

Гидравлические щиколотки

Гидравлические щиколотки

Спустя более десяти лет после оспаривания общепринятого мнения мы продолжаем публиковать новые научные данные о клинических преимуществах гидравлических щиколоток.



Стопа каждого человека состоит из 26 различных костей, которые вместе составляют 25% всех костей всего тела. Кроме того, стопа также содержит 30 различных суставов и более сотни мышц, сухожилий и связок. Эта сложная конструкция позволяет нам перемещаться и удерживать равновесие и баланс тела на различных опорных поверхностях, и при этом, мы даже не задумываемся над тем, как это происходит.

Обычный протез стопы всегда имел гораздо более простую конструкцию, чем естественная стопа человека. Протез основывался на концепции максимально эффективного накопления, сохранения и возврата накопленной энергии обратно в протезную систему. Это достигалось за счет использования пружинных элементов из углеродного волокна, которые деформировались при нагружении весом пользователя, и таким образом накапливали и сохраняли энергию, которая затем возвращалась в момент отрыва мыска протезной стопы от опорной поверхности в процессе ходьбы пользователя. Это помогло восстановить часть движения, которое обычно обеспечивалось мышцами щиколотки.

Однако щиколотка в таких конструкциях обычно являлась фиксируемой, это было необходимо для обеспечения эффективной передачи энергии. Это означает, что для адаптации к неровной опорной поверхности использовалась только гибкость пружинных элементов. Предыдущие исследования показали, что отсутствие адаптации щиколотки является недостатком обычных протезов¹, поэтому большинство пользователей, использующих обычные протезы с фиксируемой щиколоткой испытывают затруднения при ходьбе по неровной опорной поверхности^{2,3}.

Введение в конструкцию гидравлического демпфирования щиколотки для решения этой проблемы было спорным, поскольку в то время шло вразрез с основными учениями и пониманием протезной биомеханики. Какую пользу эта технология может принести пользователю, если она влияет на эффективность возврата энергии?

Биомиметические щиколотки

Биомиметика - это способность конструкции воспроизводить естественное поведение того, что она заменяет. Обычные протезы стопы с функцией накопления и возврата энергии (ESR - Energy-Storage-and-Return) основаны на отклонение углеволоконных пружин «пятки» и «мыска» для обеспечения механизма «переката» стопы во время ходьбы. С инженерной точки зрения это можно смоделировать, как две пружины на передней и задней части щиколотки, у которых есть точка равновесия, определенная во время статической юстировки протеза. Хотя эффективность пружины и определяет, какое количество энергии будет возвращаться обратно в протезную систему, но этот процесс является неконтролируемым, и поэтому когда энергия высвобождается во время цикла походки, стопа имеет лишь ограниченную адаптацию к опорной поверхности.

Гидравлические щиколотки представляют собой альтернативу традиционной конструкции, создавая более правдоподобную биомиметическую модель. Эта конструкция конечно же включает в себя углеволоконные пружины "пятки" и "мыска" стопы, но вместо жестко фиксированной «щиколотки», имеют некий сустав. В этом случае гидравлическое демпфирование используется для воздействия на движение этого сустава, обладающего вязкоупругими свойствами, близкими к поведению человеческих мышц.

Соответственно, этот механизм можно смоделировать, как две пружинно-демпферные связки, которые обеспечивают плавающую точку положения равновесия. По сути, "щиколотка" может самостоятельно юстироваться в пространстве и адаптироваться к опорной поверхности.

Самоюстировка

Адаптация щиколотки к опорной поверхности очень важна, особенно при остановке и стоянии на одном месте. На ровной опорной поверхности протезист намеренно производит юстировку протеза, для того чтобы минимизировать усилия, действующие на суставы нижней конечности; при этом вектор приложения веса тела должен проходить спереди щиколотки, немного спереди центра колена и через центр бедра или немного позади него. Со стопой с фиксируемой щиколоткой и рекуперацией энергии (ESR - energy-storage-and-return), щиколотка не адаптируется полностью к опорной поверхности и поэтому для остановки и длительном стоянии на склоне от пользователя требуется приложение компенсаторных усилий. Одна из стратегий - это поставить стопу параллельно опорной поверхности, согнув при этом коленный модуль в колене. Это действие переместит вектор приложения веса тела за пределы колена, требуя от пользователя с ампутацией нижней конечности оказания дополнительного сопротивления возникающему моменту, что ухудшит устойчивость и вызовет утомление при длительном стоянии на одном месте.



Самоюстировка щиколотки позволяет выровнять осанку, сохранить здоровье опорно-двигательного аппарата и обеспечивает равномерное распределение веса пользователя между нижними конечностями, позволяя значительно снизить энергозатраты.

Альтернатива - чрезмерно разогнуть коленный модуль в колене и перенести вес назад на пятку, наклонив корпус вперед. Это переместит вектор приложения веса тела перед бедром, но создаст плохую юстировку и момент, который необходимо будет скомпенсировать посредством мышечных усилий.



Фиксированная точка равновесия

Плавающая точка равновесия

Обычно эти компенсаторные действия приводят к увеличению усилий, необходимых для поддержки веса тела, на здоровую конечность, а также к увеличению затрачиваемой энергии. Люди с ампутацией нижней конечности при выполнении различных бытовых задач в повседневной жизни, затрачивают больше энергии, чем люди без ампутаций. Людям с ампутацией нижней конечности кроме всего прочего, приходится затрачивать дополнительные усилия, вызванные смещением, например, при подъеме по наклонной опорной поверхности.

Распределение давления в области гильзового интерфейса (гильза-культя) также будет изменяться в зависимости от величины наклона опорной поверхности^{4,5}, это может привести к дискомфорту или травмированию конечности. Поэтому стопы, которые могут адаптироваться к различным величинам наклона опорной поверхности, будут сохранять правильное положение гильзы протеза, и таким образом будет снижена вероятность того, что чувствительные области культи будут подвергаться высоким нагрузкам, за счет чего повышается комфорт и безопасность носки протеза.

Гидравлические устройства адаптируются к величине наклона опорной поверхности, позволяя вектору приложения веса тела сохранять правильную юстировку относительно колена и бедра. Это позволяет получить более естественную осанку и улучшить симметрию распределения веса тела пользователя; в результате сохраняется здоровье опорно-двигательного аппарата, существенно снижается вероятность возникновения остеоартрита и болей в пояснице, с которыми сталкиваются пользователи обычных протезов нижней конечностей^{6,7}.

Исследования показали, что при использовании гидравлической циклолотки происходит увеличение опорной нагрузки протезной конечности до 24% и снижение до 20% нагрузки на здоровую конечность⁸. В результате этого достигается улучшение устойчивости и баланса, о чем свидетельствует снижение в среднем на 25% момента движения центра давления, также снижается вероятность падения и спотыкания, присущие людям с ампутацией нижней конечности, использующим обычные протезы⁹.

Ходьба по наклонным опорным поверхностям

Это действие не является обычным, как например, во время стояния на одном месте, во время которого происходит простая адаптация стопы к опорной поверхности. При ходьбе вниз по склону, желательно располагать стопу параллельно опорной поверхности, на корректное время, чтобы получить устойчивую опору. У обычной стопы с функцией накопления и возврата энергии (ESR - Energy-Storage-and-Return), пружина пятки стопы сконструирована так, чтобы осуществлять

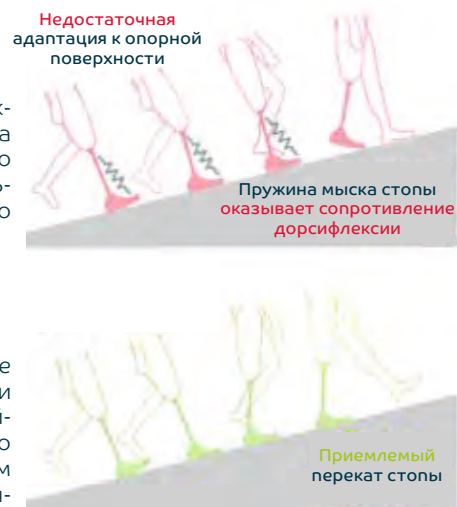


продвижение пользователя, заставляя нижнюю часть стопы вращаться вперед излишне быстро, потому что пружина пятки проталкивает вперед пружину мыска стопы. Это может привести к чрезмерному сгибанию в колене или повышению нагрузки на мышцы бедра, при компенсаторных действиях и управлении протезом. С применением гидравлической циклолотки, нагружается пружина пятки стопы, а «циклолотка» адаптируется к опорной поверхности таким образом, чтобы стопа могла расположиться вдоль опорной

поверхности склона, сохраняя стопу в естественном положении. Это дает большую степень управляемости перекачом, потому что пяточная пружина возвращает в таком положении меньше энергии, снижая при этом потребность в компенсаторных действиях при спуске по наклонной опорной поверхности.

Аналогично, происходит и при подъеме по наклонной опорной поверхности на протезе с обычной стопой с функцией накопления и возврата энергии (ESR - Energy-Storage-and-Return), пользователь двигать свое тело вверх, но при этом пружина мыска стопы оказывает противодействие. Это приводит к излишним энергозатратам и приводит к чрезмерному разгиба-

нию в колене. Гидравлическая циклолотка позволяет расширить диапазон дорсифлексии, чтобы циклолотка могла более свободно вращаться относительно стопы, что в свою очередь обеспечивает действие пружины мыска в сторону правильного направления переката стопы. Эти преимущества также проявляются и при ходьбе по изменяющейся от плоской до наклонной опорным поверхностям («кочкам»).



Исследования показали, что крутящий момент циклолотки у гидравлических циклолоток более точно воспроизводит действие здоровой стопы пользователя по сравнению с обычными стопами с функцией накопления и возврата энергии (ESR - Energy-Storage-and-Return) при ходьбе по переменной опорной поверхности¹⁰. Этот факт подчеркивает принцип биомиметической конструкции гидравлических циклолоток.

Расход энергии

Поскольку пользователю не нужно оказывать компенсационных затрат энергии для пружин стопы, то ходьба по склонам на стопах с использованием гидравлических циклолоток более энергоэффективна и менее утомительна. Исследования показали, насколько много энергии затрачивают люди с ампутацией нижней конечности при ходьбе по наклонным опорным поверхностям, при этом анализировался кислород и углекислый газ в дыхании пользователя при ходьбе на протезной системе¹¹. Испытуемых просили пройти по разным опорным поверхностям с различной степенью наклона на обычной стопе с функцией накопления и возврата энергии (ESR - Energy-Storage-and-Return) и стопе с гидравлической циклолоткой производства Blatchford - Echelon. Исследование показало, что при использовании стопы с гидравлической циклолоткой при ходьбе по различным наклонным опорным поверхностям, пользователи затрачивали энергии, в среднем на 20% меньше.

Ранее ошибочно считалось, что стопы с гидравлической циклолоткой поглощают энергию, и поэтому утомляют пользователя при ходьбе по ровной опорной поверхности. Однако, на ходьбу влияет не только одно количество возвращенной энергии. Также имеет важное значение момент, в который энергия будет возвращена в протезную систему во время цикла ходьбы и то, как стопа ориентирована в пространстве в этот момент.

У естественной биологической циклолотки при ходьбе мышцы задействуют концентрическое и эксцентрическое сокращение для управления скоростью нагружения весом, предотвращают удар стопы при соприкосновении с опорной поверхностью и управляют стопой в момент быстрого передвижения тела вперед. Гидравлические циклолотки должны воспроизводить это вязко-эластичное действие за счет юстировки клапанов дорсифлексии и плантарфлексии, что позволяет настроить вращение циклолотки и возврат энергии, накопленным пружинами мыска и пятки стопы.

Также исследовалось¹¹ количество энергии, которое люди с ампутацией нижней конечности затрачивают при ходьбе по ровной опорной поверхности при ходьбе на разных скоростях при использовании обычной стопы с функцией накопления и возврата энергии (ESR - Energy-Storage-and-Return) и стопы с гидравлической циклолоткой производства Blatchford - Echelon. При использовании стопы с гидравлической циклолоткой, пользователи при ходьбе в среднем темпе по ровной опорной поверхности расходовали в среднем на 12% меньше энергии. Исследование показало, что на стопах с гидравлической циклолоткой при равных энергозатратах, пользователи могли идти быстрее на 7%.

Лучшая мобильность

Когда пользователи выбирают свой собственный темп ходьбы, скорость увеличивается до 8%¹²⁻¹⁴ а перекат в процессе цикла походки становится более плавным^{14,15}.

Тот факт, что пользователи естественным образом выбирают более быструю скорость ходьбы при использовании гидравлических циклопедов свидетельствует о более лучшем управлении рекуперацией энергии от протезной системы. Более быстрая ходьба естественно увеличивает нагрузку на тело пользователя, однако при повышении скорости ходьбы, при использовании гидравлических циклопедов, происходит сокращение энергозатрат здоровой конечности в среднем на 17%, что улучшает симметрию нагружения нижних конечностей. Снижение нагрузки на здоровую конечность во время ходьбы может снизить вероятность возникновения и развития остеоартрита; который очень часто наблюдается у людей с ампутацией нижней конечности⁶.

Уменьшение нагрузки на здоровую конечность имеет и другие преимущества. Наиболее частые причины ампутации нижних конечностей это сосудистые заболевания, такие как, например, диабет, исследования показывают, что в США зарегистрировано до 82% ампутаций по причине сахарного диабета¹⁶. Также часто ампутации связаны с развитием пролежней стопы, которым пациент не придавал значения и своевременно не принял мер по излечению¹⁷. Из контингента пациентов с сосудистыми заболеваниями, у которых ранее уже была произведена ампутация, каждому десятому снова может потребоваться ампутация нижней конечности в течение 12 лет после предыдущей ампутации¹⁸, поэтому сохранение здоровой стопы имеет первостепенное значение.

Исследования влияния давления на стопу у лиц с ампутированными конечностями показали, что нежелательное давления на стопу снижается в среднем на 24% по сравнению с обычными стопами, когда испытуемые использовали протезы со стопой с гидравлической циклоткой¹⁹. Это оказало значительную пользу для сохранения здоровой конечности. Также у пользователей наблюдалось снижение компенсаторных движений при ходьбе.

Но учитываться должны не только нагрузки на здоровую конечность. У людей, с ампутацией вследствие сосудистых заболеваний, культя также может быть подвержена повторному заболеванию. В этих случаях мягкие ткани культи больше восприимчивы к повреждениям²⁰, ткани культи у таких пациентов не заживает так же хорошо, как здоровые ткани²¹ и могут иметь периферическую невропатию, которая не позволит пациенту вовремя заметить повреждение тканей культи. Поскольку на диабетической стопе могут развиваться язвы, которые в свою очередь могут привести к ампутации¹⁷, пролежни на остаточной конечности - это серьезная проблема для тех, кто носит протезы^{22,23}. Пациенты, у которых развивались пролежни вследствие неправильного ношения протезов составили 34,5%²³. Поэтому если у пациента имеются сопутствующие сосудистые заболевания, а это 24% с ампутацией

на уровне голени и 14% с ампутацией на уровне бедра, то может потребоваться новая операция или даже повторная ампутация на более высоком уровне в течение одного года после первой ампутации¹⁸. Очевидно, что предохранение культи является первостепенной задачей.

Разница в давлении на культю в гильзовом интерфейсе была исследована с применением обычных стоп и стоп с гидравлической циклоткой²⁴. При ходьбе по разным опорным поверхностям, например таким, как мощеный пол, трава, лестницы и склоны, максимальное давление на культю у гидравлических устройств были снижены на 81%. Также были снижены нагрузки до 87%. Эти различия очень полезны для предотвращения развития пролежней.

Снижение риска падения

Во время фазы опоры нагрузка и управление перераспределением энергии очень важны; а во время фазы переноса, основной целью является правильное позиционирование стопы, без зацепления мыском стопы опорной поверхности. Падение - серьезная проблема для пользователей при ходьбе на протезах нижней конечности⁷, падение в равных долях может быть вызвано потерей устойчивости или подскользыванием²⁵. Потеря мышечной массы и функции проприоцепции в нижней конечности означают, что клиренс мыска стопы (расстояние между мыском стопы и опорной поверхностью во время фазы переноса) недостаточен для нормальной ходьбы вследствие ампутации, что увеличивает вероятность нежелательного зацепления мыска стопы об опорную поверхность, что может привести к спотыканию и падению пользователя.



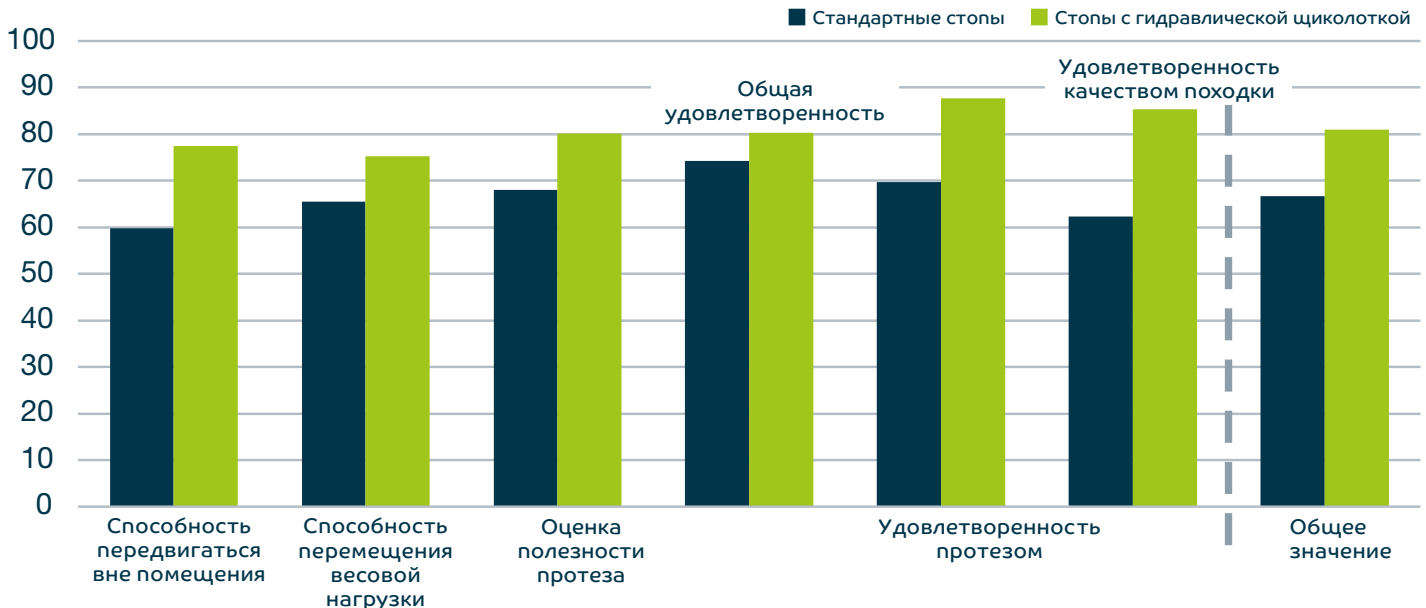
Дорсифлексия в процессе фазы переноса позволяет увеличить клиренс

Движение циклотки с гидравлической системой управления переводит стопу в положение дорсифлексии в момент окончания фазы опоры и удерживает стопу этом положении во время фазы переноса. В результате применения гидравлической циклотки в среднем на 18% увеличивается клиренс мыска стопы, по сравнению со стопами с фиксированной циклоткой¹². Это положение дорсифлексии имеет дополнительное преимущество: обеспечивает пяточную амортизацию и амортизацию вертикальной осевой нагрузки, поскольку циклотка подвижна во всем диапазоне движения во процессе фазы опоры.

Удовлетворенность пользователей протезом

Гидравлические циклотки хорошо работают не только в условиях испытательной лаборатории. Нами были проведены два отдельных исследования с анкетированием²⁶ пользователей, которые показали различия исходя из оценочных баллов, для пользователей стоп Echelon и пользователей обычных стоп с функцией накопления и возврата энергии (для уровня

Комбинация показателей для стоп Echelon/Avalon^{K2} по сравнению со стандартными стопами



двигательной активности K3)²⁷ и пользователей стоп Avalon^{K2} и Multiflex (для уровня двигательной активности K2)²⁸. Пользователи оценивали свой протез, оценивали насколько хорошо они могли выполнять определенные задачи, а также оценивали удовлетворенность своим протезом при использовании в повседневной жизни после ампутации нижней конечности. Затем пользователям предлагалось использовать протезы с гидравлическими циклотками в своей повседневной жизни, после чего проводилось повторное анкетирование.

Через четыре недели оценки пользователей улучшились: для стопы Avalon^{K2} в среднем на 23% по всем параметрам²⁸, а для стопы Echelon в среднем на 21%²⁷. Наибольшие различия наблюдались при оценке категорий способности перемещения, удовлетворенности протезом и качеством походки. По оценке способности перемещения стопы Avalon^{K2} показала увеличение удовлетворенности на 29%, а пользователи Echelon показали увеличение на 30%, что свидетельствовало об улучшении их функциональности и мобильности. При оценке удовлетворенности как протезом, так и походкой, оценка увеличивалась при использовании пользователями стоп Avalon^{K2} на 42%!

Пользователи протезов с низкой двигательной активностью

Примерно 75% людей с ампутацией нижних конечностей имеют возраст старше 60 лет^{29,30}. Возраст может накладывать дополнительные ограничения на мобильность, и поэтому необходимо использование передовых технологий, специально ориентированных на биомеханические потребности пациентов этого контингента. Стопа Avalon^{K2} производства Blatchford сочетает в себе специально разработанную и очень надежную стопу с прочным килем и циклоткой с гидравлической технологией. В дополнении к оценке упомянутых ранее улучшений²⁸, пользователи с низкой мобильностью заметили увеличение скорости ходьбы примерно на 6,5% при использовании этой стопы³¹. При этом также улучшалась симметрия нагружения нижних конечностей, что было подтверждено последующими исследованиями, которое выявило асимметрию времени, затраченного на нагружение каждой конечности во время ходьбы, при этом симметрия распределения нагрузки улучшилась в среднем на 34%, исходя из оценок пользователей стопы Avalon^{K2}, по сравнению с их предыдущими протезами со стопами с фиксированными или эластичными циклотками³².

Микропроцессорное управление

Микропроцессорное управление хорошо зарекомендовало себя в коленных модулях еще с начала 1990-х годов, но в последнее десятилетие аналогичные технологии были перенесены и на модульные стопы. Компания Blatchford изготовила стопу Elan с микропроцессорным управлением, при котором гидравлическая циклотка адаптируется к опорной поверхности за счет управления микропроцессором клапанов регулировки сопротивления дорсифлексии и плантарфлексии во время всего цикла ходьбы. Изменение сопротивлений дорсифлексии и плантарфлексии происходит независимо друг от друга, и такое биомеханическое поведение циклотки способно обеспечить наиболее близкое к естественному функционированию циклотки.

По сравнению со стопами с эластичной циклоткой при ходьбе по ровной опорной поверхности, стопа Elan сохраняет все преимущества разработанной ранее гидравлической технологии. Прямое сравнение стопы Elan и обычной стопы с функцией накопления и возврата энергии с эластичной циклоткой было повторно проведено год спустя³³. При этом стопа Elan показала более быструю адаптацию скоростей ходьбы и изменения момента культы, что означало более полное нагружение весом пользователя протезной системы.

При спуске по наклонной опорной поверхности сопротивление плантарфлексии автоматически снижается по сравнению с ходьбой по ровной опорной поверхности. Это позволяет циклотке проще вращаться, улучшается адаптация стопы к опорной поверхности, при этом пяточная пружина стопы накапливает меньшее количество энергии, что значительно снижает опрокидывающее воздействие. В то же время сопротивление дорсифлексии увеличивается, позволяя контролировать скорость, с которой стопа нога вращается. Данная комбинация сопротивлений плантарфлексии и дорсифлексии приводит к общему тормозящему эффекту движения протеза, при этом повышается устойчивость, что дает пользователю большую



Микропроцессор управляет эффектом торможения при спуске по наклонным опорным поверхностям, помогая увеличить управляемость стопой

Эта движущая циклотки обеспечивает амортизацию и снижает компенсаторные движения в культе. Кроме того, эффект торможения из-за повышенного сопротивления дорсифлексии снижает скорость вращения голени до 9%. Однако, преимуществами заключаются не только в возможности контролировать нарастание момента кручения, кроме этого еще улучшается устойчивость коленного модуля³⁵, снижается нагрузка на проксимальные суставы³⁶ а протез при нагружении обеспечивает пользователю большую поддержку³⁷. При исследовании выяснилось, что эта поддержка увеличилась в среднем на 26%, что снизило излишнее нагружение здоровой нижней конечности на 8%³⁷.

При подъеме вверх по наклонной опорной поверхности сопротивление плантарфлексии увеличивается, и таким образом происходит накопление и возврат большего количества энергии от пяточной пружины, а сопротивление дорсифлексии уменьшается, что облегчает перекаат стопы. Это действие помогает противостоять гравитации и облегчает опережающее вращение конечности. Исследования показали, что эти изменения сопротивлений при подъеме вверх по наклонной опорной поверхности снижают потребность в дополнительной поддержке здоровой конечности в среднем на 7%³⁷, и улучшают биометрию момента вращения циклотки³⁵.

пяточной пружины, а сопротивление дорсифлексии уменьшается, что облегчает перекаат стопы. Это действие помогает противостоять гравитации и облегчает опережающее вращение конечности. Исследования показали, что эти изменения сопротивлений при подъеме вверх по наклонной опорной поверхности снижают потребность в дополнительной поддержке здоровой конечности в среднем на 7%³⁷, и улучшают биометрию момента вращения циклотки³⁵.

Движение циклотки с гидравлической системой управления переводит стопу в положение дорсифлексии в момент окончания фазы опоры и удерживает стопу этом положении во время фазы переноса. В результате применения гидравлической циклотки в среднем на 18% увеличивается клиренс мыска стопы, по сравнению со стопами с фиксированной циклоткой¹². Это положение дорсифлексии имеет дополнительное преимущество: обеспечивает пяточную амортизацию и амортизацию вертикальной оулучшают биометрию момента вращения циклотки³⁵.

степень управляемости протезом при спуске по наклонной опорной поверхности.

Многочисленные исследования сравнивали эффективность стопы Elan со стопами с фиксированной циклоткой, а также стопами с гидравлическими циклотками без микропроцессорного управления при спуске по наклонной опорной поверхности. При спуске по наклонной опорной поверхности стопа Elan показала при нагружении весом пользователя снижение угла сгибания в колене до 15%³⁴, при этом упрощенная плантарфлексия (из-за снижения гидравлического сопротивления) позволила стопе адаптироваться к опорной поверхности на 8% быстрее.

Это движение циклотки обеспечивает амортизацию и снижает компенсаторные движения в культе. Кроме того,

эффект торможения из-за повышенного сопротивления дорсифлексии снижает скорость вращения голени до 9%. Однако, преимуществами заключаются не только в возможности контролировать нарастание момента кручения, кроме этого еще улучшается устойчивость коленного модуля³⁵, снижается нагрузка на проксимальные суставы³⁶ а протез при нагружении обеспечивает пользователю большую поддержку³⁷. При исследовании выяснилось, что эта поддержка увеличилась в среднем на 26%, что снизило излишнее нагружение здоровой нижней конечности на 8%³⁷.

При подъеме вверх по наклонной опорной поверхности сопротивление плантарфлексии увеличивается, и таким образом происходит накопление и возврат большего количества энергии от пяточной пружины, а сопротивление дорсифлексии уменьшается, что облегчает перекаат стопы. Это действие помогает противостоять гравитации и облегчает опережающее вращение конечности. Исследования показали, что эти изменения сопротивлений при подъеме вверх по наклонной опорной поверхности снижают потребность в дополнительной поддержке здоровой конечности в среднем на 7%³⁷, и улучшают биометрию момента вращения циклотки³⁵.

пяточной пружины, а сопротивление дорсифлексии уменьшается, что облегчает перекаат стопы. Это действие помогает противостоять гравитации и облегчает опережающее вращение конечности. Исследования показали, что эти изменения сопротивлений при подъеме вверх по наклонной опорной поверхности снижают потребность в дополнительной поддержке здоровой конечности в среднем на 7%³⁷, и улучшают биометрию момента вращения циклотки³⁵.

Движение циклотки с гидравлической системой управления переводит стопу в положение дорсифлексии в момент окончания фазы опоры и удерживает стопу этом положении во время фазы переноса. В результате применения гидравлической циклотки в среднем на 18% увеличивается клиренс мыска стопы, по сравнению со стопами с фиксированной циклоткой¹². Это положение дорсифлексии имеет дополнительное преимущество: обеспечивает пяточную амортизацию и амортизацию вертикальной оулучшают биометрию момента вращения циклотки³⁵.



Обзор

Текущие исследования подчеркивают потенциальные преимущества применения гидравлических щиколоток для пользователей протезных систем.

Эти преимущества проявляются во многих областях, которые, как известно, являются весьма актуальными для людей с ампутированными нижними конечностями.

Симметричное распределение весовой нагрузки



- Более равномерное распределение веса между здоровой конечностью и протезом.
- Снижен риск возникновения развития остеоартрита или болей в области поясницы.

Энергозатраты



- Снижены энергозатраты и соответственно утомляемость пользователя при использовании гидравлической щиколотки.
- Снижена нагрузка на здоровую нижнюю конечность.

Нежелательные нагрузки



- Снижены нагрузки на культю.
- Снижены осевые нагрузки на здоровую стопу.
- Защита от повреждений кожного покрова.

Риск потенциального падения



- Увеличен клиренс мыска стопы в процессе фазы переноса - это значительно понижает возможность потенциального спотыкания.
- Снижение вероятности спотыкания также снижает и вероятность падения.
- Лучшее равновесие при остановке на неровной или наклонной опорной поверхности.

Качество походки



- Более высокая скорость ходьбы.
- Улучшение осанки.
- Более естественная ходьба по наклонной или неровной опорной поверхности.

Удовлетворенность протезом








- Более высокие показатели удовлетворенности протезом у пользователей с ампутацией нижней конечности, как с низкой, так и с высокой двигательной активностью.



1. Вирта Р. В., Мейсон Р., Кальво К. и др.: Влияние на походку различных протезных систем щиколотка/стопа. Журнал Реабилитационные и Исследовательские Устройства, 1991; 28:13.
2. Вриллинг А. Х., Ван Кикен Х. Г., Шоппен Т. и др.: Ходьба вверх и вниз по наклонной опорной поверхности пациентов с односторонней ампутацией нижней конечности. Ходьба и Походка, 2008; 28: 235–242.
3. Виккерс Д. Р., Полк С., Макинтош А. С. и др.: Походка у пожилых пациентов с односторонней ампутацией на уровне бедра при ходьбе по наклонной опорной поверхности: биомеханический анализ. Ходьба и Походка, 2008; 27: 518–529.
4. Кобаяши Т., Арабиан А.К., Орендуфф М.С. и др.: Влияние изменений юстировки на моменты реакции протезной гильзы при ходьбе пациентов с ампутацией на уровне голени на протезах с накоплением и возвратом энергии. Клиническая Биомеханика, 2014; 29: 47–56.
5. Дуо П, Цзя Х, Суо С. и др.: Распределение давления в интерфейсе культя/гильза протеза у пациентов с ампутацией на уровне голени при ходьбе по лестнице, наклонной опорной поверхности и неровному ландшафту. Клиническая Биомеханика, 2006; 21: 1067–1073.
6. Норвелл Д.С., Черниески Дж. М., Рейбер Г.Е. и др.: Распространенность болей в колене и симптоматического остеоартроза коленного сустава среди ветеранов боевых действий, получивших травмы с ампутацией конечностей или без ампутации. Архив Физической Реабилитационной Медицины, 2005; 86: 487–493.
7. Эхде Д.М., Смит Д.Г., Черниески Дж. М., и другие: Боли в спине, как вторичная инвалидность у лиц с ампутациями нижних конечностей. Архив Физической Реабилитационной Медицины 2001; 82: 731–734.
8. МакГрасс М., Лазшак П., Сиад Захеда, и другие: Коленные модули с микропроцессорным управлением, функции замка при остановке и стопы с подвижными гидравлическими щиколотками, эффект улучшения устойчивости, баланса и равномерности нагружения нижних конечностей при остановке и длительном стоянии. Журнал Вспомогательные Реабилитационные Инженерные Технологии, 2018; 5: 2055668318795396.
9. Хантер С. В., Бэтчелор Ф., Хилл К. Д. и др.: Факторы возникновения риска падений у людей с ампутацией нижней конечности: систематический обзор. Журнал Протезная и Реабилитация, 2016; 9: 170–80.
10. Бай Х, Эвинс Д., Крокомб А.Д. и др. Кинематическая и биомиметическая оценка гидравлической системы щиколотка/стопа при ходьбе по ровной опорной поверхности и по неровному ландшафту. Журнал PLOS ONE 2017; 12:e0180836.
11. Аскью Г. Н., Макфарлейн Л. А., Минетти А. Э. и др.: Энергозатраты на перемещение у пациентов с ампутацией на уровне голени с использованием стоп с динамическим откликом и гидравлической «щиколоткой» по сравнению с хождением на стопах с фиксированной жесткой щиколоткой: понимание динамики движения центра масс тела. Журнал Нейро-инженерная реабилитация, 2019; 16: 39.
12. Джонсон Л., Де Аша А.Р., Мунджал Р. и др.: Клиренс мыска стопы при ходьбе у пациентов с односторонней ампутацией голеностопного сустава: эффективность применения пассивной гидравлической щиколотки. Журнал Реабилитационные Исследовательские Устройства, 2014; 51: 429.
13. Де Аша А.Р., Мунджал Р., Кулкарни Дж., и др.: Кинетические изменения суставов, связанные со скоростью ходьбы, у пациентов с ампутацией на уровне голени: влияние гидравлического демпфирования на щиколотку., Журнал Нейро-инженерная реабилитация, 2013; 10: 1.
14. Де Аша А.Р., Мунджал Р., Кулкарни Дж. и др.: Влияние на биомеханику походки гидравлической щиколотки стопы Echelon у пациентов с односторонней ампутацией на уровне голени и бедра, Клиническая Биометрия, 2014; 29: 728–734.
15. Де Аша А.Р., Джонсон Л., Мунджал Р. и др. Снижение колебаний траектории центра давления протеза с применением стопы с гидравлической щиколоткой, по сравнению со стопами с фиксированной щиколоткой., Клиническая Биометрия, 2013; 28: 218–224.
16. Диллингем Т.Р., Пеззин Л.Е., Маккензи Э.Дж.: Ампутации и аномалии конечностей: эпидемиология и последние тенденции в США., Журнал Южная Медицина, 2002; 95: 875–883.
17. Мулик П.К., Мтонга Р., Гилл Г.В.: Ампутация и смертность вследствие язв диабетической стопы, стратифицированных по этиологии. Уход за диабетом., 2003; 26: 491–494.
18. Диллингем Т.Р., Пеззин Л.Е., Шор А.Д.: Репутация, смертность и расходы на здравоохранение среди лиц с дисвакулярной ампутацией нижних конечностей., Архив Журнала Физической Реабилитационной Медицины, 2005; 86: 480–486.
19. Мур Р.: Влияние протеза со стопой с гидравлической щиколоткой на пиковое плантарное давление контралатеральной стопы у пациентов с односторонней ампутацией., Журнал Протезирование и Ортопедия, 2018; 30: 165–70.
20. Сиббалд Р.Г., Ву К.: Биология хронических язв стопы у больных сахарным диабетом., Диабетический метаболизм, Обзор исследований, 2008; 24: S25 – S30.
21. Гринхалд Д.Г.: Заживление ран и сахарный диабет. Клиническая Пластическая Хирургия, 2003; 30: 37–45.
22. Бадер Д., Уорсли П., Гефен А.: Биоинженерные аспекты в профилактике пролежней, при помощи медицинских устройств. Клиническая биомеханика.
23. Блэк Дж. М., Каддиган Дж. Э., Уолко М. А. и др.: Пролежни, лечение при помощи медицинских устройств, у госпитализированных пациентов. Журнал Исследование ран, 2010; 7: 358–365.
24. Портной С., Кристал А., Гефен А. и др.: Динамическая оценка внутренних напряжений в культе с учетом конкретных условий: протез стопы с накоплением гидравлической энергии по сравнению с обычными протезами со стопами с рекуперацией энергии. Походка 2012; 35: 121–125.
25. Стивенс Дж. А., Махони Дж. Э., Эренрайх Х.: Причины и последствия падений среди пожилых людей группы высокого риска. Журнал Эпидемиология 2014; 1: 5.
26. Легро М.В., Рейбер Г.Д., Смит Д.Г. и др.: Анкетирование для оценки качества протезов для пациентов с ампутацией нижних конечностей: оценка качества жизни при протезировании. Архив Физической Реабилитационной Медицины, 1998; 79: 931–938.
27. Седки И., Мур Р. Оценка пациентов, использующих стопы Echelon при помощи опросника. Интернациональная Протезная Ортопедия 2013; 37: 250–254.
28. Мур Р.: Оценка пациентами новых протезов, оснащенных стопами с гидравлической щиколоткой, предназначенного для пациентов с низким уровнем двигательной активности. Журнал Протезная Ортопедия, 2017; 29: 44–47.
29. Флетчер Д.Д., Эндрус К.Л., Баттерс М.А. и др.: Реабилитация гериатрических пациентов с ампутациями, связанными с заболеванием сосудов: популяционное исследование. Архив Физической Реабилитационной Медицины, 2001; 82:776-779.
30. Шотландская исследовательская группа по физиотерапии пациентов с ампутацией конечности (SPARG). Обследование населения с ампутацией нижних конечностей в Шотландии. 2010.
31. Барнетт С.Т., Браун О. Х., Бизел М., и др.: Пациенты с односторонней ампутацией на уровне голени с низким уровнем двигательной активности, ускорение ходьбы при использовании стоп с гидравлической щиколоткой по сравнению со стопами с жесткими фиксированными щиколотками. Журнал Протезная Ортопедия, 2018; 30: 158–64.
32. Мур Р. Влияние на асимметрию фазы опоры у пользователей с ампутацией нижней конечности, с использованием гидравлических щиколоток. Журнал Протезная Ортопедия, 2016; 28: 44–48.
33. Де Аша А.Р., Барнетт СТ, Стручков В. и др.: Какой протез стопы назначить?: Биомеханические различия, обнаруженные при сравнении разных типов. Журнал Протезная Ортопедия, 2017; 29: 39–43.
34. Стручков В, Бакли Дж.: Биомеханика спуска по наклонной опорной поверхности у пациентов с односторонней ампутацией на уровне голени: сравнение стоп с микропроцессорным управлением с обычными стопами. Клиническая Биомеханика, 2016; 32: 164–170.
35. Бай Х, Эвинс Д., Крокомб А.Д. и др.: Биомеханическая оценка гидравлических устройств для щиколоток с микропроцессорным управлением и без такового при перемещении по наклонным опорным поверхностям у пациентов с ампутацией на уровне голени. Журнал PLOS ONE 2018; 13: e0205093.
36. Александр Н., Струженберг Г., Кроел Дж., и др.: Крутящие моменты инерции в суставах при ходьбе вниз и вверх по наклонной опорной поверхности у пациентов с ампутацией на уровне бедра с использованием стоп с гидравлическими щиколотками и стоп с жесткими фиксированными щиколотками - случаи из практики. Журнал протезная Ортопедия, 2018; 30: 46–54.
37. МасГрасс М., Ласжак ПА, Сиад Захеда, и др.: Влияние гидравлической щиколотки с микропроцессорным управлением на кинетическую симметрию у пациентов с ампутацией на уровне голени при хождении по наклонной опорной поверхности: серия случаев. Журнал Вспомогательные Реабилитационные Инженерные Технологии, 2018; 5: 2055668318790650.

Следуй за нами:

-  <https://www.youtube.com/ENDOLITERUS/>
-  <https://www.facebook.com/EndoliteRussia>
-  <https://vk.com/endolite>
-  <https://www.pinterest.ru/endoliterussia/>
-  <https://www.instagram.com/endoliterussia/>

endolite.ru

Endolite Россия

ООО «Эндолойт Центр» (клинический сервис)
141011, Россия, Московская обл., г. Мытищи, Октябрьская ул., дом 12
Тел.: +7 (495) 787 5279, Факс: +7 (495) 787 5280,
E-mail: sales@endolite.ru, Web: www.endolite.ru

ООО «Компания Вита-Орта» (поставка комплектующих)
141011, Россия, Московская обл., г. Мытищи, Октябрьская ул., дом 10
Тел./Факс: +7 (495) 103 4004,
E-mail: sales@vitaorta.ru, Web: www.vitaorta.ru