусственных ног в мире значительно меньше, чем производителей искусственных рук, это касается и России. В настоящее время значительно снижены или даже прекращены поставки импортных протезов на российский рынок. Поэтому тема разработки отечественных протезов нижних конечностей с активным демпфированием очень актуальна. Предыдущие разработки протезов и ортопедических устройств использовали в основном пассивные механические компоненты для управления движением коленного сустава, что часто приводило к ограничению движений и дискомфорту пользователя.

Большинство протезов, доступных в настоящее время для людей с ампутированными конечностями, остаются энергетически пассивными. Пассивные протезы не способны воспроизвести биомеханику здорового бега отчасти потому, что эта биомеханика требует значительной суммарной положительной мощности как в коленном, так и в голеностопном суставах. В последние годы начали появляться протезы нижних конечностей с электроприводом, которые способны генерировать положительную мощность в коленных или голеностопных суставах. Поскольку столкновение стопы с землёй всегда влечёт за собой некоторую потерю энергии, каждая нога должна фактически генерировать количество движущей энергии, строго превышающее поглощённое количество. Для этого суставы бегущей ноги, способные поддерживать беговую походку, должны генерировать больше энергии, чем они поглощают.

В последние десятилетия протезы коленей претерпели ряд существенных технологических усовершенствований, повысивших их функциональность и безопасность благодаря, в первую очередь, внедрению микропроцессорного управления. Зачастую в протезы интегрируются гидравлические и пневматические приводы, позволяющие лучше адаптироваться к реальному изменению окружающей среды, что крайне важно при ходьбе по склонам, лестницам, неровному грунту и т.д. [3].

На данный момент на мировом рынке протезирования широко представлены разработки следующих компаний: Ossur, Ottobock, BlatchfordLtd, Fillauer, Freedominnovation и др. Они производят большую часть всех используемых в мире бионических протезов. Эти компании специализируются на производстве протезов с различными видами приводов: гидравлическим, электрическим и приводом на основе магнитореологической жидкости. Поэтому целью данного исследования является оценка технического состояния зарубежных и отечественных производителей коленного модуля протеза нижних конечностей, определение основных перспективных решений и отдельные преимущества современных образцов коленного модуля.

1 Протезы коленных модулей с электрическим приводом

Протез колена PowerKnee – это микропроцессорное устройство с электроприводом [4]. Активная система обеспечивает сгибание и разгибание, имитируя концентрическую и эксцентрическую мышечную активность. Датчики определяют движение пользователя и передают

информацию в микропроцессор, где алгоритмы позволяют колену реагировать на потребности пользователя. Электродвигатель обеспечивает постоянную фазу при нахождении человека в покое, а также фазу свободного поворота. Обеспечивая активное разгибание при вставании, контролируемое сопротивление при спуске, активное сгибание и разгибание при ходьбе, протез колена PowerKnee от компании Ossur представлен на рисунке 1

Другой пример протеза нижних конечностей, разработанный в Университете Вандербильта [5] (рисунок 2), позволяет людям с ампутированными конечностями ходить без волочения ног, характерного для пассивных протезов. В устройстве протеза приводы коленного и голеностопного суставов работают в унисон. Протез оснащён датчиками, которые отслеживают движения пользователя. В этом решении заложен алгоритм прогнозирования того, что человек пытается сделать, и управление устройством происходит таким образом, чтобы облегчить эти движения.



Рисунок 1 – Протез колена PowerKnee от компании Ossur



Рисунок 2 – Версия роботизированной ноги, разработанной Центром интеллектуальной мехатроники Университета Вандербильта

Исследования показали, что пользователи, оснащённые данным устройством, ходят на 25 процентов быстрее по ровным поверхностям, чем при использовании пассивного протезирования нижних конечностей. Это обусловлено тем, что пользователям требуется на 30–40 процентов меньше собственной энергии для работы.

Последние технологические достижения позволили инженерам Университета Вандербильта создать устройство, которое весит около 4 кг и может работать в течение трёх дней нормальной активности или от 13 до 14 километров непрерывной ходьбы на одном заряде. Одна из особенностей системы управления этого протеза – это программа защиты от спотыкания. Если протез почувствует, что её пользователь начинает спотыкаться, то протез поднимет ногу, чтобы устранить препятствие, и поставит ступню на пол.

ShirleyRyanAbilityLab разработали лёгкую ногу с электроприводом с инновационным дизайном колена и лодыжки [6], значительно снижающим вес и шум устройства.

Колено оснащено новой активной регулируемой трансмиссией (AVT), которая адаптирует мощность и скорость двигателя в зависимости от требований различных видов деятельности. Это означает, что колено не затрачивает электроэнергию, когда пользователь идёт по ровной поверхности, но обеспечивает максимальную мощность, когда это необходимо. По-

скольку двигатель используется только при необходимости, применяются меньшие по габаритам и более лёгкие двигатели. И протез работает тише, потому что мотор большую часть времени выключен. В этой облегчённой ноге на голеностопе используется новая кулачковая передача для активного контроля положения голеностопа во время упражнений без нагрузки.

Электрические сигналы записываются и анализируются встроенным в ногу микропроцессором, который затем подготавливает ногу, например, для перемещения в транспортное средство или для изменения положения ноги для удобства.

Ключевым моментом является использование новых небольших и мощных двигателей, первоначально разработанных для роботизированной руки на Международной космической станции. Рекуперативное торможение заряжает аккумулятор энергией, получаемой при касании ноги о землю. Эта функция позволяет ноге более чем в два раза увеличить пройденный путь при ходьбе с одной зарядкой в день.

При использовании обычного протезирования люди с ампутированными конечностями должны приподнять бедро, чтобы оторвать протезную ногу от пола, и качнуть ногой вперед. Эта неестественная походка отнимает больше энергии, чем обычная ходьба, вызывает дополнительный стресс и боль в бедрах и в пояснице и в конечном итоге повреждает суставы. Роботизированные ноги потенциально могут обеспечить гораздо более удобную походку, но одним из их недостатков является скованность в суставах.

Использование меньшего количества передач даёт много преимуществ. В дополнение к возможности свободного поворота колена удаление передач снизило уровень шума. Кроме того, рекуперативное торможение частично поглощает удар, когда протез ноги касается земли.

Ещё один прототип протеза с электрическим приводом представлен на рисунке 3 [7, 8]. Протез оснащен двумя шарико-винтовыми передачами с электроприводом, которые приводят в движение коленный и голеностопный суставы через кулисно-кривошипный механизм. Каждый приводной блок состоит из двигателя Махон (модель 148867). Протез содержит бортовую электронику для обработки сигналов и использует кабель для питания и связи. По результатам измерения нагрузки между пользователем и протезом, а также между протезом и опорой, определяется двигательная ситуация и осуществляется управление протезом.



Рисунок 3 – Прототип протеза с кабельным подключением

2 Анализ протезов колена с гидравлическим приводом

Протезы на основе гидравлического привода различаются на два типа в зависимости от используемой рабочей жидкости: магнитореологическая и гидравлическое масло.

Магнитореологическая жидкость является материалом, обладающим уникальными свойствами реологии, которые позволяют регулировать её вязкость под воздействием магнитного поля. Это свойство даёт возможность применять её для создания демпферов, используемых в протезах.

Система управления протезом колена с демпфером на основе магнитореологической жидкости представляет собой комплексное устройство, состоящее из нескольких компонентов. В основе системы лежит механическая конструкция, включающая в себя демпфер на основе магнитореологической жидкости, датчики положения и усилия, а также микроконтроллер, который обрабатывает данные, поступающие от датчиков, и управляет работой демпфера, обеспечивая нужную амплитуду и скорость движения протеза. Протез колена RheoKnee с магнитореологической жидкостью от компании Ossur представлен на рисунке 4.

В статье Исландского университета [9] описан магнитореологический протез коленного сустава. Он представляет собой устройство, которое потенциально может улучшить биомеханическую функцию людей с ампутированными конечностями. Магнитореологическая жидкость используется для регулирования тормозного момента колена в ответ на переменное магнитное поле. Следовательно, жёсткость колена можно контролировать в режиме реального времени, когда человек с ампутированной конечностью ходит.



Рисунок 4 – Внешний вид протеза колена RheoKnee с демпфером на основе магнитореологической жидкости

Основу работы протеза с гидравлическим маслом составляет гидроцилиндр с замкнутым контуром его полостей. Перетекание рабочей жидкости из полости в полость обеспечивает функционирование протеза. Рассмотрим функциональные принципы наиболее распространенных моделей протезов: C-Leg, Plié2.0, Orion, Rel-K.

Гидравлическая система протеза коленного модуля C-Leg [10] (рисунок 5) включает в себя два сервоклапана 1 и 2 для реализации процессов сгибания и разгибания соответственно. В процессе работы микропроцессор непрерывно управляет изменением площади открытия клапанов.

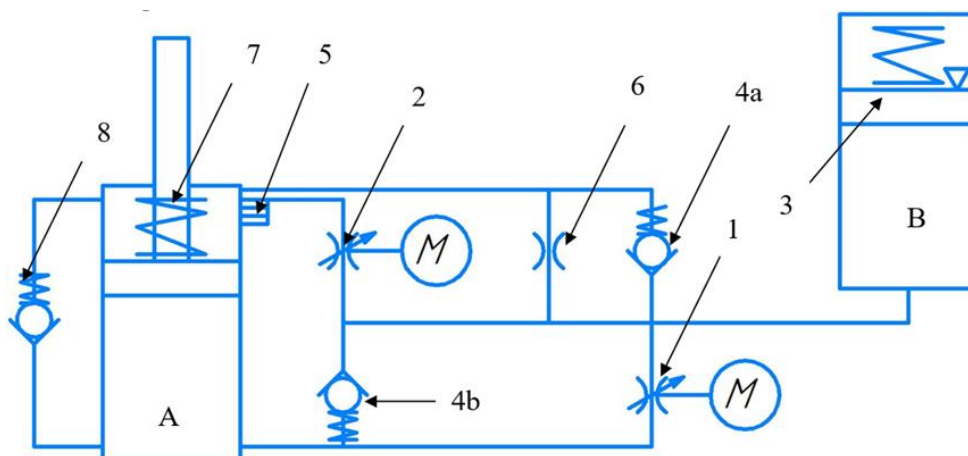


Рисунок 5 – Гидропневматическая схема коленного протеза C-Leg [10]:
 1, 2 – сервоклапаны; 3 – пружина; 4а, 4b – обратные клапаны; 5 – распределённая группа каналов;
 6 – дроссели; 7 – пружина; 8 – обратный клапан; А, В – полости

При разгибании протеза коленного модуля поршень выдвигается. Рабочая жидкость проходит через клапан 2 и обратный клапан 4b, попадая в бесштоковую полость. Энергия, накопленная в газовой полости В и в сжатой пружине 3, высвобождается, в результате чего поток, также проходя обратный клапан 4b, попадает в камеру А [11, 12]. В конце хода происходит торможение поршня за счёт распределённой группы каналов 5 и пружины 7. При низком заряде аккумулятора медленное выдвижение возможно благодаря дросселю 6.

Обратные клапаны 4а и 4b имеют большую величину открытия и не создают сопротивление потоку по сравнению с сервоклапанами. Таким образом, совокупность «сервоклапан 1 – обратный клапан 4а» и «сервоклапан 2 – обратный клапан 4b» позволяют независимо друг от друга изменять сопротивление во время движения, которое влияет на фазу опоры. Сигналы управления поступают от программного обеспечения. Закон изменения площади открытия сервоклапанов заложен в микроконтроллере [13, 14].

Гидравлическая система протеза Plié2.0 [15] (рисунок 6), в отличие от C-leg, состоит из одного сервоклапана 5, управляемого микропроцессором и двумя дросселями 1 и 2, регулирующими вручную.

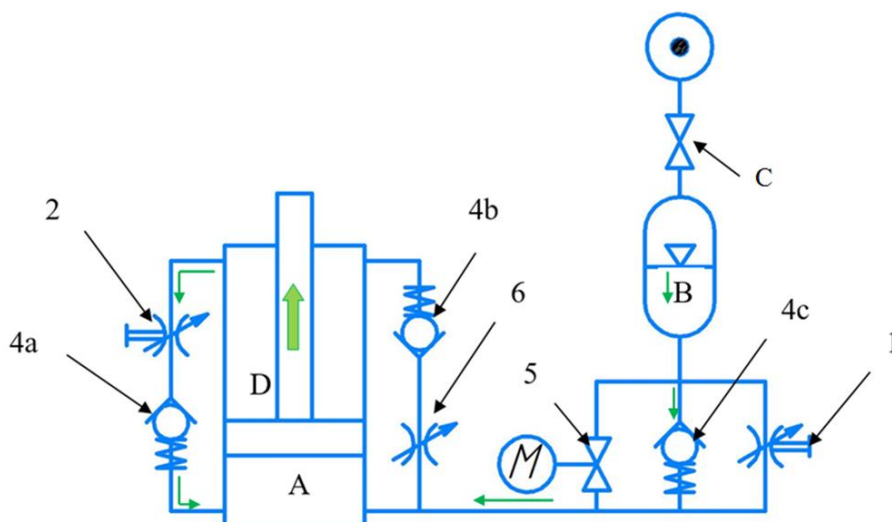


Рисунок 6 – Гидропневматическая схема коленного протеза Plié2.0 с пневмогидроаккумулятором [15]:
 1, 2 – регулируемые дроссели; 3 – клапан; 4а, 4b, 4с – обратные клапаны; 5 – сервоклапан;
 6 – регулируемый дроссель; А, В, D – полости

Система включает в себя пневмогидроаккумулятор, который обеспечивает дополнительное давление при разгибании коленного модуля.

При сгибании масло перетекает из камеры А в камеру В через обратный клапан 4b, гидросопротивление которого зависит от перепада давления на нём. Имитацией его гидросопротивления является дроссель 6.

Разница между вытесняемым объёмом из полости А в полость В равна объёму штока. Этот объём рабочей жидкости попадает в полость В через регулируемый дроссель 1 или клапан 5. Управляемый микропроцессором сервоклапан 5 имеет два положения: открыт и закрыт. Если он закрыт, то сопротивление в линии зависит только от настроек дросселя 1. Если он открыт, то сопротивление линии значительно снижается, т. к. площадь его проходного сечения больше, чем у дросселя 1. При этом полное сопротивление сгибанию протеза определяется клапаном, дросселем 6 и податливостью газовой полости С.

При каждом шаге энергия накапливается в пневматической пружине. Её жёсткость зависит от давления в камере С, которое можно изменять с помощью насоса.

При разгибании протеза запасённая энергия пружины высвобождается (рисунок 6, поток отмечен зелёным цветом). При этом масло из камеры В перемещается в полость А через обратный клапан 4c, сечение которого значительно больше клапана 5 и дросселя 1. Сопротивление движению поршня оказывает лишь вручную настроенный клапан 2 [16, 17, 18]. Следовательно, фаза разгибания не зависит от настройки микропроцессора.

Система протеза Orion [19], в отличие от Plié2.0, состоит из двух независимых контуров (пневматический и гидравлический), соединённых между собой одним штоком с двойным поршнем (рисунок 7). Микропроцессор управляет гидравлическим сервоклапаном 1 и игольчатым клапаном 3.

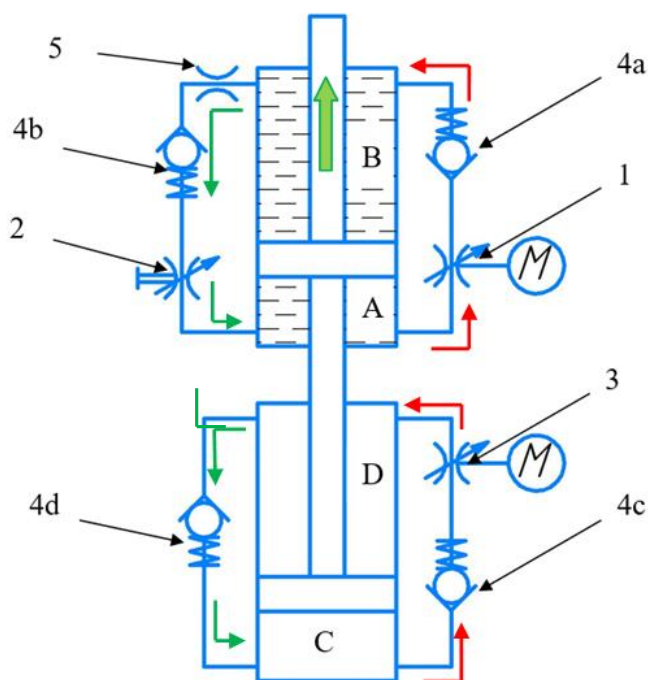


Рисунок 7 – Гидропневматическая схема протеза Orion [19]:
 1 – сервоклапаны; 2 – клапан с ручным регулированием; 3 – игольчатый клапан;
 4a, 4b, 4c, 4d – обратные клапаны; 5 – демпфер; А, В, С, D – полости

При сгибании протеза масло движется из камеры А в камеру В через обратный клапан 4a и сервоклапан 1, управляемый микропроцессором.

В то же время воздух проходит из камеры С в камеру D через обратный клапан 4с и игольчатый клапан 3. При полном закрытии клапана 3 во время фазы сгибания энергия накапливается в пневматической пружине: в камере С давление увеличивается, в камере D – уменьшается.

При разгибании шток движется вверх, масло проходит через клапан 4b и регулируемый вручную клапан 2 (поток отмечен зелёным цветом). При этом микропроцессор в управлении потоком масла не участвует. Если в предыдущей фазе пневматическая пружина накопила энергию, то она помогает процессу разгибания. Микропроцессор при необходимости может прервать влияние пневматической пружины, открыв клапан 3.

В конце фазы разгибания включается в работу гидравлический демпфер 5.

Система протеза Rel-K [19] (рисунок 8) оснащена сервоклапаном с микропроцессорным управлением 1 и регулируемым вручную клапаном 2.

При сгибании поршня масло перемещается из камеры А в камеру С через сервоклапан 1 и обратный клапан 4b (поток отмечен красным). При этом сжимается стальная пружина 5. Излишек масла, равный объёму штока, попадает в специальную полость В, сжимая пружину 3. Сопротивление сгибанию можно изменять от минимального значения, определяющегося жёсткостью пружин 3 и 5, до максимального значения (полное ограничение движения) при закрытом сервоклапане 1.

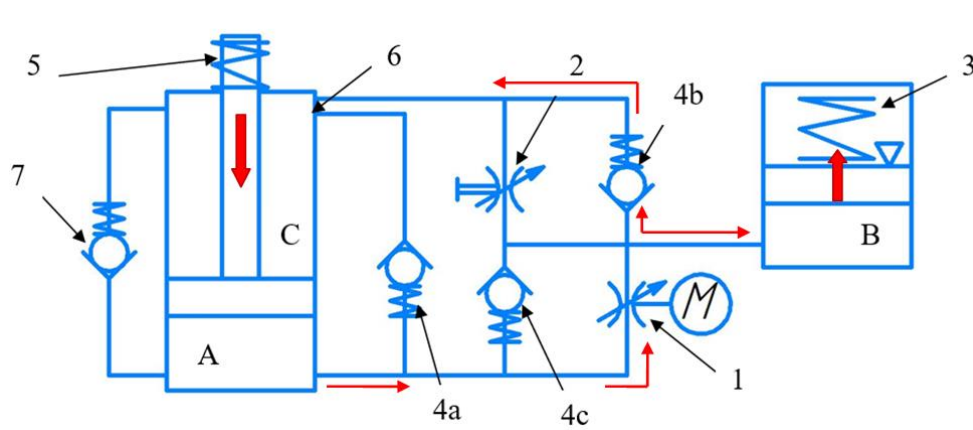


Рисунок 8 – Схема линейной гидравлики Rel-K [19]:

1 – сервоклапан; 2 – клапан с ручным регулированием; 3, 5 – пружины; 4а, 4b, 4с – обратные клапаны; 6 – канал; А, В, С – полости

При разгибании высвобождается энергия, запасённая в пружинах 3 и 5, а скомпенсированный объём масла движется из полости В в полость А. Большую часть фазы разгибания масло из полости С проходит с малым сопротивлением через обратный клапан 4а. После перекрытия поршнем канала 6 масло движется через регулируемый дроссель 2 и обратный клапан 4с, что приводит к большому сопротивлению. Изменение сопротивления происходит резко, в отличие от конструкций C-leg и Orion, имеющих группу мелких каналов (рисунок 5 элемент 5 и рисунок 7 элемент 5 соответственно).

В основе привода C-Leg применена гидравлическая система, которая управляется микропроцессором. В C-Leg создание сопротивления поворота основано на принципе гидравлической системы с двумя отдельными сервоклапанами (1, 2) для сгибания и разгибания (рисунок 5). Каждый клапан управляется микропроцессором и может непрерывно изменять сопротивление от минимального до максимального значения, включая полное закрытие при необходимости.

3 Особенности реализации электрической схемы управления гидравлическим демпфером коленного протеза

В настоящее время существует два основных конструктивных типа коленных протезов (КП): одноосные и многоосные, имеющие, соответственно, одну или несколько точек шарнирного соединения. Большая часть существующих коленных протезов с микропроцессорным управлением (КПМУ) одноосные. Для реализации микропроцессорного управления КПМУ используют контроллеры, различные датчики и автономные источники питания [20-22].

На рисунке 9 показан предпочтительный вариант исполнения протезной коленной системы управления [23]. Система управления с обратной связью содержит контроллер, который принимает информацию с датчиков и диагностическую информацию для управления работой колена. Коленный привод содержит тормозную систему или амортизатор с изменяющимся моментом для изменения амортизации сустава, чтобы управлять движениями выпрямления и сгибания по командам от контроллера. Датчик (потенциометрический, оптический или магнитный энкодер) используется для определения абсолютного угла одноосного колена, на который сгибается и выпрямляется коленный сустав. Дифференциатор определяет угловую скорость поворота колена. По этому сигналу определяется, сгибается колено или выпрямляется. Датчик осевого усилия и момента нижней конечности измеряет составляющую усилия, приложенную к протезу от земли вдоль или параллельно голени, и составляющую момента, приложенную к протезу в медиально-продольном направлении. Сенсорные средства в виде датчиков, регистрирующих два параметра (угол колена и нагрузка на нижнюю часть протеза ноги), осуществляют постоянный контроль за состоянием протеза вовремя его использования [24].

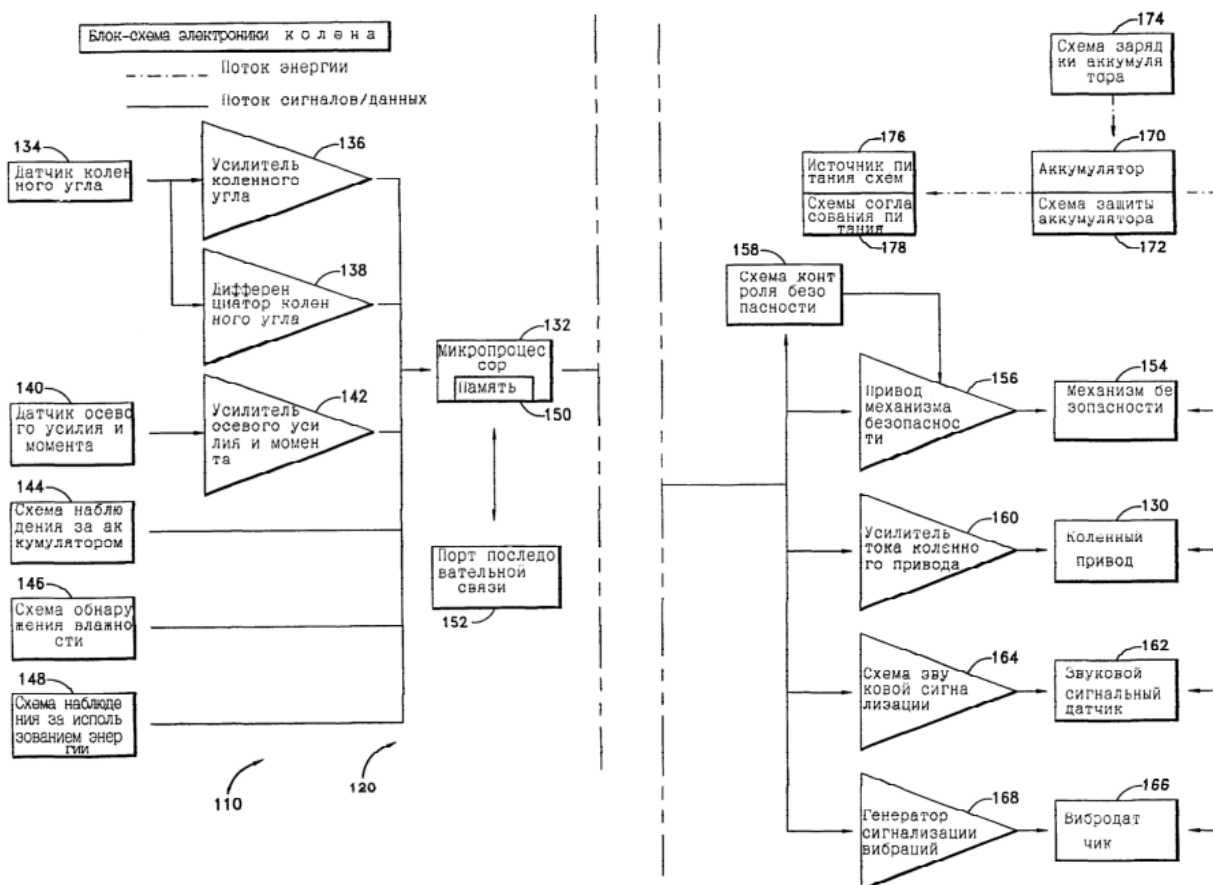


Рисунок 9 – Блок-схема электроники коленного протеза

Прототип коленного протеза с электронным управлением Е-Кnee (рисунок 10) состоит из модифицированных конечностей протеза, регулируемого демпфера, магнитного датчика, микроконтроллера Arduino (на отладочной плате Boarduino с АТmega 328), зажимного механизма и источника питания [25].

В качестве регулируемого демпфера использован стабилизатор рулевого управления мотоцикла (рисунок 10). Он имеет гидравлическую систему с нормально открытым электромагнитным клапаном, площадь сечения которого изменяется пропорционально подаваемому на него напряжению и току. При изменении площади проходного сечения клапана изменяется его гидравлическое сопротивление, а следовательно, меняются демпфирующие свойства протеза. Для полной фиксации штока в конструкции имеется зажимной механизм. Он представляет собой механический фиксатор штока гидроцилиндра, приводимый в движение с помощью соленоида.

Система управления определяет угловое сгибание колена с помощью датчика Холла, установленного между нижним блоком колена и задним рычагом (рисунок 10). Система управления реализована на базе отладочной платы Arduino (Boarduino) и предназначена для контроля сгибания протеза. Программа управления имеет три различных состояния: стойка, качание и спотыкание. Используя распознавание двигательных ситуаций и пороговые значения контролируемой скорости сгибания, программа переключает протез между состояниями походки. Если программа обнаруживает быстрое угловое сгибание во время стойки, свидетельствующее о спотыкании или падении, система управления переключает протез на режим спотыкания и включает зажимной механизм, который останавливает сгибание. Протез переключается с режима спотыкания обратно на режим стойки при обнаружении разгибания колена. Если бы угловое сгибание слегка увеличивалось после стойки, состояние было бы переключено на качание. Когда скорость разгибания колена достигает нуля, состояние качания всегда переключается в стойку.

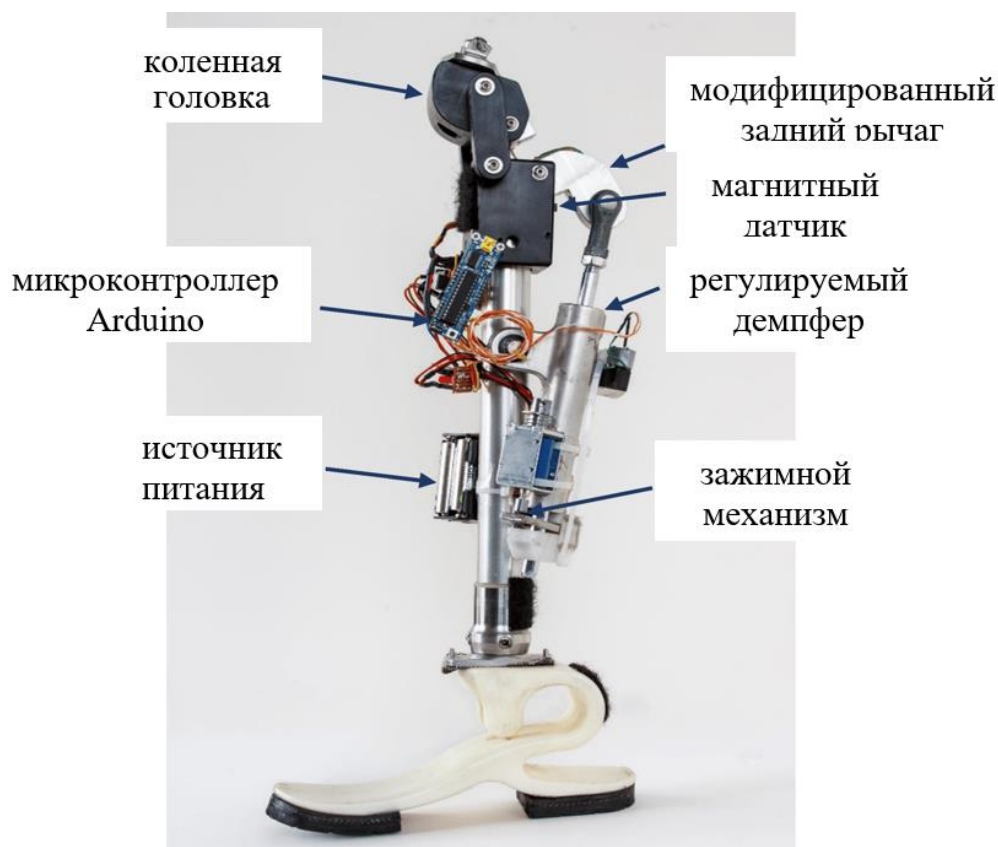


Рисунок 10 – Прототип коленного протеза с электронным управлением Е-Кnee

Заключение

В результате исследования была выполнена оценка текущего технического уровня изделий зарубежных и отечественных производителей коленного модуля протеза нижних конечностей. Показано, что наиболее перспективным решением является использование гидравлического привода с модулем узла демпфирования поворота колена. Основным преимуществом применения гидравлического привода является возможность обеспечения силовой поддержки инвалида, человека с ограниченными возможностями в активном движении и в состоянии покоя. Также применение привода с модулем узла демпфирования поворота колена обеспечивает более эффективное энергопотребление по сравнению с другими техническими решениями узла коленного модуля.

В составе отечественных готовых изделий, прототипов, изобретений и промышленных образцов не представлены подобные технические решения. Таким образом, разработка коленного модуля протеза нижних конечностей с гидравлическим приводом и модулем узла демпфирования поворота колена является целесообразной на сегодняшний день в нашей стране.

Работа выполнена в рамках реализации Программы развития Самарского университета на 2021- 2030 годы в рамках программы "Приоритет-2030" при поддержке Правительства Самарской области.

Список использованных источников

1. Жигач, А. Рук больше, чем ног: какими бывают современные протезы и кто производит их в России и в мире / А. Жигач // Rusbase (RB.RU) [сайт]. – 2020. – URL: <https://rb.ru/longread/modern-prosthesis/> (дата обращения 12.06.2023).
2. Анализ размера и доли рынка замены тазобедренного сустава – тенденции роста и прогнозы (2024–2029 гг.) // Mordor Intelligence [сайт]. – 2024. – URL: <https://www.mordorintelligence.com/ru/industry-reports/hip-replacement-market> (дата обращения 07.07.2023).
3. Prosthetic Knee Solutions // apcprosthetics.com.au [сайт «APC ProstheticsGroup»]. – 2023. – URL: <https://apcprosthetics.com.au/prosthetic-knees/> (дата обращения 15.06.2023).
4. Power Knee™ // Ossur [сайт]. – <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/power-knee> (дата обращения 12.05.2023).
5. Патент 8652218B2 USA. Powered leg prosthesis and control methodologies for obtaining near normal gait [Протез ноги с приводом и методики контроля для получения почти нормальной походки] : № 12/427 384 : заявлено 21.04.2009 : опубликовано 18.02.2014 / М. Goldfarb, А. Varol, F. C Sup IV, J. Mitchell ; заявитель и патентообладатель Vanderbilt University.
6. Burt, Sh. Evaluation of a Lightweight Powered Leg [Оценка легкой силовой ноги] / Sh. Burt. // Shirley Ryan abilitylab [сайт]. – 07.07.2023.
7. Sup, F.; Varol, H.A.; Mitchell, J.; Withrow, T.; Goldfarb, M. Design and control of an active electrical knee and ankle prosthesis. In Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, Scottsdale, AZ, USA, 19–22 October 2008; Volume 2008, pp. 523-528.
8. Sup, F.; Bohara, A.; Goldfarb, M. Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis / F. Sup, A. Bohara, M. Goldfarb. // Int. J. Robot. Res. – 2008. – 27 (2). – pp. 263-273.
9. Herr, H. User-Adaptive Control Of A Magnetorheological Prosthetic Knee [Текст: электронный] / H. Herr, A. Wilkenfeld // Industrial Robot: An International Journal. – 2003. – Vol. 30, №1. – pp. 42-55.
10. Bellmann, M. Funktionsprinzipien aktueller Mikroprozessor gesteuerter Prothesenkniegelenke / M. Bellmann, T. Schmalz, S. Blumentritt // Orthopädie-Technik. – 2009. – 60, pp. 297-303.
11. Blumentritt, S. The safety of C-Leg: biomechanical tests / S. Blumentritt, T. Schmalz, R. Jarasch // JPO Journal of Prosthetics and Orthotics // – 2009. – 21(1). – pp. 2-15.
12. Dietl, H. C-Leg-Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen / H. Dietl, R. Kaitan, R. Pawlik, P. Ferrara // Orthopädie-Technik. – 1998. – 49. – pp. 197–211.
13. Патент EP0549855B1, A61 F 2, A61 F 2/68. System for controlling artificial knee joint action in above knee prosthesis : заявлено 12.09.1992 : опубликовано 07.07.1993 / James K. B.
14. Kaufman, K. R. Do microprocessor-controlled knees work better? / K. R. Kaufman, B. Iverson, D. Padgett, R. H. Brey, J. A. Levine, M. J. Joyner // J Biomech. – 2006. –39. – S70.

15. Freedom Innovations. Intelligent Hydraulics: Plié2.0 MPC Knee. – URL: <http://www.freedom-innovations.com/deutsch/knees/kneevideo.html> (Accessed 12 August 2023)
16. Freedom Innovations. Intelligent Hydraulics: Plié2.0 MPC Knee. – URL: <http://www.freedom-innovations.com/deutsch/knees/kneevideo.html> (Accessed 12 August 2023)
17. Патент EP 1 909 708 B2, A61F 2/64 (2006.01), A61F 2/30 (2006.01), A61F 2/38 (2006.01). Novel computer controlled prosthetic knee device: заявлено 28.07.2006: опубликовано 16.04.2008 / Palmer M., Bisbee C. R. III.
18. Патент US 2009/0140475 A1. Hydraulic dampers with pressure regulated control valve : заявлено Jan. 23, 2009: опубликовано Jun. 4, 2009 / Turner R.A., Victorville C.A.
19. Liang, W. Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective / W. Chen, Z. Qian, H. Song, Y. Cao, G. Wei, L. Ren, K. Wang, L. Ren // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2022. DOI: 10.3389/fbioe.2022.950110.
20. Thiele, J. Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints / J. Thiele, B. Westebbe, M. Bellmann, M. Kraft // *Biomed Tech (Berl)*. – 2014. – 59(1). – pp. 65-77. DOI: 10.1515/bmt-2013-0069
21. Tang, P. C. Y., Ravji, K., Key, J. J., Mahler, D. B., Blume, P. A., & Sumpio, B. (2008). Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees / P. C. Y. Tang, K. Ravji, J. J. Key, D. B. Mahler, P. A. Blume, B. Sumpio // *Journal of the American College of Surgeons*. – 2007. – 206(3). – pp. 548–560.
22. Lucas Galey, and Roger V. Gonzalez. Design and Initial Evaluation of a Low-Cost Microprocessor-Controlled Above-Knee Prosthesis: A Case Report of 2 Patients. / Galey, L., Gonzalez, R. // *Prosthesis*. – 2022. – 4(1). – pp. 60–72.
23. Патент RU 2 271 779 C2 Российская Федерация, МПК А61F 2/64, А61F 2/68. Способ адаптивного управления амортизацией протезного колена в фазе стояния, способ адаптивного управления амортизацией момента протезного колена в фазе ходьбы, протезное колено, приспособляющееся для управления моментом амортизации во время фазы стояния человека без ноги, и протезный узел [Текст] : № 2002127784/14 : заявлено 2001.03.29 : опубликовано 2006.03.20 / Херр Х. М. (US), Вилкенфелд Э. (US), Блек О. (US); заявитель и патентообладатель Массачусеттсинститут оф технолоджи (US)
24. Патент RU 2 089 138 C1 Российская Федерация, МПК А61F 2/70. Способ управления коленным сочленением протеза ноги и устройство для его осуществления [Текст] : № 92004581/14 : заявлено 03.12.1992 : опубликовано 10.09.1997 / Кельвин Б. Джеймс (CA); заявитель и патентообладатель Ортопедическое предприятие Отто Бока (DE).– Бюл. № 8. – 34с.
25. Galey, L. Design and Initial Evaluation of a Low-Cost Microprocessor-Controlled Above-Knee Prosthesis: A Case Report of 2 Patients / L. Galey, Gonzalez, R. V. // *Prosthesis*. – 2022. – 4. – pp. 60–72.

Lower limb prostheses with active damping

V. N. Ilyukhin | Candidate of Science (Engineering), Associate Professor;
Samara National Research University, Samara, Russian
Federation;
ilyukhin.vn@ssau.ru

M. A. Ermilov | Candidate of Science (Engineering), Associate Professor;
Samara National Research University, Samara, Russian
Federation;
ema@ssau.ru

A. I. Safin | Candidate of Science (Engineering), Associate Professor;
Samara National Research University, Samara, Russian
Federation;
safin@ssau.ru

A. N. Vidyaskina | Postgraduate Student;
Samara National Research University, Samara, Russian
Federation;
vidyaskina.an@ssau.ru

The article considers various types of lower limb prostheses with active damping based on pneumatic, hydraulic and electric drives. For each type of drive used, its advantages and disadvantages, features of design solutions were described with the aim of further selecting a prototype from existing knee modules of leading manufacturers to develop a domestic solution with characteristics and functionality not inferior to the best world samples. The article considers not only various design and circuit solutions, but also pays attention to the analysis of the applied control algorithms of lower limb prostheses, allowing to implement various convenient options, for example, protection against tripping, ascent and descent on uneven surfaces, energy saving and energy recovery systems.

Keywords: lower limb prostheses; knee prosthesis; active damping; pneumatic drive; hydraulic drive; electric drive; control algorithms

Citation: Ilyukhin, V. N., Ermilov, M. A., Safin, A. I. and Vidyaskina, A. N. (2024), "Lower limb prostheses with active damping", *Journal of Dynamics and Vibroacoustics*, vol. 10, no. 2, pp. 84-97. DOI: 10.18287/2409-4579-2024-10-2-84-97. (In Russian; abstract in English).

References

1. Zhigach, A (2020). "Arms are bigger than legs: what are modern prostheses and who makes them in Russia and around the world", *Rusbase (RB.RU)* [Electronic], available at: <https://rb.ru/longread/modern-prosthesis/> (Accessed 12 June 2023).
2. Mordor Intelligence (2024), "Hip Replacement Market Size and Share Analysis - Growth Trends and Forecasts (2024-2029)", available at: <https://www.mordorintelligence.com/ru/industry-reports/hip-replacement-market> (Accessed 7 July 2023).
3. The official site of "APC ProstheticsGroup" (2023), "Prosthetic Knee Solutions", available at : <https://apcprosthetics.com.au/prosthetic-knees/> (Accessed 15 June 2023).
4. The official site of "Ossur", "Power Knee™", available at: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/power-knee> (Accessed 12 May 2023).
5. Goldfarb, M., Varol, A., Sup IV, F. C and Mitchell, J. (2014), Powered leg prosthesis and control methodologies for obtaining near normal gait, USA, Pat. 8652218B2.
6. Burt, Sh. (2020), Evaluation of a Lightweight Powered Leg Shirley Ryan ability lab [online], available at: <https://www.sralab.org/research/projects/evaluation-lightweight-powered> (Accessed 07 July 2023).

7. Sup, F.; Varol, H.A.; Mitchell, J.; Withrow, T.; Goldfarb, M. "Design and control of an active electrical knee and ankle prosthesis", *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Scottsdale, AZ, USA, 19–22 October 2008, pp. 523-528.
8. Sup, F.; Bohara, A.; Goldfarb, M. "Design and Control of a Powered Transfemoral Prosthesis", *Int J Robot Res*, 2008, vol. 27 (2), pp. 263-273.
9. Herr, H. "User-Adaptive Control of a Magnetorheological Prosthetic Knee" *Industrial Robot: An International Journal*, 2003, Vol. 30, №1, pp. 42-55.
10. Bellmann, M. "Funktionsprinzipien aktueller Mikroprozessor gesteuerter Prothesenkniegelenke" *Orthopädie-Technik*, 2009, 60, pp. 297-303.
11. Blumentritt, S. "The safety of C-Leg: biomechanical tests", *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2009, 21(1), pp. 2-15.
12. Dietl, H. "C-Leg-Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen", *Orthopädie-Technik*, 1998, 49, pp. 197-211.
13. James, K. B., (1992), *System for controlling artificial knee joint action in above knee prosthesis*, German and French, Pat. EP0549855B1.
14. Kaufman, K. R., "Do microprocessor-controlled knees work better?", *J Biomech*, 2006, vol. 39(1), S70.
15. Freedom Innovations. Intelligent Hydraulics: Plié2.0 MPC, Knee, available at: <http://www.freedom-innovations.com/deutsch/knees/kneevideo.html> (Accessed 12 August 2023)
16. Freedom Innovations. Intelligent Hydraulics: Plié2.0 MPC Knee, available at: <http://www.freedom-innovations.com/deutsch/knees/kneevideo.html> (Accessed 12 August 2023)
17. Palmer M., Bisbee C. R. III, (2006), *Novel computer controlled prosthetic knee device*, German and French, Pat. EP 1 909 708 B2.
18. Turner R.A., Victorville C.A., (2009), *Hydraulic dampers with pressure regulated control valve*, US, Pat. US 2009/0140475 A1.
19. Liang, W., Chen, W., Qian, Z., Song, H., Cao, Y., We,i G., Ren, L., Wang, K., Ren, L. (2022), "Mechanisms and component design of prosthetic knees: A review from a biomechanical function perspective", *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, DOI: 10.3389/fbioe.2022.950110.
20. Thiele, J., Westebbe, B., Bellmann, M., Kraft, M., (2014), "Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints", *Biomed Tech (Berl)*, vol. 59(1), pp. 65-77, DOI: 10.1515/bmt-2013-0069
21. Tang, P. C. Y., Ravji, K., Key, J. J., Mahler, D. B., Blume, P. A., & Sumpio, B. (2007), "Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees", *Journal of the American College of Surgeons*, vol. 206(3), pp. 548–560.
22. Lucas Galey, and Roger V. Gonzalez, (2022), "Design and Initial Evaluation of a Low-Cost Microprocessor-Controlled Above-Knee Prosthesis: A Case Report of 2 Patients", *Prosthesis*, vol. 4(1), pp. 60–72.
23. Kherr, K. M., Vilkenfeld, E., Blek O., Massachusetts INSTIT'JuT OF Teknolodzhi (2006), *Method for carrying out adaptive control of prosthesis knee shock absorption in standing phase, method for carrying out adaptive control of prosthesis knee shock absorption moment in walking phase, prosthesis knee adaptable to control shock absorption moment in standing phase of patient having no leg and prosthesis unit*, US, Pat. RU 2 271 779 C2.
24. Kel'vin, B.D., Ortopedicheskoe predpriyatje Otto Boka (1997), *Method and apparatus for controlling knee joint of leg prosthesis*, RU, Pat. 2 089 138 C1.
25. Galey, L., Gonzalez, R. V (2022), "Design and Initial Evaluation of a Low-Cost Microprocessor-Controlled Above-Knee Prosthesis: A Case Report of 2 Patients", vol. 4, pp. 60–72.