

Balance Tutor

(MediTouch, Израиль)



Протоколы и клинические рекомендации

Содержание

1. ВВЕДЕНИЕ.....	3
2. НЕЙРОМЫШЕЧНАЯ ФУНКЦИЯ	3
3. НЕЙРОМЫШЕЧНЫЕ РАССТРОЙСТВА	4
3.1. НЕВРОЛОГИЧЕСКИЕ НАРУШЕНИЯ	4
3.2. ОРТОПЕДИЧЕСКИЕ НАРУШЕНИЯ.....	5
3.3. ВЕСТИБУЛЯРНЫЕ НАРУШЕНИЯ.....	5
3.4. СПОРТИВНЫЕ ТРАВМЫ	6
4. СИСТЕМА BALANCETUTOR	7
5. ТЕХНИКА БЕЗОПАСНОСТИ.....	7
5.1. ЗАПРЕЩЕННОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ – ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ	8
6. ПРОТОКОЛЫ И ПРИМЕНЕНИЕ	9
6.1. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОСЛЕ НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ	9
6.1.1. Инсульт	10
6.1.2. Рассеянный склероз	17
6.1.3. Болезнь Паркинсона	21
6.1.4. Предотвращение падений	25
6.2. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОСЛЕ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ И СПОРТИВНЫХ ТРАВМ	31
7. БИБЛИОГРАФИЯ.....	51

1. Введение

Искусственное дестабилизирующее воздействие представляет собой внезапное изменение условий, следствием которого становится отклонение тела от положения равновесия. Ответная реакция на предотвращение падения похожа на рефлекс, инициированный внезапным дестабилизирующим воздействием с целью сохранения равновесия и может развиваться за счет постоянной практики.

Традиционная физическая реабилитация главным образом основана на проактивных тренировках (когда действия инициируются пациентом самостоятельно). Клинические исследования показали, что помимо проактивных тренировок для лечения необходимы реактивные тренировки. Традиционные инструменты и методы не могут быть ориентированными на тренировку развития реактивных рефлексов ввиду вопросов безопасности и отсутствия современных индивидуальных подходов к лечению.

Уникальная технология системы впервые позволяет тренировать ответную реакцию реактивного постурального контроля в статичном положении или во время движения в различных фазах ходьбы. Наряду с наличием проактивных тренировок система позволяет получить наилучший результат после курса реабилитации.

2. Нейромышечная функция

Нейромышечная функция имеет отношение к способности тела эффективно мобилизовать группу мышц для выполнения определенной задачи и работает по двум основным категориям:

Взаимная координация конечностей - взаимная координация конечностей главным образом включает в себя движения, требующие последовательного и одновременного использования обеих сторон тела с высоким уровнем ритмичности.

Внутренняя координация конечностей – внутренняя координация конечностей главным образом разделена на две категории: бимануальная координация и координация движений верхних/нижних конечностей.

Например, координация между адекватной мышечной деятельностью сгибания подошвы одной ноги вместе с соответствующей величиной нагрузки на

опорную поверхность, обеспеченной контралатеральной конечностью во время бега с пятки является критическим для нормальных навыков ходьбы и удержания равновесия.

В дополнение к взаимной координации конечностей (между конечностями) для нормальных навыков ходьбы и способности удерживать равновесие также необходима правильная внутренняя координация конечностей (внутри конечности). Например, пространственно-временные параметры или мышечное взаимодействие нескольких суставов, таких как голеностопный, коленный и тазобедренный являются крайне необходимыми для внутренней координации при стоянии или ходьбе. Внутренняя координация может замедляться из-за неверных пространственно-временных параметров, которые приводят к стратегиям компенсации у пациентов после инсультов.

Пример I – Для шага вперед необходима координация нагрузки на одну ногу и переноса центра масс другой конечности в начальной фазе переноса взаимной координации.

Пример II – Для шага вперед необходима координация сгибания тазобедренных и коленных суставов в начальной фазе переноса.

3. Нейромышечные расстройства

Нейромышечная функция может быть ослаблена в результате нарушений различных систем организма, как например:

3.1. Неврологические нарушения

Неврологические заболевания и повреждения, такие как инсульт, черепно-мозговые травмы, повреждение спинного мозга, ДЦП и болезнь Паркинсона могут способствовать нарушению ходьбы и равновесия. Характерные особенности неврологических нарушений различаются в зависимости от состояния здоровья, вида реабилитационного лечения и других индивидуальных различий.

Для пациентов с неврологическими нарушениями характерны замедленный шаг, сокращение расстояния между двумя последовательными шагами, а также снижение темпа, снижение угловых отклонений суставов ног, повышение энергозатратности, асимметрия в кинематических и кинетических показателях.

Подобный дефицит кинематических и кинетических показателей, вызванный неврологическими нарушениями, требует тщательной реабилитации для достижения оптимального уровня физического восстановления.

Для нормальной способности сохранять равновесие и контролировать ходьбу необходимо наличие как ответных реакций, инициированных непосредственно самим пациентом (проактивные), так и тех, которые спровоцировали пациента к действию (рекативные). Проактивная реакция в ответ на дестабилизирующее воздействие подразумевает сохранение равновесия в ответ на дестабилизирующее воздействие, выраженное в произвольном шаге пациента, в то время как реактивное реагирование представляет собой способность сохранять равновесие в ответ на неожиданное дестабилизирующее воздействие извне, что выражается в инициировании компенсаторного шага в ответ на поскользывание или спотыкание.

Эффективная программа восстановления должна включать в себя оценку и лечение, основанные как на проактивных, так и реактивных тренировках.

К сожалению, традиционные способы восстановления основаны главным образом на проактивных тренировках, а не на инициировании ответных реакций извне. Подобные ограничения в основном связаны с вопросами безопасности и отсутствием индивидуальных подходов к лечению.

Система BalanceTutor позволяет задействовать оба вида тренировок для достижения наилучших результатов с использованием профессиональных протоколов, представленных в данном руководстве.

3.2. Ортопедические нарушения

Ортопедические заболевания и поражения, такие как хирургия суставов, ампутация, протезирование, мышечная слабость, растяжение связок, мышц и сухожилий, могут повлиять на ходьбу и способность сохранять равновесие. Особенности ортопедических нарушений различаются в соответствии с состоянием здоровья, типом реабилитации и другими индивидуальными различиями.

3.3. Вестибулярные нарушения

Вестибулярный аппарат является сенсорной системой, оказывающей значительное воздействие на чувство равновесия и ориентацию в пространстве, а

также служит для координации движений и равновесия. Существует два вида движений – вращательные и поступательные, вестибулярная система также имеет две составляющие: система полукружных каналов костного лабиринта, которая свидетельствует о вращательных движениях; и отолитовый аппарат, который сигнализирует о линейном ускорении. Вестибулярный аппарат посылает сигналы прямо к нейронным структурам, которые контролируют движения глаз, а также к мышцам, которые сохраняют тело в вертикальном положении.

Мозг использует информацию, поступающую от вестибулярного аппарата и от восприятия положения собственного тела в пространстве. Эта информация необходима мозгу для понимания динамики и кинематики тела (включая положение и ускорение) от момента к моменту.

Функция вестибулярного аппарата, а также функция проприорецепторов, расположенных в мягких тканях, таких как мышцы, сухожилия и связки, могут быть повреждены за счет различных заболеваний или повреждений и даже в результате старения.

3.4. Спортивные травмы

Спортивные травмы вызваны главным образом чрезмерным использованием, непосредственным воздействием или использованием непосильной для той или иной части тела нагрузки. Среди наиболее распространенных спортивных травм встречаются: растяжение связок голеностопного сустава, травмы коленного сустава, растяжение подколенного сухожилия и паховое растяжение.

В результате поражения опорно-двигательного аппарата вследствие спортивных травм могут страдать функция проприоцептивных рецепторов, расположенных в мягкой ткани, что приводит к нарушению постурального контроля и способности сохранять равновесие.

Правильная способность сохранять равновесие требует наличия проактивных и реактивных ответных реакций. Проактивная реакция представляет собой способность тела подготовиться и предвидеть возникновение дестабилизирующего воздействия, как например бить по мячу, в то время как реактивный рефлекс является способностью тела восстанавливать равновесие после неожиданного нарушения равновесия, как например компенсаторный (уравновешивающий) шаг вследствие поскользывания или спотыкания.

Относительно усвоения двигательных навыков, хорошо известно, что выполнение конкретных задач может помочь усвоить и улучшить навыки автома-

тической ответной реакции (реактивный рефлекс). Таким образом, для правильной тренировки нейромышечной системы у спортсменов в достижении оптимального контроля равновесия и способности сохранять равновесие необходимо создавать неожиданные дестабилизирующие воздействия в безопасной среде.

С целью восстановления постурального контроля и способности сохранять равновесие после перенесенных травм, а также для значительного сокращения рецидивирующих травм необходимо проводить программу специализированной проприоцептивной реабилитации, основанной на проактивных и реактивных тренировках.

4. Система BalanceTutor

BalanceTutor, производство компании MediTouch, представляет собой дорожку, создающую искусственные дестабилизирующие воздействия, и является инновационной системой для тренировки постурального контроля и равновесия. Система состоит из тредмила (беговой дорожки), установленной на подвижной стабилметрической платформе. Платформа перемещается в прямом, обратном и боковом направлениях, тем самым имитируя поскользывания и спотыкания как в положении стоя, так и при ходьбе.

Инновационный подход с использованием датчиков, встроенных в систему BalanceTutor, позволяет обеспечивать многочисленные виды контролируемых ожидаемых или неожиданных дестабилизирующих воздействий. Подобное многообразие дестабилизирующих воздействий может создаваться в зависимости от определенной фазы ходьбы, а именно – в фазе опоры или фазе переноса. В дополнение к функции создания контролируемых ожидаемых и неожиданных дестабилизирующих воздействий в положении стоя или при движении, система также обеспечивает тренировку контроля центра давления.

5. Техника безопасности

Как правило, перед началом занятий с использованием системы, необходимо обратить особое внимание на способности пациента и состояние его здоровья. В нижеприведенном списке выделены случаи, требующие особого внимания при лечении с использованием системы и применения соответствующих протоколов, а также одобрения со стороны квалифицированного врача:

- неустойчивость суставов после операций или травм;
- повреждения мягких тканей, такие как разрыв мышц или связок;
- восстановление передней/задней крестообразной связки коленного сустава;
- паралич нижних конечностей;
- протезирование конечностей.

5.1. Запрещенное использование. Противопоказания

При наличии любых заболеваний, включая сердечно-сосудистые, психические или физические расстройства система противопоказана к использованию. Перед началом использования системы BalanceTutor необходимо принимать во внимание нижеприведенные противопоказания:

- ✚ Пациенты, неспособные стоять или ходить без помощи приборов для передвижения или сторонней помощи
- ✚ Вес пациента превышает 135 кг
- ✚ Строго устойчивые контрактуры
- ✚ Костная неустойчивость (неконсолидированные переломы, нестабильность позвоночника, тяжелый остеопороз)
- ✚ Повреждения кожи в области нижних конечностей и торса
- ✚ Плохая циркуляция крови
- ✚ Противопоказания, связанные с заболеваниями сердца и крови
- ✚ Неконтактное или агрессивное поведение, такое как кратковременный психопатический синдром
- ✚ Острые когнитивные нарушения
- ✚ Пациенты с длительными инфузиями
- ✚ Искусственная вентиляция легких
- ✚ Острые заболевания сосудов нижних конечностей
- ✚ В целом, пациенты с показаниями к сохранению постельного режима или неподвижные пациенты
- ✚ Замена тазобедренных, коленных и голеностопных суставов

Вышеперечисленный перечень не носит исчерпывающий характер. Решение о необходимости лечения всегда принимает ответственный врач. В каждом конкретном случае врач должен оценить возможные риски и побочные эффекты лечения в противовес преимуществам. В дополнение к этому, каждый конкретный случай играет важную роль, так как будет являться базовой оценкой рисков для конкретных групп пациентов.

Медицина – это научная дисциплина, требующая постоянных изменений в связи с появлением новых знаний и ростом прогресса. Поэтому задачей каждого ответственного врача является постоянное обновление знаний, ознакомление с новейшей научной литературой и приобретение новых знаний в течение курса лечения.

6. Протоколы и применение

При неожиданном дестабилизирующем воздействии центр тяжести тела подвергается пассивному смещению в направлении пертурбации. Для того чтобы остановить незапланированное пассивное изменение центра тяжести, реакция тела должна быть моментальной (70-120 мсек). Ответная реакция на неожиданное нарушение равновесия выражается в стабилизации центра тяжести тела над опорой путем возврата в начальную позицию или создания новой безопасной БОС для центра тяжести при помощи использования компенсаторного шага.

Данный документ содержит несколько рекомендаций, основанных на вышеописанном концепте, и объясняют, как определить уровень необходимой пертурбации на основании целей реабилитационного лечения в соответствии с нижеуказанным. Кроме того, пертурбацию можно инициировать в любой фазе цикла ходьбы, основываясь на кинетических или кинематических параметрах. Используя данные рекомендации, врач может адаптировать лечение под конкретного пациента, как показано в нижеприведенных протоколах:

6.1. Восстановление после неврологических заболеваний

Система BalanceTutor используется для лечения пациентов, страдающих различными неврологическими заболеваниями и повреждениями, среди которых: инсульт, болезнь Паркинсона, черепно-мозговые травмы, ДЦП, рассеянный склероз и повреждения спинного мозга. Далее рассматривается каждый из них в отдельности.

6.1.1. Инсульт

Самым распространенным осложнением после перенесенного острого инсульта являются падения [1-2]. Более того, высокий риск падений у людей наблюдается не только в острой фазе заболевания, но и на протяжении жизни в постинсультный период. Поскольку частота и уровень заболеваемости инсультом увеличивается как результат старения населения [3], а также увеличения продолжительности жизни в постинсультный период [4], влияние на общество при падениях после инсульта стремительно растет. Это влияние, как правило, связано с физическими и психологическими последствиями падений, которые могут быть губительными. Перенесшие инсульт более всего подвержены таким повреждениям как: перелом шейки бедра вследствие падений; чаще всего при передвижении неспособны обходиться без посторонней помощи, а также демонстрируют наиболее высокий показатель смертности после переломов шейки бедра [5-6]. Данные исследования доказывают, что падения представляют собой важный вопрос для всех, кто вовлечен в вопросы лечения инсульта (неврологи, физиотерапевты, физиотерапевты, мед. сестры, а также специалисты по уходу за больными на дому) и всех стадий после перенесенного инсульта.

Перспективный и ретроспективный анализ одинаково доказывают наличие высоких показателей падений у людей, перенесших инсульт. Для сравнения, от общего количества пожилых людей у 30% наблюдается по меньшей мере 1 падение в год, у 15% - два и более [7-9], что создает следующие показатели частоты падений – 0,65 падений на одного человека в год [10]. За ограниченный период времени люди, перенесшие инсульт требуют интенсивной терапии, из которых от 3,8% до 22% падают по крайней мере 1 раз в год [1-2,11]. Данные показатели подтверждают, что падения являются наиболее частым медицинским осложнением после инсульта во время лечения в стационаре (40% от общего количества осложнений). Показатели частоты падений различаются значительно меньше среди исследований; на одного человека приходится от 2,2 до 4,9 падений в год [1-2,11]. В сравнении с другими патологиями, среди которых хроническая сердечная недостаточность и домашняя (внебольничная) пневмония, случаи падения в стационаре в остром периоде инсульта увеличиваются более чем в два раза [1]. Значительно высоки показатели при условии уровня наблюдений и пропорции лежащих пациентов соответственно

Количество людей, падающих в течение стационарной реабилитации, варьируется от 10,5% до 47% [12-24], и от 5% до 27% пациентов, падающих два и более раз [14-16, 18-19]. Наибольшая вероятность падений пациентов прихо-

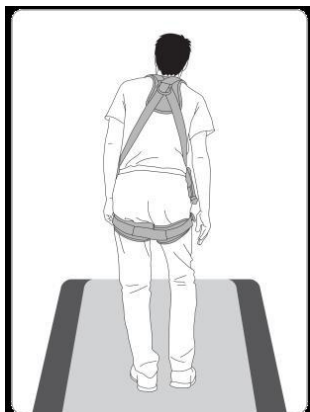
дится на первые три недели реабилитации. Количественное отношение падающих, а также частота случаев падения (1,3 - 6,5 падений на человека в год) [14-16,18-21] значительно отличаются в различных исследованиях, но в основном показатели частоты падений без исключения намного выше общего количества пожилых людей (общая совокупность населения).

У пожилых людей, перенесших инсульт и проживающих вне дома престарелых также встречаются случаи падения. Со временем количество падающих возрастает: 23-34%, 40-73%, 43-70% за 3-4 месяца [12,25], за 6 месяцев [17, 26-33], и ежегодно [22, 34-36], соответственно. У людей перенесших инсульт гораздо чаще происходят падения, в отличие от пожилых людей, относящихся к группе от общей численности населения. В большинстве исследований количественное отношение повторяющихся падений у людей, перенесших инсульт, составляет 21-57% в период от 6 до 12 месяцев [17, 22, 27-28, 30-36]. Большинство исследований также установило, что нарушения равновесия и ходьбы являются важными факторами риска падений.

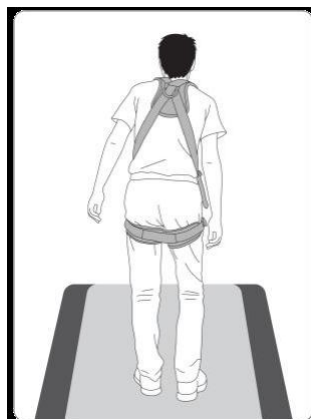
Кроме того, исследование показало, что у людей, перенесших инсульт падения наблюдаются при ходьбе, так как она требует значительного когнитивного контроля, при этом, те, кто падают, не могут одновременно ходить и говорить, а значит, при выполнении параллельной задачи на умственную деятельность происходит замедление [28,35,44].

Система BalanceTutor позволяет проводить уникальные тренировки на инициирование работы реактивных рефлексов как в положении стоя, так и при ходьбе. При этом осуществляется контроль дестабилизирующих воздействий при выполнении простых задач, а также в режиме многозадачности.

6.1.1.1 Нагрузка на паретичную конечность – в медиальном/боковом направлениях



Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:

Положение стоя с минимальным использованием посторонней помощи

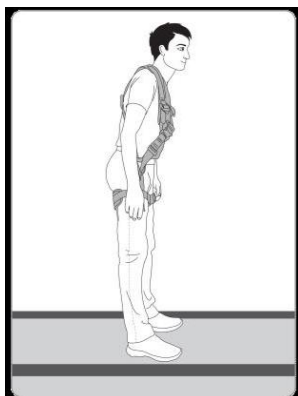
Направление платформы:

Движение от здоровой к паретичной стороне

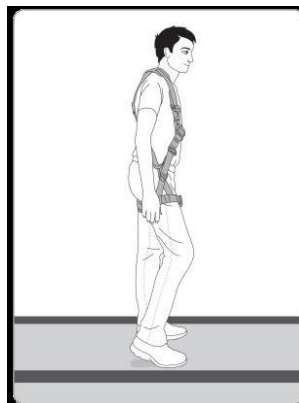
Комментарии:

Частичная нагрузка – низкая интенсивность и полная нагрузка – высокая интенсивность

6.1.1.2 Нагрузка на паретичную конечность – спереди/сзади



Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:

Удобное положение, опора на паретичную ногу с минимальным использованием посторонней помощи

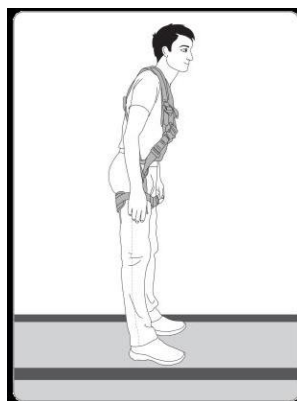
Направление платформы:

Прямое

Комментарии:

Частичная нагрузка - низкая интенсивность и полная нагрузка – высокая интенсивность

6.1.1.3. Тренировка равновесия

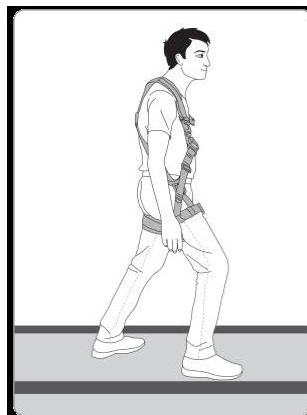
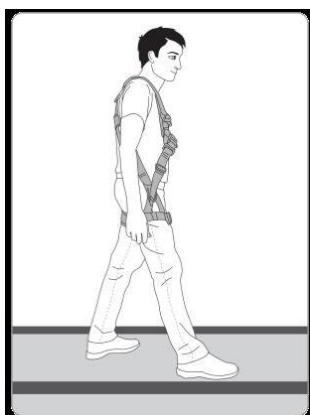


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Уменьшение опоры в положении стоя с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Прямое
Комментарии:	Частичная опора - низкая интенсивность и полная нагрузка – высокая интенсивность

6.1.1.4 Тренировка фиксации коленного сустава

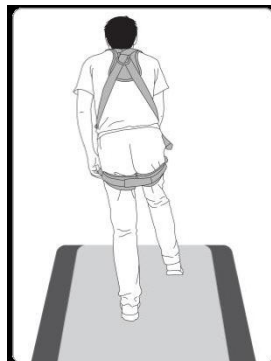
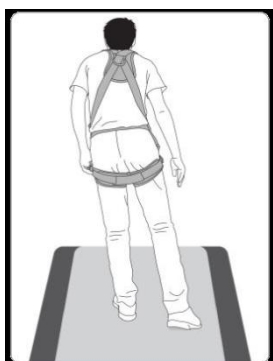


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Опора на паретичную конечность в слегка согнутом состоянии
Направление платформы:	Обратное
Комментарии:	Частичная опора - низкая интенсивность и полная нагрузка – высокая интенсивность

6.1.1.5 Тренировка выполнения компенсаторного шага паретичной нижней конечностью

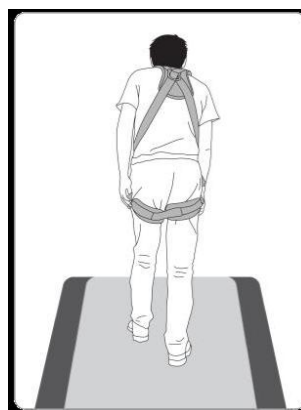
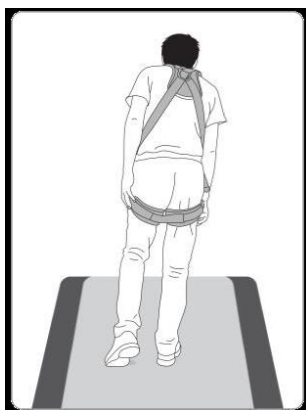


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость ходьбы с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Нарушение равновесия (пертурбация) во время фазы переноса паретичной ноги
Комментарии:	На ранней стадии реабилитации – медиальное/латеральное положение от здорового к паретичному боку, на более позднем этапе реабилитации – медиальное/латеральное положение от паретичного бока к здоровому

6.1.1.6 Стабилизация паретичной ноги

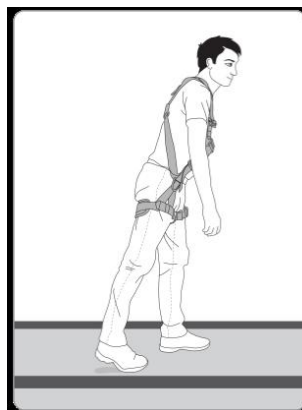
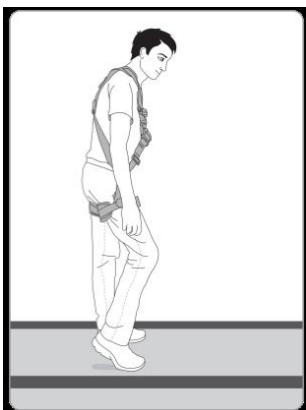


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость ходьбы с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Нарушение равновесия (пертурбация) во время фазы опоры паретичной ноги
Комментарии:	На ранней стадии реабилитации – медиальное/латеральное направление от здорового к паретичному боку, на более позднем этапе реабилитации – медиальное/латеральное направление от паретичного бока к здоровому.

6.1.1.7 Разгибание в тазобедренном суставе, укрепления мышц

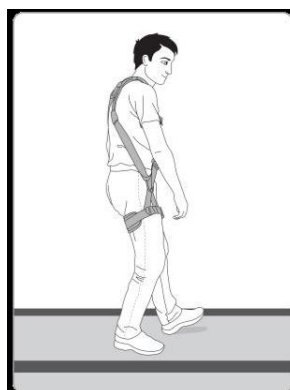


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобное положение стоя с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Обратное
Комментарии:	Можно проводить лечение во время ходьбы

6.1.1.8 Тренировка западающей стопы

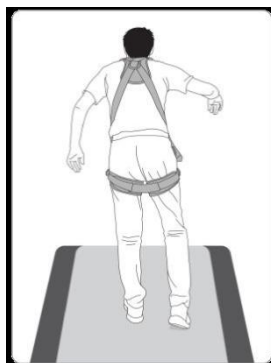
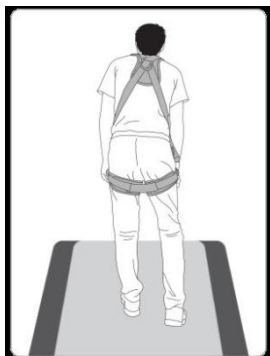


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобное положение стоя с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Обратное
Комментарии:	Быстрое и интенсивное сокращение мышц-разгибателей голеностопного сустава

6.1.1.9 Индивидуальная активация мышц верхней паретичной конечности

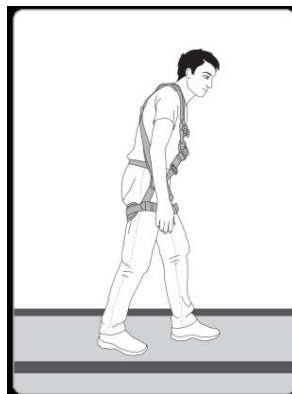
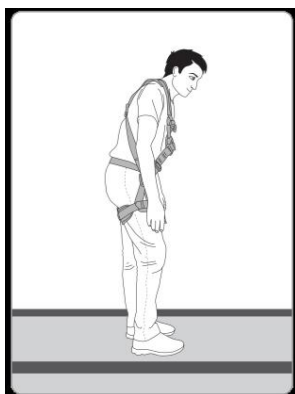


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобное положение стоя с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Медиальное/латеральное от здорового бока к паретичному
Комментарии:	Данная техника заставляет пациента инициировать активное движение верхней конечности

6.1.1.10 Нервно-мышечная координация



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Дестабилизирующее воздействие в медиальном/латеральном направлении в фазе опоры и переноса паретичной нижней конечности
Комментарии:	На ранней стадии реабилитации – медиальное/латеральное направление от здорового к паретичному боку, на более позднем этапе реабилитации – медиальное/латеральное направление от паретичного бока к здоровому

6.1.2 Рассеянный склероз

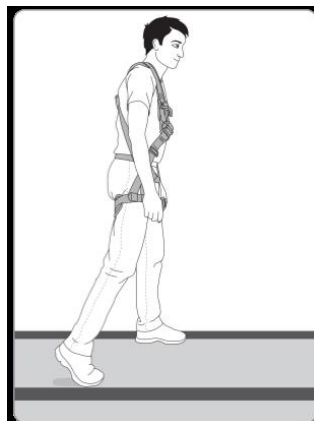
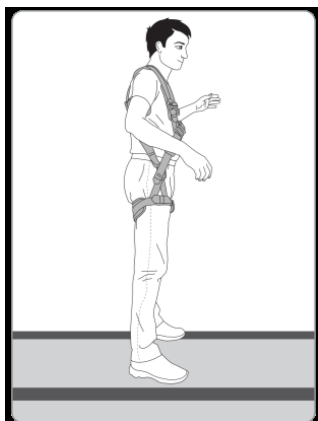
Рассеянный склероз (РС) является хроническим прогрессирующим заболеванием и наиболее распространенным неврологическим заболеванием молодых людей.

Существующие исследования показывают, что люди с РС склонны к частым падениям [54–56] больше чем все остальное население [57–59] и больше, чем люди пожилого возраста, группа, в которой риск падения и их последствия изучены и охарактеризованы достаточно хорошо [62–68]. Одномоментное исследование, проведенное в Италии, показало, что 54% (27/50) малой выборки субъектов исследования, которые падали хотя бы раз и 32% (16/50), падавших два и более раз за прошедшие 2 месяца [54]. Кроме того, другое обширное одномоментное исследование падений среди людей с РС в возрасте от 45 до 90 лет в США (n = 1,089) показало, что 52% субъектов, падало хотя бы раз за прошедшие 6 месяцев [55]. Не так давно проспективное исследование падений среди людей с РС показало, что 63% субъектов (48/76) имели по меньшей мере 1 падение и 58% (44/76) – два и более падений в течение 3-х месяцев [56]. Петерсон и др. установили, что из 354 людей в США в возрасте от 55 до 94 лет, более 50% получили медицинскую помощь после травм, связанных с падениями, по меньшей мере, 1 раз и 12% получили медицинскую помощь после травм, связанных с падениями, перед интервью за 6 месяцев [69]. Вероятность получения травм вследствие падений у людей с РС приводит к потере самостоятельности (подвижности и обычной повседневной деятельности), сокращению продолжительности [70] и качества жизни [55].

К падениям чаще всего склонны именно мужчины, страдающие РС [55–56]; падения также могут быть связаны с нарушением равновесия [54–56], снижением способности к ходьбе [54–56, 72], использованием трости [54] или другой посторонней помощи [56]. Кроме того, исследования выявили такие факторы риска падений как: нарушение проприорецепции [56, 72], наличие спастики [55,72] и другие более сложные виды РС (высокие показатели по расширенной шкале оценки степени инвалидизации) [56]. Причиной падений у людей, страдающих РС, также могут являться: распределенное внимание, пониженная мышечная сопротивляемость, усталость и чувствительность к теплу [72]. Для создания эффективного и результативного лечения необходимо установить склонность к более опасным падениям людей с РС в отличие от других групп людей, а также определить группы повышенного риска.

С помощью контролируемой пертурбации при выполнении простых и сложных задач система BalanceTutor позволяет использовать несколько уникальных видов оценки способности сохранения пострурального контроля, в том числе и тренировки реактивных ответных действий в положении стоя, а также при ходьбе:

6.1.2.1 Лечение атаксии (нарушение координации движений)

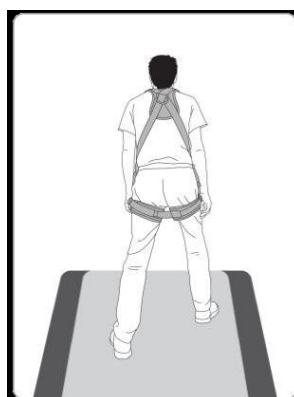
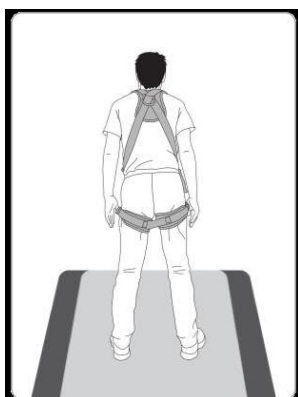


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Прямое
Комментарии:	Увеличение скорости шага исходя из возможности пациента

6.1.2.2 Дисметрия

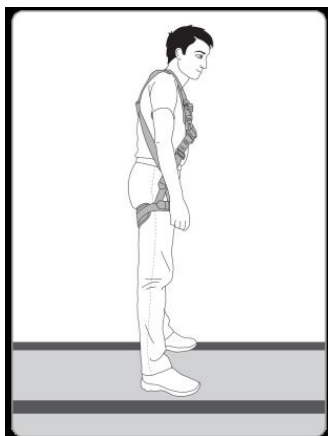


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Медиальное/латеральное/переднее/заднее – в 4-х направлениях
Комментарии:	Побуждение пациента отреагировать, инициировав компенсаторный шаг во время ходьбы

6.1.2.3 Гипертония



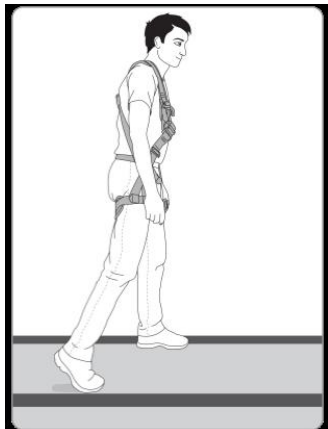
Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Стоя с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Медиальное/латеральное/прямое/обратное – в 4-х направлениях
Комментарии:	Создание умеренной пертурбации, которая вызовет ответную реакцию в коленном и тазобедренном суставах и поможет улучшить автоматическую поструральную корректировку и контроль положения тела

6.1.2.4 Восстановление проприоцепции



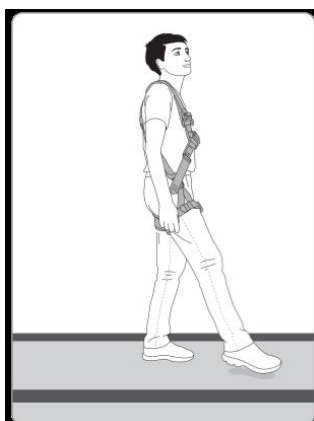
Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Случайный выбор из 4-х направлений
Комментарии:	Слабая индивидуализированная пертурбация в положении стоя и при ходьбе

6.1.2.5 Вестибулярная атаксия

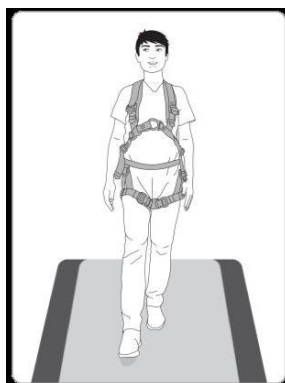
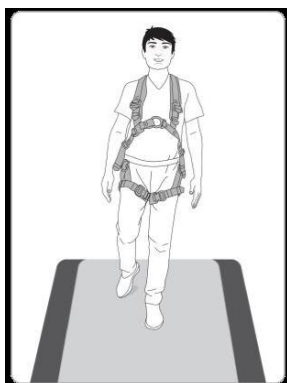


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Случайный выбор из 4-х направлений
Комментарии:	Слабые дестабилизирующие воздействия. Пациент находится в положении стоя или идет, при этом поворачивая головой.

6.1.2.6. Нарушение движения глаз

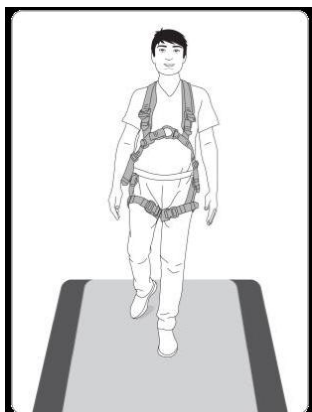


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Случайный выбор из 4-х направлений
Комментарии:	Слабые дестабилизирующие воздействия. Пациент находится в положении стоя или идет, поворачивая головой.

6.1.2.7 Нервно-мышечная координация



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Случайный выбор из 4-х направлений
Клинические результаты:	Мультисуставная координация и активация координированной группы мышц

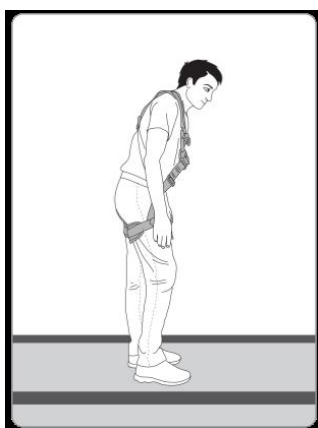
3. Болезнь Паркинсона

Болезнь Паркинсона (БП) является хроническим и дегенеративным неврологическим расстройством, которое приводит к изменению характеристик, оказывающих влияние на способность человека сохранять активность, что приводит к тяжелой форме инвалидности приблизительно у 1 процента людей в возрасте старше 60 лет [73-74], в том числе ветеранов. Министерство по делам ветеранов производит лечение приблизительно 40000 ветеранов с болезнью Паркинсона каждый год [75]. Акинезия (отсутствие активных движений) обычно развивается спустя 10 лет с момента начала заболевания [76–77] и является одним из самым деструктивных симптомов БП. Исследования показывают широкое распространение акинезии от 32% [76] до 60 % [78] у людей с БП. Наиболее заметно акинезия отмечается в стереотипе походки человека с БП. При акинезии походка представляет собой ряд шаркающих шагов, при этом длина шага сокращается [79–80] и иногда наблюдаются моменты, когда движение полностью останавливается. В такие моменты при ходьбе наблюдается застывание, а ноги как будто приклеены к полу [67, 78, и 80]. Феномен застывания при ходьбе наиболее распространен при инициации движения, поворотах, прохождении через дверные проемы и узкие места [74,76–

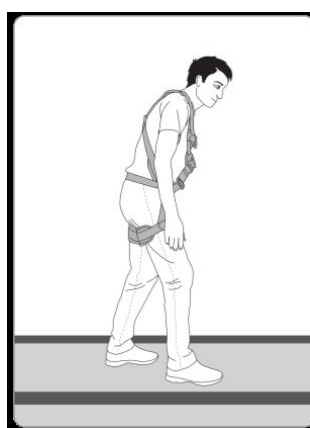
78,81–82]. Помимо пространственного расположения, застывание может быть вызвано эмоциональным состоянием человека, тяжелым недомоганием [81] или при попытке выполнить комплексные задачи, например, совершать два действия одновременно [82]. Феномен застывания при ходьбе также увеличивает риск падений [73– 74, 77, 81]. Грей и Хилдебранд (Gray and Hildebrand) провели исследование 118 человек с БП и обнаружили, что феномен застывания тесно связан со случаями падений. 80% пациентов с редкими или частыми случаями застывания испытывали падения. Люди в тяжелом депрессивном состоянии и имеют низкий уровень жизни, также находятся среди тех, кто имеет историю падений, нарушения ходьбы, акинезию и ригидность [84], особенно если впоследствии они испытывают физическую неподвижность, эмоциональные реакции, боль и социальную изоляцию [85]. Из-за БП люди с акинезией зачастую продолжают испытывать трудности при ходьбе несмотря на имеющееся лечение [90,86]. В связи с этим, для лечения акинезии необходимы нефармакологические подходы, включая использование внешних сенсорных ориентиров, чтобы помочь человеку инициировать и сохранять движение. Чтобы преодолеть акинезию, люди с БП используют различные техники, среди которых: получение толчков извне, марш в определенном темпе, сотрясание тела, ходьба с препятствиями, ходьба под музыку. Однако, с течением времени данные стратегии теряют свою эффективность [87].

С помощью контролируемой пертурбации при выполнении простых и сложных задач система BalanceTutor позволяет использовать несколько уникальных видов оценки способности сохранять постуральный контроль, в том числе и тренировать реактивные ответные действия в положении стоя, а также при ходьбе:

6.1.3.1 Патологические признаки ходьбы – инициирование шага вперед



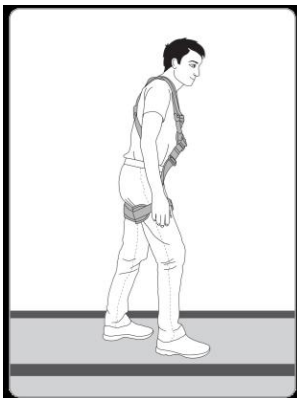
Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Прямое
Клинические результаты:	Инициирование шага вперед как часть тренировки ходьбы

6.1.3.2 Патологические признаки ходьбы – остановка после начала движения



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Прямое
Комментарии:	При данном виде лечения рекомендуется выполнять упражнения в положении стоя

6.1.3.3 Патологические признаки ходьбы – шарканье



Перед нарушением равновесия

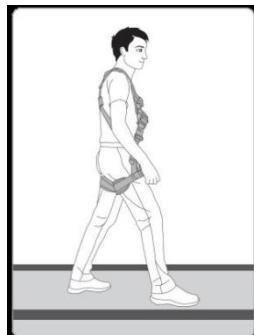
После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
---------------------	---

Направление платформы: Прямое

Комментарии: Для улучшения длины шага необходимо ходить в ускоренном темпе на протяжении длительного периода времени

6.1.3.4 Патологические признаки ходьбы – застывание



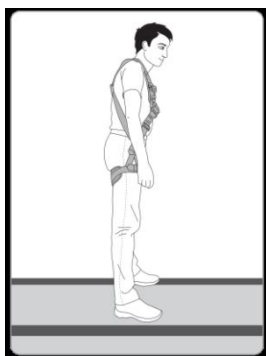
Перед нарушением равновесия **После нарушения равновесия**

Положение пациента: Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи

Направление платформы: Прямое

Комментарии: Минимальный период времени – ускоренная пертурбация при различной скорости ходьбы

6.1.3.5 Предотвращение падений – состояние равновесия



Перед нарушением равновесия **После нарушения равновесия**

Положение пациента: Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи

Направление платформы: Медиальное / латеральное

Комментарии: Слабая пертурбация в положении стоя или во время ходьбы с целью создания стратегий равновесия голеностопного и тазобедренного суставов.

6.1.3.6 Предотвращение падений – равновесие

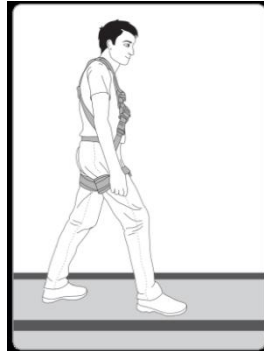


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Медиальное / латеральное
Комментарии:	Специальная задача, побуждающая инициировать компенсаторный шаг в положении стоя или во время ходьбы

6.1.3.7 Увеличение скорости ходьбы

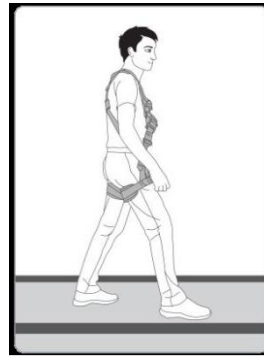


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Прямое
Комментарии:	Увеличение скорости ходьбы заставляет пациента максимально раскрывать свои способности.

6.1.3.8 Патологические признаки ходьбы – нервно-мышечная координация



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Удобная скорость шага с минимальным использованием посторонней помощи
Направление платформы:	Случайный выбор из 4-х направлений
Комментарии:	Координация движений в суставах и мышечная активация

6.1.4 Предотвращение падений

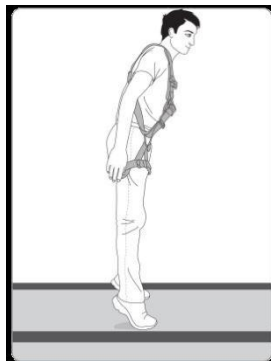
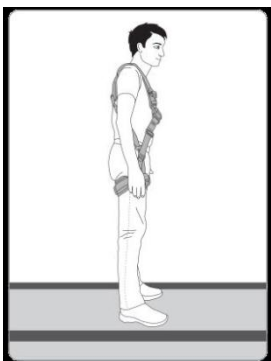
Падения являются основной проблемой, с которой сталкивается пожилое население; они представляют собой главную причину возникновения травм у людей в возрасте старше 65 лет [88]. В США от 20 % до 30% падающих людей имеет как небольшие, так и тяжелые повреждения, которые снижают подвижность и самостоятельность, а также повышают риск смерти [89]. В основном, люди преклонного возраста сталкиваются с падениями во время ходьбы [90]. 60% падений за пределами дома у пожилых людей происходит по причине подскользывания или спотыкания [91]. Даже среди людей пожилого возраста, которые передвигаются самостоятельно, может существенно снижаться способность удерживать равновесие, что может проявиться только при случае подскользывания или спотыкания [92]. В действительности, отсутствие быстрой реакции в ответ на неожиданную потерю равновесия в конечном счете определяет, произойдет ли падение [93, 94]. В связи с этим, самый хороший способ улучшить способность сохранять равновесие, улучшить шаг и снизить риск падений – обезопасить еще не падавших пожилых людей. До недавнего времени считалось, что ответные реакции на восстановление равновесия напрямую связаны с постуральными рефлексам, которые могут вырабатываться за счет тренировок. Однако [95–97] оказалось, что пожилые люди обретали способность реагирования после выполнения упражнений с применением искусственных дестабилизирующих воздействий, что пробуждало механизмы, устойчивости движения (уровень опоры и встречного вра-

щения в отношении центра тяжести увеличивался). В многочисленных исследованиях производится оценка влияния дестабилизирующих воздействий на способность пожилых людей сохранять равновесие. Шимада (Shimada) и др. [98] обнаружили улучшение подвижности и тенденции к снижению падений после упражнений на отдельной беговой дорожке. Этот метод выглядит неестественным, учитывая, что большинство людей передвигаются с одинаковой скоростью шага обеих ног. В других исследованиях рассматриваются другие вопросы. Исследования Пайя и др. (Pai et al.) [99] показали, что резкое уменьшение случаев потери равновесия в ответ на дестабилизирующие воздействия похожие на скольжение после перехода из положения сидя в положение стоя. Мэнсфилд и др. (Mansfield et al) [100] обнаружили, что у людей преклонного возраста, имеющих большую историю падений и неустойчивость, сократилась частота многошаговых реакций и столкновений ног после тренировок с применением дестабилизирующих воздействий в положении стоя или во время ходьбы на месте. Методики тренировок направлены на дестабилизацию равновесия участников тренировки с положения сидя к положению стоя или во время стояния или ходьбы на месте, что может быть менее значимо в естественной обстановке как пертурбация во время ходьбы. Мельзер и Оддссон (Melzer and Oddsson) [101] выявили улучшение сознательных шагов и контроля равновесия в программе упражнений, которая включает в себя упражнения с применением легкой внешней дестабилизации равновесия, осуществляемой инструкторами; Халварссон и др. (Halvarsson et al.) [102] выявили снижение страха падений у пожилых людей, а также страха выполнения добровольных шагов во время двух совмещенных действий и увеличенной скорости ходьбы после дестабилизирующих воздействий. Тем не менее, в данной программе дестабилизация положения тела была ожидаемой, а не случайной. Недавние исследования показывают, что однонаправленные поступательные тренировки на беговой дорожке снижают падения [103, 104]. Батт и др. (Bhatt et al.) [105] выявили, что при инициации скольжения правой ноги без предупреждения участники значительно сократили количество падений и случаев потери равновесия. Пай и др. (Pai, et al.) [106] обнаружили, что один сеанс повторяющихся скольжений снизил количество ежегодных случаев падений людей пожилого возраста с 34% до 15% ($p < 0.05$), особенно среди тех людей, которые уже имели историю падений. Вышеупомянутая процедура обеспечила переднее дестабилизирующее воздействие, вызвав скольжение назад, инициированное правой ногой. Участники исследования должны были выучить и ожидать скольжения правой ноги,

вызванное дестабилизирующим воздействием. В последнем мета-анализе [107], включающем 8 исследований, основанных на тренировке удержания равновесия в ответ на дестабилизирующие воздействия ($n = 404$), участники показали снижение количества падений в отличие от людей из контрольных групп. Исследования тренировок с применением дестабилизирующих воздействий и стремление привести в соответствии все вышеупомянутые вопросы (т.е. тренировка с использованием дестабилизирующих воздействий во время того, как человек стоит или движется на месте; четко прогнозируемое скольжение правой ноги; неестественная ходьба на разделенной беговой дорожке (состоящей из двух частей)) побудило к изучению следующего вопроса: могут ли тренировки с применением неожиданных разнонаправленных дестабилизирующих воздействий во время ходьбы на беговой дорожке [108] снизить риск падений у самостоятельных пожилых людей. Упражнение с использованием дестабилизирующих воздействий во время ходьбы обеспечивает более правдоподобную и конкретную тренировку равновесия, так что ответные реакции в данном режиме могут переходить в другие средства контроля равновесия и инициации добровольных шагов. Программа тренировки ходьбы, включающая упражнения с использованием внезапных дестабилизирующих воздействий во время ходьбы, позволит улучшить количество добровольных шагов, а также способствует улучшению контроля равновесия у пожилых людей [109–114]. Упражнения с дестабилизирующим воздействием, которые направлены на проверку способности контролировать равновесие во время ходьбы, а также на быструю ответную реакцию с инициацией шага, созданы для того чтобы избежать падений во время ходьбы. Данная поструральная реакция на внешнее возмущение является более приоритетной в отличие от умышленного действия, и таким образом может быть частью сознательных движений, программируемых центральной нервной системой [115]. Данное понятие имеет большое значение для тренировки равновесия и подтверждает мнение о том, что поструральные пертурбации должны входить в программу тренировки равновесия.

Система BalanceTutor предусматривает несколько уникальных оценок пострурального контроля, а также тренировки ответного реагирования в положении стоя и при ходьбе, применяя контролируемые дестабилизирующие воздействия при выполнении простых и сложных задач, как например:

6.1.4.1 Автоматическая ответная реакция с наклоном вперед



Перед нарушением равновесия

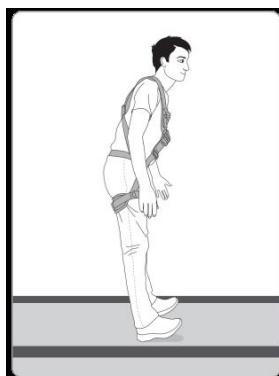
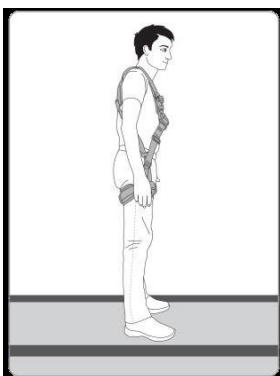
После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя

Направление платформы: Прямое

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация мышц-сгибателей нижних конечностей

6.1.4.2 Автоматическая ответная реакция с наклоном назад



Перед нарушением равновесия

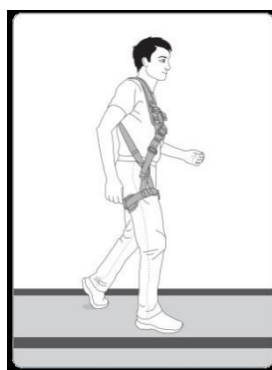
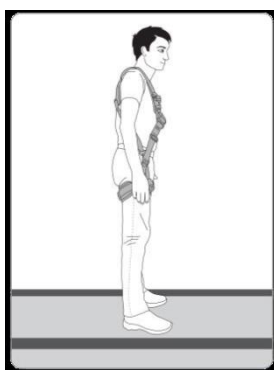
После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя

Направление платформы: Обратное

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация мышц-разгибателей нижних конечностей

6.1.4.3 Автоматическая ответная реакция с левой стороны



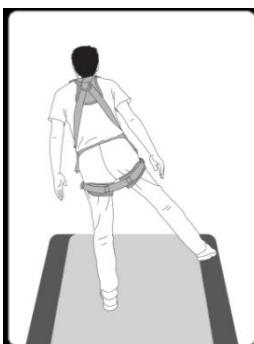
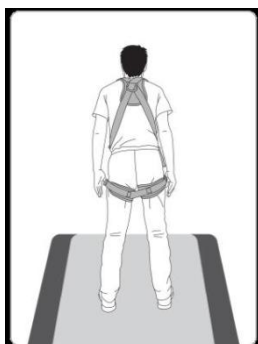
Перед нарушением равновесия **После нарушения равновесия**

Положение пациента: Удобное положение стоя

Направление платформы: Боковое

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация левой нижней конечности

6.1.4.4 Автоматическая ответная реакция с правой стороны



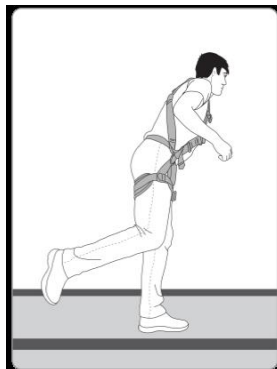
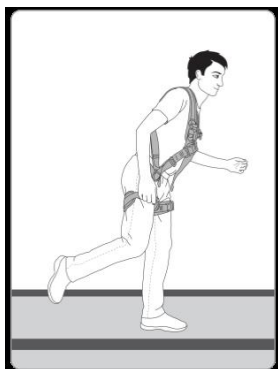
Перед нарушением равновесия **После нарушения равновесия**

Положение пациента: Удобное положение стоя

Направление платформы: Боковое

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация правой нижней конечности

6.1.4.5 Тренировка динамического равновесия



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Ходьба или бег
Направление платформы:	Случайный выбор разных направлений
Клинические результаты:	Быстрый компенсаторный шаг
	Улучшение восстановительного периода

6.2 Восстановление после ортопедических и спортивных травм

Реабилитация продолжает развиваться, уделяя особое внимание обслуживанию пациентов и проприоцептивным тренировкам. Проприоцепция представляет собой особую разновидность сенсорной модальности прикосновения, заключающая в себе восприятие движения суставов (кинестезия) и положение суставов (восприятие положения суставов). По наблюдениям ряда исследователей, афферентные импульсы, поступают к головному мозгу и каналам спинного мозга при посредничестве кожных, суставных и мышечных механорецепторов. Изучение влияния поврежденных связок, операций, проприоцептивной деятельности в реабилитационной программе обеспечивает понимание сложности данной системы, которая отвечает за двигательный контроль. Отсюда следует, что данный механизм нервно-мышечной обратной связи нарушается в силу наличия повреждений и аномалий и подходов к восстановлению после хирургического вмешательства и реабилитации. Реабилитационная программа должна включать в себя проприоцептивный элемент, направленный на три уровня двигательного контроля: спинальные рефлексy, когнитивное программирование и активность ствола головного мозга. Такая программа способствует развитию динамичности суставов и улучшению функционального состояния равновесия.

К настоящему моменту текущие знания относительно основной науки о проприоцепции и ее клиническом применении приблизило спортивную медицину на шаг ближе к ее конечной цели – функции восстановления. В условиях

спортивной медицины правильное лечение после спортивных травм и ортопедических повреждений может быть комплексным. Одним из наиболее сложных аспектов для врача является понимание роли нервно-мышечного контроля при помощи проприоцепции после травм суставов и восстановления посредством реабилитации. Проприоцепция влияет на программирование движений при нервно-мышечном контроле, необходимом для формирования точных движений; а также способствует формированию мышечных рефлексов, обеспечивая динамичную мышечную устойчивость. Эффект соединения поврежденных связок, приводящий к нарушению механической устойчивости и недостатку способности ощущать свое тело способствует функциональной нестабильности, которая, в свою очередь, может в конечном итоге привести к дальнейшей микротравме или возникновению повторного поражения. Развитие проприоцепции на ранней стадии лечения может способствовать значительному улучшению функциональной и спортивной деятельности после перенесенных повреждений опорно-двигательного аппарата и реабилитации. В дополнение к физическим ограничениям, связанным с суставными тканями, было выявлено, что связки обеспечивают неврологическую обратную связь, которая напрямую опосредует стабилизацию рефлексов мышц, расположенных вокруг сустава. Включение в программу реабилитации такого понятия как проприоцепция не должно основываться на неподтвержденных сведениях без понимания механизмов нервно-мышечного аппарата, но на предварительных результатах исследований. Данное понимание в сочетании с основными знаниями относительно настоящих исследований в области проприоцепции необходимо практикующим врачам в сфере спортивной медицины для оптимизации программ лечения спортсменов. Множество исследователей высказали свои определения относительно терминологии восприятия движения суставов или проприоцепции и кинестезии [118,141].

Большинство современных авторитетных источников определяют проприоцепцию как особую разновидность сенсорной модальности ощущений, которая включает в себе ощущение движения суставов (кинестезия) и положения суставов (ощущение положения суставов). Сигналы о нарушении ткани поступают в центральную нервную систему (ЦНС) от сенсорных рецепторов, расположенных в коже, мышцах и суставах, а также связках и сухожилиях [130]. Аfferентная информация о положении тела и равновесии также поступает в ЦНС от органов зрения и вестибулярного аппарата [148]. Повреждение тканей, содержащих механорецепторы, может привести к частичному разделению, что может повлечь за собой недостаток проприоцептивных способностей.

Таким образом подверженность повторным повреждениям становится реальной по причине снижения проприоцептивной обратной связи. Однако исследования показали частичное восстановление как минимум кинестезии и восприятие положения суставов после хирургической реконструкции плечевых суставов и коленей после реабилитации [139,140].

Восстановление нервно-мышечного контроля после травмы или операции является необходимым условием для спортсменов, чтобы вернуться обратно к тренировкам. Периферические механорецепторы посылают нейронный сигнал, так же как и зрительные и вестибулярные рецепторы, встроенные в ЦНС, генерируют двигательную реакцию. Данные реакции в целом соответствуют трем уровням контроля движений: спинальные рефлексy, когнитивное программирование и деятельность стволовой части головного мозга. В случае механической нагрузки на сустав, спинальные рефлексy стимулируют стабилизацию мышечных рефлексов [132]. Когнитивное программирование, которое включает наиболее высокий уровень функции, ЦНС (двигательная зона коры головного мозга, базальное ядро, мозжечок), ссылается на произвольные движения, которые повторяются и хранятся в качестве центральных сигналов управления.

Данное осознание положения и движения тела позволяет демонстрировать различные способности, не ссылаясь на сознательность [148]. Как было определено ранее, проприоцептивная обратная связь играет основную роль в сознательном и бессознательном восприятии движения суставов или конечностей. Понятие проприоцепции основано на факте о том, что нейронные сигналы, поступающие к ЦНС, опосредованы кожными, мышечными или суставными механорецепторами. При исследовании нейронной составляющей суставов, закон Хилтона (Hilton) гласит, что суставы раздражаются посредством суставных ветвей, отходящих от нервов, которые снабжают мышцы, пересекающие суставы [134]. Помимо проприоцептивных механорецепторов, суставы по своей структуре также содержат чувствительные свободные нервные окончания. Деформация и утяжеление мягких тканей, составляющих суставы, активируется суставными механорецепторами. Нейронные импульсы поступают в ЦНС и интегрируются через кортикальный тракт и рефлекторный проводящий путь. Данные механорецепторы демонстрируют способности к адаптации, зависящие от особого стимулирующего воздействия [130]. Быстро приспособливающиеся суставные механорецепторы, такие как тельца Пачини, уменьшают их пропускную способность вплоть до ее исчезновения в течение миллисекунд при возникновении постоянного стимула. В ответ на непрерывное воздействие нервные чувствительные окончания и сухожильные органы Гольджи, рассматриваемые как медленно приспособливающиеся механорецепторы, продолжают восстанавливаться [130]. Параметры быстро приспособливающихся механорецепторов приводят к мнению о том, что они являются связующим звеном между ощущением движения суставов, так как очень восприимчивы к изменениям на месте. Мышечные механорецепторы и нервные чувствительные окончания медленно приспособливаются и являются связующим звеном в восприятии положения суставов и изменений на месте, так как они получают максимальную стимуляцию под особым углом сустава. Одной из форм медленно адаптирующихся рецепторов являются рецепторы сложных веретенообразных мышц, которые распо-

лагаются в скелетных мышцах. Функции рецепторов нервно-мышечного веретена - измерять ригидность мышц по сравнению с большой величиной длины экстрафузальных мышечных волокон. Было высказано предположение, что мышечные и суставные механорецепторы дополняют друг друга, для того чтобы обеспечить афферентный вход по отношению к положению конечности [130].

Связь мышечных и суставных механорецепторов осуществляется посредством идентификации нейронных составляющих, необходимых для ощущения движения (быстро адаптируемые рецепторы, например тельца Пачини), положения суставов и ускорения (медленно адаптируемые рецепторы, например тельца Руффини), а также боли (свободные нервные окончания) внутри связочных, хрящевидных и мышечных структур суставов.

Веретенообразные рецепторы, находящиеся в мышцах, состоят из небольшой группы модифицированных мышечных волокон, называемых интрафузальными волокнами, к которым присоединены окончания нескольких чувствительных нервов. Экстрафузальные мышечные волокна, которые образуют основную часть мышцы, отвечают за выработку силы и возбуждаются альфамотонейронами, в то время как интрафузальные мышечные волокна возбуждаются гамма-мотонейронами. Предполагается, что в случае сокращения мышц, совместная активация альфа и гамма-мотонейронов становится механизмом, с помощью которого отслеживаются длина и ригидность мышц. Активация гамма-мотонейронов позволяет реадaptировать чувствительность веретенообразных клеток, если экстрафузальные мышечные волокна сократятся. Это держит веретенообразные структуры в постоянном тонусе. При сильной нагрузке на мышцы возрастает вероятность большего сокращения интрафузальных мышечных волокон по сравнению с интрафузальными мышечными волокнами. Растяжение веретенообразных структур в центральной части вызывает всплеск возбуждающего постсинаптического потенциала, исходящего от афферентных веретенообразных структур. Эти сигналы объединяются с альфа-мотонейронами из нисходящих путей, тем самым увеличивая производство силы [142].

Что касается изменения мышечного и сухожильного растяжения, сухожильные органы Гольджи выступают в виде защитного механизма. Сухожильные органы Гольджи расположены в пределах сухожилий мышц и мобилизуются, когда за счет сокращения мышцы растягивается сухожилие, что выпрямляет коллагеновые пучки и деформирует окончания рецепторов афферентных нейронов [142].

Эта деформация увеличивает скорость разряда потенциалов действия этих рецепторов, которые находятся в движении и соединяются посредством синапса на спинальных интернейронах, распространяющихся на двигательные нейроны. Повышенная активность афферентных сухожильных органов Гольджи приводит к подавлению двигательных нейронов, возбуждающих мыш-

цы, которые были растянуты во время возбуждения двигательных нервов мышц-антагонистов.

Исследования выявили отрицательное воздействие на рефлекторную стабилизацию суставов в результате их повреждения [145,146]. В письменных источниках вопрос влияния мышечно-сухожильных рецепторов на проприоцептивный рефлекс остается спорным.

Для оказания медицинской помощи вследствие ортопедических поражений необходимо провести ряд научных исследований клинического применения проприоцепции на разных уровнях. Глубокое понимание методов оценки проприоцепция поможет врачу и хирургу-ортопеду применить то, что в настоящее время уже известно относительно нетравмированных суставов по отношению к мышечной, связочной и хрящевой травмам. Установление влияния травмы опорно-двигательного аппарата на чувствительность в положении сочленения и нервно-мышечный контроль способствует необходимости принятия критических решений о целесообразности различных форм лечения. С этой точки зрения, известно, что хирургическое вмешательство играет важную роль в восстановлении механической стабильности сустава, но его влияние на пути проприоцепции требуют дальнейшего уточнения. В конечном счете, мероприятия по реабилитации, включающие принципы, которые стимулируют различные уровни контроля движений, чтобы способствовать возвращению к двигательной функции, должны быть рассмотрены не только для его теоретических основ, но и для практического применения.

Оценка нервно-мышечного контроля включает в себя измерение кортикального и спинномозгового рефлексов, а также стволовых путей. Оценка этой сложной нервно-мышечной системы как различных компонентов позволяет более подробно объяснить механизмы афферентного контроля. Как было определено ранее, кинестезия и совместное чувство позиции являются компонентами проприоцепции. Функционально, кинестезия оценивается путем измерения порогового значения для обнаружения пассивного движения в то время как совместное чувство позиции оценивается путем измерения воспроизводства пассивного позиционирования и воспроизведения активного расположения. Считается, что при использовании медленной угловой скорости (от 0,5 до 2 град / сек), пороговое значение для обнаружения пассивного движения, а также воспроизводство пассивного расположения, избирательно стимулирует механорецепторы типа Гольджи и Руффини. Поскольку тест проводится пассивно, считается, что необходимо максимально стимулировать суставные рецепторы, таким образом, опираясь на кортикальный путь в нервно-мышечной системе контроля. Вследствие повреждений связок зачастую выбирается пассивная проверка сустава на чувствительность для оценки

наличия афферентной активности, так как мышечная активность исключается. Стимуляция обоих суставов и мышечных рецепторов осуществляется путем воспроизводства активного размещения, что обеспечивает более функциональную оценку афферентных путей. Оценка рефлекторных способностей часто происходит путем измерения задержки мышечной активации по отношению к принудительным пертурбациям с помощью интерпретации результатов электромиографии. Возможность количественного определения последовательности мышечной активации может служить ценным инструментом для оценки асинхронных нервно-мышечных паттернов активации, которые могут провоцировать злоупотребление травмой.

Функциональная оценка влияния комбинированных периферийных, вестибулярных и визуальных признаков на нервно-мышечный контроль лучше всего достигается за счет использования измерения равновесия и осаночного колебания нижних конечностей. Наличие стабилметрических методов и приборов может обеспечить относительно точный показатель данных средств.

Для подтверждения данного понимания механизма проприоцепции врач должен применить имеющиеся знания, чтобы попытаться обрисовать последствия ортопедической травмы, восстановления хирургическим путем, а также восстановления различных афферентных путей. В частности, клинические исследования, направленные на определение последствий после травмы, операций, восстановления чувствительности положения суставов, нервно-мышечного контроля, а также равновесия и осаночного колебания может обеспечить прочную основу для разработки модели тестирования коленного, голеностопного и плечевого суставов и попытки решения данных проблем.

Были проведены многочисленные исследования, в которых было рассмотрено влияние проприоцепции на функцию коленного сустава. Было установлено, что повреждение суставных структур, таких как передняя крестообразная связка и мениска, в дополнение к остеоартрическим изменениям, разрушает суставные структуры, содержащих механорецепторы. Следовательно, нарушение в кортикальном пути приводит к изменению ощущения положения суставов и кинестезии. Баррак и др. ~ и Скиннер и др [143] обнаружили снижение кинестезии с увеличением возраста и нарушения передней крестообразной связки. Снижения чувствительности положения суставов были также зарегистрированы в результате остеоартрических изменений коленного сустава [117].

При острой травме колена в качестве защитного механизма дефицит в нервно-мышечном рефлекторном проводящем пути может оказывать вредное воздействие на роль этой двигательной системы контроля. Инициация рефлексов стимулируется механорецепторами и рецепторами веретенообразных мышц и происходит это гораздо быстрее, чем сигналы, вызванные болевыми рецепторами (от 70 до 100 м / сек по сравнению с 1 м / сек) [130]. Это гово-

рит о том, что проприоцепция может играть более важную роль в предотвращении травм в острых ситуациях в отличие от болевых импульсов. Тем не менее, случаи повторного заболевания и причина хронических заболеваний могут быть связаны, в большей степени, с проприоцептивным дефицитом. Этот недостаток может быть вызван частичной деафферентацией в результате первоначальной травмы колена, а также может способствовать хроническим заболеваниям суставов за счет уменьшения афферентов суставов. Это явление было выявлено Бердом и др.[120] у людей с артроскопически подтвержденной недостаточностью передней крестообразной связки. Был определен значительный недостаток в рефлекторной активации задних мышц бедра после передней сдвиговой силы на 100 N в положении единственной ноги замкнутой кинетической цепи по сравнению с контралатеральной неповрежденной конечностью. Кроме того, Соломонов и др [145] обнаружили, что прямое усилие, приложенное к передней крестообразной связке, приводит к рефлекторной активации задних мышц бедра, способствуя тем самым поддержанию целостности суставов.

Несмотря на то, что Барраком и др [116] был обнаружен дефицит проприоцепции после нарушения передней крестообразной связки, вероятно, что кинестетическое восприятие может быть частично восстановлено после реконструкции передней крестообразной связки. Сообщалось, что кинестезия восстанавливается после операции, которая являлась порогом для обнаружения пассивного движения в среднем диапазоне движения (45°). Тем не менее, наблюдался большой порог для обнаружения пассивного движения в передней крестообразной связке реконструированного коленного сустава по сравнению с контралатеральным непричастным коленным суставом при тестировании под углом сгибания 15° . Лепартом и др.[139] были обнаружены аналогичные результаты у пациентов после постановки аутотрансплантата надколенного сухожилия артроскопическим путем или реконструкции передней крестообразной связки с помощью аллотрансплантата. Эти данные показывают, что кинестезия может вернуться в среднем диапазоне движения после реконструкции передней крестообразной связки и является более чувствительной в ближайшем терминальном диапазоне движения. Важность включения проприоцептивного элемента в любую комплексную программу реабилитации оправдана на основе результатов данных исследований. Дефицит проприоцепции может провоцировать спортсмена к получению повторной травмы через ослабление возбуждения в нервно-мышечных путях, приводящих к торможению всего процесса реабилитации.

Хроническая нестабильность голеностопного сустава в результате частичной деафферентации суставных механорецепторов с суставным повреждением была впервые теоретически допущена Фриманом и др al. Они отметили, что снижение способности сохранять положение тела на одной ноге произошло

при вывихе лодыжки по сравнению с контралатеральной неповрежденной лодыжкой. Влияние одностороннего растяжения связок голеностопного сустава на кортикальные проприоцептивные пути были исследованы Гарном и Ньютоном, [127]; они измерили способность человека правильно ощущать пассивное движение или состояние при отсутствии движения в сагиттальной плоскости. Недостаточная способность активного воспроизведения пассивного движения голеностопного сустава и расположения нижних конечностей в этой плоскости была описана Гленкроссом и Торнтоном [128] во время проведения испытаний на вывихнутой лодыжке по сравнению с противоположной неповрежденной лодыжкой. Не так давно Гросс [131] дал отчет о том, что повышенная вероятность повторного получения травмы происходит в результате уменьшения импульсов от суставных рецепторов, что приводит к аномальному положению тела и снижению постуральных ответных реакций. Кроме того, Конрандсен и Равн [136] обнаружили, что хроническая нестабильность голеностопного сустава приводит к длительной реакции от малоберцовой кости в ответ на внезапное смещение нагрузки по сравнению с совместимыми с возрастом средствами управления. Частичная деафферентация, которая приводит к пониженной рефлекторной стабилизации сустава может способствовать достижению этих результатов.

Развитие высоких технологических систем для оценки влияния мышечной травмы на равновесие произошло в попытке измерить статические и динамические компоненты проприоцепции. [133] Методика оценки основана на понятии того, что повреждение совместных проприоцепторов после повреждения бокового связочного комплекса лодыжки уменьшает афферентную обратную связь, исходящую от поврежденного сустава, что приводит к увеличению осаночного колебания [125].

Однако на сегодняшний день существуют документальные свидетельства относительно изменений осаночного колебания после травмы голеностопного сустава с помощью субъективной оценки (тест Ромберга). в постуральной власти не увеличивается не наблюдались При сравнении с группой футболистов, имеющих растяжения связок голеностопного сустава с контрольной группой футболистов, не имеющих травм, Тропы и Оденрик [147] не обнаружили увеличения осаночного колебания. Кроме того, между вовлеченными и невовлеченными голеностопными суставами в группе футболистов с историей односторонних, рецидивирующих растяжений связок голеностопного сустава не было обнаружено никаких различий. [147].

Тем не менее, Корнуолл и Мюррел [123] обнаружили значительное увеличение осаночного колебания при сравнении пациентов с острым растяжением связок голеностопного сустава и неповрежденных средств контроля в течение 2-х лет после полученных травм.

Влияние хирургической реконструкции функциональной нестабильности голеностопного сустава на проприоцептивные пути, измеряемое посредством ощущения суставного положения или равновесия и оценки осаночного колебания до сих пор не было тщательно исследованы. Фактические данные предполагают, что проприоцептивные методы подготовки после острых и хронических травм голеностопного сустава являются весьма эффективными. Кроме того, для эффективной проприоцепции также предлагаются обертывания для голеностопного сустава и фиксации. Однако, данная информация остается непроверенной и, следовательно, не имеет доказательств.

Цель проприоцептивной реабилитации - переобучить изменённые афферентные пути для усиления ощущения движения суставов. Проприоцептивно опосредованный нервно-мышечный контроль суставов предполагает три различных уровня активации движений в ЦНС. Рефлексы позвоночного уровня служат связующим звеном двигательных стереотипов, которые принимаются от более высоких уровней нервной системы. Это действие обеспечивает стабилизацию суставных рефлексов в условиях аномального напряжений и играет важную роль для процесса восстановления. Использование упражнений, которые способствуют динамической стабилизации суставов, может привести к улучшению этого нервно-мышечного механизма. Второй уровень контроля движений, расположенный в стволе головного мозга, принимает входные сигналы от суставных механорецепторов, вестибулярных центров и визуальной информации, поступающей от глаз для поддержания позы и равновесия тела. Реактивная нервно-мышечная деятельность, которая позволяет этому пути создавать входные данные из вышеуказанных форм афферентных раздражителей могут быть использованы для повышения функции стволовой части мозга.

Самый высокий уровень функции ЦНС (двигательной коры, базальных ганглиев и мозжечка) обеспечивает когнитивное восприятие положения тела в пространстве и движения, в котором инициируются двигательные команды для выполнения произвольных движений. Использование кортикального пути позволяет движениям, которые повторяются и хранятся в виде основных команд, выполняться без постоянного указания на функцию сознания. Тренировка кинестетики и проприоцепции являются такие виды деятельности, которые могут улучшить эту функцию.

Для устранения дефицита проприоцепции необходимо включить три уровня контроля движения на ранней стадии процесса восстановления [138]. При стимуляции суставных и мышечных рецепторов целью должно стать индуцирование максимального афферентного оттока к соответствующему уровню ЦНС. [148]. Для того, чтобы стимулировать рефлекс стабилизации сустава, который идет от спинного мозга, необходимо направить усилия на внезапные

изменения в положении сустава, которые требуют контроля нервно-мышечных рефлексов. Повышение двигательной функции на уровне ствола головного мозга может быть достигнуто путем выполнения упражнений на поддержание равновесия и пасторального контроля, как с притоком зрительных импульсов, так и без них. Максимальная стимуляция превращение сознательного программирования движений в бессознательное может быть достигнуто путем выполнения действий на позиционирование суставов, особенно в конце диапазона подвижности суставов. [148]. Простые задачи, такие как тренировка равновесия и изменения положения суставов должны начинаться в самом начале программы восстановления и должны усложняться вместе с тем как прогрессирует пациент. Главной целью после достижения последней стадии реабилитации должно стать восстановление осознания ощущения суставов чтобы инициировать стабилизацию мышечного рефлекса для предотвращения повторного получения травмы. Некоторые современные авторы полагают, что адаптация, которая происходит во время реабилитации связана с производством упреждающих нервных сигналов и менее всего с функцией расширенных афферентных путей [137]. Эта теория предполагает, что быстрые движения контролируются заранее известной информацией о задаче, в то время как одновременно действующая проприоцептивная обратная связь относительно менее важна. Обратная связь используется в основном на уровне коры головного мозга для определения успех или неудачу этого движения и в меньшей степени на подкорковом уровне для направления движения. При повторении, кора головного мозга может определить наиболее эффективную модель движения для данной задачи, основанную на проприоцептивной информации предыдущих попыток [137]. Как представляется, тренировка с применением БОС использует упреждающие нервные сигналы в процессе обучения. Тем не менее, существуют споры относительно благоприятных факторов упреждающих нервных сигналов афферентной обратной связи. Для достижения оптимальной реабилитации инструктор должен точно определить и индивидуализировать практику по отношению к суставной стабильности. Суставная стабильность зависит от нервно-мышечной координации, которая в свою очередь зависит от правильной функции проприоцепции. Следовательно, это выделяет восстановление системы проприоцепции как важную цель в период реабилитации.

Специальные упражнения для восстановления проприоцепции помогут улучшить пасторальный контроль и способность сохранять равновесие. Существуют два основных метода, которые необходимо внедрить и которые улучшают функцию проприоцепции в практике удержания равновесия и тренировка постурального контроля, адаптированная для уровня стабилизации суставов.

Традиционная практика тренировки баланса работает с помощью выполнения предварительных упражнений, способности реагирования, так чтобы позволить нервно-мышечным структурам переучиться на всех этапах реабили-

тации, охватывая как внутренние и внешние границы способностей после травм, чтобы снова вернуться к движению. Кроме того, практика должна быть достаточно конкретной, чтобы новые уровни сложности не привели к дальнейшим травмам.

Традиционная реабилитация основывается на использовании практики проактивного постурального контроля. Это означает, что совместная стабилизация осуществляется в результате инициативного движения в центре масс тела. Способность инструктора настраивать индивидуальные параметры практики ограничены как в отношении границ, так и специфики.

Дестабилизирующее воздействие является неожиданным событием, которое активно смещает центр массы тела. Данное воздействие вызывает спонтанный или предварительный рефлекс пасторального контроля, выражающийся в движении тела. Спонтанная ответная реакция требует использования селективных совместных моделей сокращения мышц, который удерживает сустав в пределах его физиологического диапазона движения и помогает избегать травм.

Для того чтобы лучше понять каким образом происходит тренировка предварительного постурального контроля, необходимо понять роль механорецепторов типа I и типа II.

I тип механорецепторов имеет низкий порог и медленную адаптацию и вовлечены в проактивный пасторальный контроль. Механорецепторы типа II имеют низкий порог и быструю адаптацию и более склонны к ответной реакции на неожиданную быструю дестабилизацию сустава, вызванную пертурбацией и реактивным постуральным контролем.

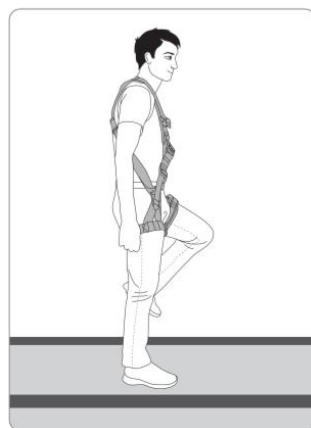
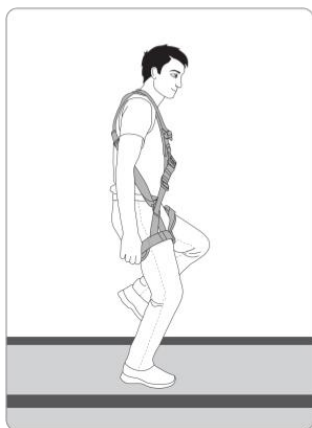
Для того, чтобы избежать рецидива травмы, вызванной неожиданным дестабилизирующим воздействием, необходимо готовиться к данному событию, практикуя движения, которые запрашивают входной сигнал механорецепторов типа I и типа II во избежание травм, а также тренировать совместное сокращение мышц. Также важно тренировать спонтанные ответные реакции.

Проприоцептивная система опирается на широкий спектр и высокое разрешение ощущений с использованием различных типов специфических механорецепторов, которые касаются ожидаемых, а также после растяжения связок голеностопного сустава, часть этих особенных механорецепторов в основном ориентированных на быстрые детекторы неожиданные дестабилизирующих воздействий на самой ранней стадии растяжения связок являются поврежденными и приводят к рецидивирующему растяжению связок голеностопного сустава.

При высоком уровне способностей использование реактивного обучения будет инициировать механорецепторы типа II, которые необходимы для реактивного постурального контроля. Более высокий уровень реактивной способности постурального контроля и более эффективное использование механорецепторов типа II уменьшит риск рецидива травмы.

Система BalanceTutor позволяет проводить уникальные тренировки на инициирование работы реактивных рефлексов как в положении стоя, так и при ходьбе. При этом осуществляется контроль дестабилизирующих воздействий при выполнении простых задач, а также в режиме многозначности как показано ниже:

6.2.1.1 Восстановление функции передней крестообразной связки

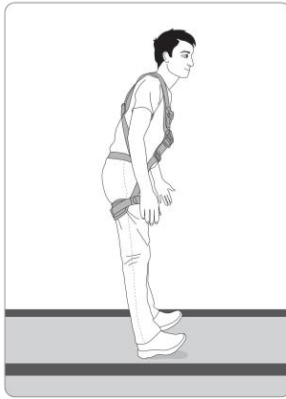


Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:	Опора на травмированную ногу, небольшой изгиб колена
Направление платформы:	Прямое
Клинические результаты:	Быстрая и интенсивная активация мышц коленного сустава. Использование способностей проприоцепции и кинестезии передней крестообразной связки с максимальной производительностью. Точная и быстрая координация четырехглавой мышцы и мышцы задней поверхности бедра (ахиллово сухожилие).

6.2.1.2 Восстановление функции разгибания в голеностопном суставе



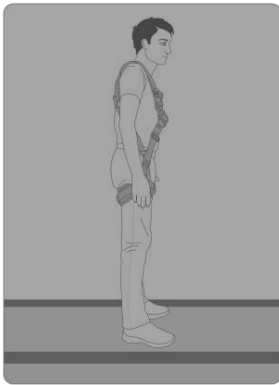
Перед нарушением равновесия После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя

Направление платформы: Обратное

Клинические результаты: Быстрое и интенсивное согласованное движение мышц-разгибателей голеностопного сустава.
Уникальная техника весовой нагрузки на задний отдел стопы.
Высокий уровень согласованного движения активируемых мышц-агонистов голеностопного сустава и мышц-антагонистов.

6.2.1.3 Восстановление функции сгибания ноги в голеностопном суставе



Перед нарушением равновесия После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя

Направление платформы: Прямое

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация икроножных и камбаловидных мышц.
Уникальная техника весовой нагрузки на передний отдел стопы.
Высокий уровень согласованного движения активируемых мышц-

агонистов голеностопного сустава и мышц-антагонистов.
Уникальная техника упрощения инициирования ходьбы.

6.2.1.4 Восстановление функции подвижности голеностопного сустава



Перед нарушением равновесия **После нарушения равновесия**

Положение пациента:	Опора на травмированную ногу, небольшой изгиб колена.
Направление платформы:	Неожиданные возмущения платформы в разных направлениях.
Клинические результаты:	Высокий уровень нервно-мышечной координации голеностопного сустава. Статическая и динамическая стабилизация голеностопного сустава. Высокое разрешение проприоцептивной и кинестетической активации.

6.2.1.5 Стабилизация коленного сустава



Перед нарушением равновесия **После нарушения равновесия**

Положение пациента:	Опора на травмированную ногу, небольшой изгиб колена.
Направление платформы:	Неожиданные возмущения платформы в разных направлениях.
Клинические результаты:	Высокий уровень нервно-мышечной координации голеностопного сустава. Статическая и динамическая стабилизация голеностопного сустава. Высокое разрешение проприоцептивной и кинестетической активации.

6.2.1.6 Тренировка нервно-мышечной координации



Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Ходьба с индивидуально подобранной скоростью.
Направление платформы:	Неожиданные возмущения платформы в разных направлениях.
Клинические результаты:	Быстрое совместное сокращение мышц-агонистов и мышц-антагонистов нижней конечности в фазе опоры. Быстрое совместное сокращение мышц-агонистов и мышц-антагонистов нижней конечности в фазе переноса.

6.2.1.7. Восстановление после растяжение паховых мышц



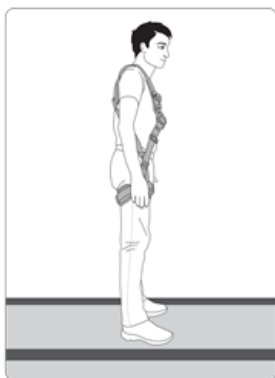
Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Стоя, сомкнув нижние конечности.
Направление платформы:	Прямое во время ходьбы боком вперед.
Клинические результаты:	Контролируемое сокращение и растяжение тазобедренных мышц-закрывателей.

6.2.1.8. Восстановление функции сгибания ноги в тазобедренном суставе



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента:

Удобное положение стоя.

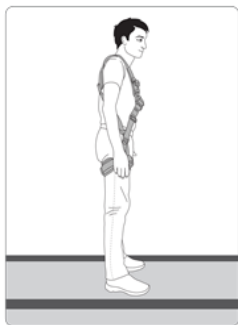
Направление платформы:

Прямое во время ходьбы или стояния.

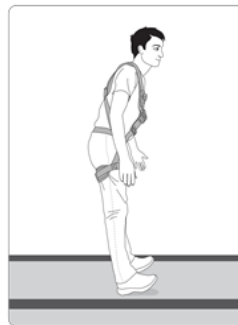
Клинические результаты:

Уникальная техника растяжения подвздошной-поясничных мышц в фазе опоры.
Быстрое сокращение подвздошной-поясничных мышц в фазе переноса.

6.2.1.9. Восстановление функции разгибания в тазобедренных суставах



Перед нарушением равновесия



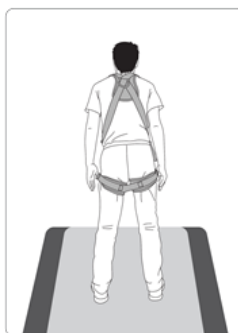
После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя.

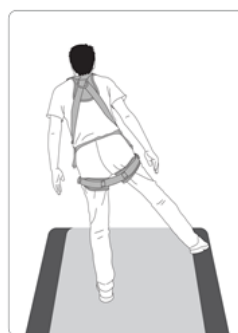
Направление платформы: Прямое во время ходьбы или стояния.

Клинические результаты: Быстрое сокращение большой ягодичной мышцы.

6.2.1.10 Восстановление функции отведения бедра



Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобная скорость ходьбы с минимальным использованием внешней помощи.

Направление платформы: Пертурбации в медиальном/латеральном направлении во время ходьбы или в положении стоя.

Клинические результаты: Быстрое сокращение ягодичной седалищной мышцы в направлении обратном направлению пертурбации.

6.2.1.11 Тренировка реактивного реагирования



Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Ходьба или бег.
Направление платформы:	Случайный порядок выбора направлений.
Клинические результаты:	Улучшение автоматической постуральной реакции. Быстрый компенсаторный шаг. Ускорение сроков восстановления.

6.2.1.12 Тренировка многозадачности



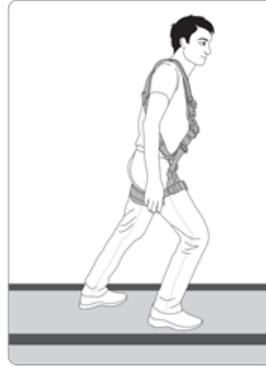
Перед нарушением равновесия



После нарушения равновесия

Положение пациента:	Положение стоя, ходьба или бег с индивидуальным выбором скорости.
Направление платформы:	Разнонаправленное.
Клинические результаты:	Нервно-мышечная координация. Быстрая статическая и динамическая мультисуставная стабилизация. Оптимальный уровень тренировки равновесия.

6.2.1.13 Нагрузка на нижнюю конечность



Перед нарушением равновесия

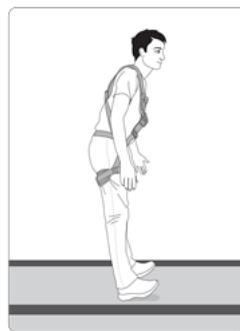
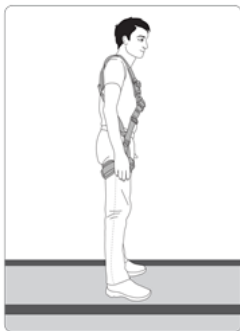
После нарушения равновесия

Положение пациента: Зависит от инструкций игры.

Направление платформы: Отсутствует. Смещение центра давления

Клинические результаты: Обратная связь от центра давления.

6.2.1.14 Небольшое укрепление мышц спины



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя.

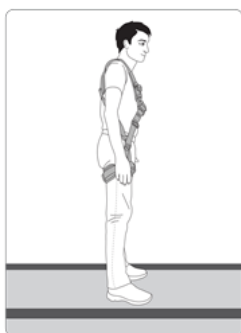
Направление платформы: Прямое.

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация мышц-разгибателей голеностопного сустава.

Уникальная техника нагрузки на заднюю часть стопы.

Высокий уровень согласованных движений активируемых мышц-агонистов и мышц-антагонистов голеностопного сустава.

6.2.1.15 Укрепление мышц брюшной полости



Перед нарушением равновесия

После нарушения равновесия

Положение пациента: Удобное положение стоя.

Направление платформы: Прямое.

Клинические результаты: Быстрая и интенсивная активация икроножных мышц и камбаловидной мышцы.
Уникальная техника нагрузки на переднюю часть стопы.
Высокий уровень согласованных движений активируемых мышц-агонистов и мышц-антагонистов голеностопного сустава.
Уникальная техника упрощения инициирования ходьбы.

7. Библиография

1. Holloway RG, Tuttle D, Baird T, Skelton WK. The safety of hospital stroke care. *Neurology*. 2007;68(8):550–55.
2. Davenport RJ, Dennis MS, Wellwood I, Warlow CP. Complications after acute stroke. *Stroke*. 1996;27(3):415–20.
3. Truelsen T, Piechowski-Józwiak B, Bonita R, Mathers C, Bogousslavsky J, Boysen G. Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. *Eur J Neurol*. 2006;13(6):581–98.
4. Carter KN, Anderson CS, Hackett ML, Barber PA, Bonita R; Auckland Regional Community Stroke Study Group. Improved survival after stroke: Is admission to hospital the major explanation? Trend analyses of the Auckland Regional Community Stroke Studies. *Cerebrovasc Dis*. 2007; 23(2–3):162–68.
5. Ramnemark A, Nilsson M, Borssen B, Gustafson Y. Stroke, a major and increasing risk factor for femoral neck fracture. *Stroke*. 2000;31(7):1572–77.
6. Ramnemark A, Nyberg L, Borssen B, Olsson T, Gustafson Y. Fractures after stroke. *Osteoporos Int*. 1998; 8(1):92–5
7. O’Loughlin JL, Robitaille Y, Boivin JF, Suissa S. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *Am J Epidemiol*. 1993;137(3):342–54.
8. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*. 1988;319(26):1701–7.
9. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing*. 1990;19(2):136–41.
10. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*. 2006; 35 Suppl 2:ii37–ii41.
11. Tutuarima JA, Van der Meulen JH, De Haan RJ, Van Straten A, Limburg M. Risk factors for falls of hospitalized stroke patients. *Stroke*. 1997;28(2):297–301.
12. Smith J, Forster A, Young J. Use of the “STRATIFY” falls risk assessment in patients recovering from acute stroke. *Age Ageing*. 2006;35(2):138–43.
13. Mayo NE, Korner-Bitensky N, Kaizer F. Relationship between response time and falls among stroke patients undergoing physical rehabilitation. *Int J Rehabil Res*. 1990; 13(1):47–55.
14. Nyberg L, Gustafson Y. Fall prediction index for patients in stroke rehabilitation. *Stroke*. 1997;28(4):716–21.
15. Nyberg L, Gustafson Y. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*. 1995; 26(5):838–42.

16. Nyberg L, Gustafson Y. Using the Downton index to predict those prone to falls in stroke rehabilitation. *Stroke*. 1996;27(10):1821–24.
17. Forster A, Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ*. 1995;311(6997): 83–86.
18. Sze KH, Wong E, Leung HY, Woo J. Falls among Chinese stroke patients during rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(9):1219–25.
19. Teasell R, McRae M, Foley N, Bhardwaj A. The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(3):329–33.
20. Suzuki T, Sonoda S, Misawa K, Saitoh E, Shimizu Y, Kotake T. Incidence and consequence of falls in inpatient rehabilitation of stroke patients. *Exp Aging Res*. 2005; 31(4):457–69.
21. Aizen E, Shugaev I, Lenger R. Risk factors and characteristics of falls during inpatient rehabilitation of elderly patients. *Arch Gerontol Geriatr*. 2007;44(1):1–12.
22. Watanabe Y. Fear of falling among stroke survivors after discharge from inpatient rehabilitation. *Int J Rehabil Res*. 2005;28(2):149–52.
23. McLean DE. Medical complications experienced by a cohort of stroke survivors during inpatient, tertiary-level stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 85(3): 466–69.
24. Roth EJ, Lovell L, Harvey RL, Heinemann AW, Semik P, Diaz S. Incidence of and risk factors for medical complications during stroke rehabilitation. *Stroke*. 2001;32(2): 523–29.
25. Jørgensen L, Engstad T, Jacobsen BK. Higher incidence of falls in long-term stroke survivors than in population controls: depressive symptoms predict falls after stroke. *Stroke*. 2002;33(2):542–47.
26. Yates JS, Lai SM, Duncan PW, Studenski S. Falls in community-dwelling stroke survivors: an accumulated impairments model. *J Rehabil Res Dev*. 2002;39(3):385–94.
27. Hyndman D, Ashburn A. People with stroke living in the community: attention deficits, balance, ADL ability and falls. *Disabil Rehabil*. 2003;25(15):817–22.
28. Hyndman D, Ashburn A. Stops walking when talking as a predictor of falls in people with stroke living in the community. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2004;75(7):994–97.
29. Soyuer F, Ozturk A. The effect of spasticity, sense and walking aids in falls of people after chronic stroke. *Disabil Rehabil*. 2007;29(9):679–87.
30. Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, Tokuno CD, Louis CL. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys Ther*. 2005;85(2):150–58.
31. Mackintosh SF, Hill KD, Dodd KJ, Goldie PA, Culham EG. Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(12):1583–89.

32. Mackintosh SF, Hill K, Dodd KJ, Goldie P, Culham E. Falls and injury prevention should be part of every stroke rehabilitation plan. *Clin Rehabil.* 2005;19(4):441–51.
33. Belgen B, Beninato M, Sullivan PE, Narielwalla K. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(4):554–61.
34. Hyndman D, Ashburn A, Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(2):165–70.
35. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P. How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *J Rehabil Med.* 2006;38(3): 186–91.
36. Lamb SE, Ferrucci L, Volapto S, Fried LP, Guralnik JM; Women's Health and Aging Study. Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: the Women's Health and Aging Study. *Stroke.* 2003;34(2):494–501.
37. Stapleton T, Ashburn A, Stack E. A pilot study of attention deficits, balance control and falls in the subacute stage following stroke. *Clin Rehabil.* 2001;15(4):437–44.
38. Tutuarima JA, De Haan RJ, Limburg M. Number of nursing staff and falls: a case-control study on falls by stroke patients in acute-care settings. *J Adv Nurs.* 1993;18(7): 1101–5.
39. Zdobysz JA, Boradia P, Ennis J, Miller J. The relationship between functional independence scores on admission and patient falls after stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2005; 12(2):65–71.
40. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community dwelling older adults. *Age Ageing.* 1997;26(4):261–68.
41. Michael KM, Allen JK, Macko RF. Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(8): 1552–56.
42. Bohannon RW. Number of pedometer-assessed steps taken per day by adults: a descriptive meta-analysis. *Phys Ther.* 2007;87(12):1642–50.
43. Ugur C, Gucuyener D, Uzuner N, Ozkan S, Ozdemir G. Characteristics of falling in patients with stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2000;69(5):649–51.
44. Hyndman D, Ashburn A, Yardley L, Stack E. Interference between balance, gait and cognitive task performance among people with stroke living in the community. *Disabil Rehabil.* 2006;28(13–14):849–56.
45. Bloem BR, Steijns JA, Smits-Engelsman BC. An update on falls. *Curr Opin Neurol.* 2003;16(1):15–26.
46. Rapport LJ, Webster JS, Flemming KL, Lindberg JW, Godlewski MC, Brees JE, Abadee LS. Predictors of falls among right-hemisphere stroke patients in the rehabilitation setting. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(6):621–26.

47. Webster JS, Rodes LA, Morrill B, Rapport LJ, Abadee PS, Sowa MV, Dutra R, Godlewski MC. Rightward orienting bias, wheelchair maneuvering, and fall risk. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(10):924–28.
48. Muro MJ, De Pedro-Cuesta J, Almazan J, Holmqvist LW. Stroke patients in south Madrid: Function and motor recovery, resource utilization, and family support. *Stroke.* 2000;31(6):1352–59.
49. Dennis MS, Lo KM, McDowall M, West T. Fractures after stroke: frequency, types, and associations. *Stroke.* 2002;33(3):728–34.
50. Wei TS, Hu CH, Wang SH, Hwang KL. Fall characteristics, functional mobility and bone mineral density as risk factors of hip fracture in the community-dwelling ambulatory elderly. *Osteoporos Int.* 2001;12(12):1050–55.
51. *Epidemiology of MS.* New York (NY): National Multiple Sclerosis Society; 2008 [cited 2008 Nov 21].
52. Kaplin AI, Williams M. How common are the “common” neurologic disorders? *Neurology.* 2007;69(4):410–11.
53. Bourdette DN, Prochazka AV, Mitchell W, Licari P, Burks J. Health care costs of veterans with multiple sclerosis: Implications for the rehabilitation of MS. VA Multiple Sclerosis Rehabilitation Study Group. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(1):26–31.
54. Cattaneo D, De Nuzzo C, Fascia T, Macalli M, Pisoni I, Cardini R. Risk of falls in subjects with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(6):864–67.
55. Finlayson ML, Peterson EW, Cho CC. Risk factors for falling among people aged 45 to 90 years with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(9):1274–79.
56. Nilsagård Y, Lundholm C, Denison E, Gunnarsson LG . Predicting accidental falls in people with multiple sclerosis A
57. longitudinal study. *Clin Rehabil.* 2009;23(3):259–69.
58. Chen LH, Warner M, Fingerhut L, Makuc D. Injury episodes and circumstances: National Health Interview Survey, 1997–2007. *Vital Health Stat 10.* 2009;(241):1–55.
59. Anderson RN, Miniño AM, Fingerhut LA, Warner M, Heinen MA. Deaths: Injuries, 2001. *Natl Vital Stat Rep.* 2004;52(21):1–86.
60. Hornbrook MC, Stevens VJ, Wingfield DJ, Hollis JF, Greenlick MR, Ory MG . Preventing falls among community dwelling older persons: Results from a randomized trial. *Gerontologist.* 1994;34(1):16–23.
61. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(8):1050–56.
62. Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Lamb SE, Gates S, Cumming RG , Rowe BH. Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009;(2):CD007146.

63. Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst Rev.* 2003;(4)
64. Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. *J Am Geriatr Soc.* 2001;49(5):664–72.
65. Injury prevention & control: Data & statistics (WISQARS) [Internet]. Atlanta (GA): Centers for Disease Control and Prevention; 2005
66. Hu G, Baker SP. Recent increases in fatal and non-fatal injury among people aged 65 years and over in the USA. *Inj Prev.* 2010;16(1):26–30.
67. Stevens JA, Corso PS, Finkelstein EA, Miller TR. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Inj Prev.* 2006;12(5):290–95.
68. Englander F, Hodson TJ, Terregrossa RA. Economic dimensions of slip and fall injuries. *J Forensic Sci.* 1996;41(5): 733–46.
69. Peterson EW, Cho CC, Von Koch L, Finlayson ML. Injurious falls among middle aged and older adults with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(6):1031–37.
70. Brønnum-Hansen H, Hansen T, Koch-Henriksen N, Stenager E. Fatal accidents among Danes with multiple sclerosis. *Mult Scler.* 2006;12(3):329–32.
71. Peterson EW, Cho CC, Finlayson ML. Fear of falling and associated activity curtailment among middle aged and older adults with multiple sclerosis. *Mult Scler.* 2007;13(9): 1168–75.
72. Nilsagård Y, Denison E, Gunnarsson LG, Boström K. Factors perceived as being related to accidental falls by persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil.* 2009;31(16): 1301–10.
73. Gray P, Hildebrand K. Fall risk factors in Parkinson's disease. *J Neurosci Nurs.* 2000;32(4):222–28.
74. Morris ME. Movement disorders in people with Parkinson disease: A model for physical therapy. *Phys Ther.* 2000; 80(6):578–97.
75. PADRECC Home [homepage on the Internet]. Philadelphia (PA): U.S. Department of Veterans Affairs; c2001–07 [updated 2006 Nov 8; cited 2006 Aug 17]. Revolutionizing Parkinson's disease care for our veterans; [1 screen]. Available
76. Giladi N, McMahon D, Przedborski S, Flaster E, Guillory S, Kostic V, Fahn S. Motor blocks in Parkinson's disease. *Neurology.* 1992;42(2):333–39.
77. Giladi N, McDermott MP, Fahn S, Przedborski S, Jankovic J, Stern M, Tanner C; Parkinson Study Group. Freezing of gait in PD: Prospective assessment in the DATATOP cohort. *Neurology.* 2001;56(12):1712–21.
78. Lamberti P, Armenise S, Castaldo V, De Mari M, Iliceto G, Tronci P, Serlenga L. Freezing gait in Parkinson's disease. *Eur Neurol.* 1997;38(4):297–301.
79. Lewis GN, Byblow WD, Walt SE. Stride length regulation in Parkinson's disease: The use of extrinsic, visual cues. *Brain.* 2000;123(Pt 10):2077–90.

80. Weghorst S. Augmented reality and Parkinson's disease. *Commun ACM*. 1997;40(8):47–48.
81. Dietz MA, Goetz CG, Stebbins GT. Evaluation of a modified inverted walking stick as a treatment for Parkinsonian freezing episodes. *Mov Disord*. 1990;5(3):243–47.
82. Morris ME, Ianssek R, Matyas TA, Summers JJ. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain*. 1996;119(Pt 2):551–68.
83. Fukunaga H, Kasai T, Yoshidome H. Clinical findings, status of care, comprehensive quality of life, daily life therapy and treatment at home in patients with Parkinson's disease. *Eur Neurol*. 1997;38 Suppl 2:64–69.
84. Schrag A, Jahanshahi M, Quinn NP. What contributes to depression in Parkinson's disease? *Psychol Med*. 2001;31(1): 65–73.
85. Karlsen KH, Tandberg E, Arslan D, Larsen JP. Health related quality of life in Parkinson's disease: A prospective longitudinal study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2000; 69(5):584–89.
86. Defebvre L, Blatt JL, Blond S, Bourriez JL, Gieu JD, Destee A. Effect of thalamic stimulation on gait in Parkinson disease. *Arch Neurol*. 1996;53(9):898–903.
87. Stern GM, Lander CM, Lees AJ. Akinetic freezing and trick movements in Parkinson's disease. *J Neural Transm Suppl*. 1980;(16):137–41.
88. Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Injury Prevention and Control. Web-based Injury Statistics Query and Reporting System (WISQARS) [online]. Accessed August 15, 2013.
89. Stevens JA. Falls among older adults—risk factors and prevention strategies. *J Saf Res*. 2005;36(4):409–11.
90. Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y, et al. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet*. 2013;381(9860):47–54.
91. Luukinen H, Herala M, Koski K, et al. Fracture risk associated with a fall according to type of fall among the elderly. *Osteoporosis Int*. 2000;11(7):631–4.
92. Woollacott MH, Tang PF. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Phys Ther*. 1997;77(6):646–60.
93. Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Phys Ther*. 1997;77(5):488–507.

94. Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. *Age Ageing*. 2006; 35 Suppl 2:ii12–18.

95. Bierbaum S, Peper A, Karamanidis K, Arampatzis A. Adaptive feedback potential in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. *J Biomech*. 2011;44(10):1921–6.

96. Bierbaum S, Peper A, Arampatzis A. Exercise of mechanisms of dynamic stability improves the stability state after an unexpected gait perturbation in elderly. *Age (Dordr)*. 2013;35(5):1905–15. 10.

97. Arampatzis A, Peper A, Bierbaum S. Exercise of mechanisms for dynamic stability control increases stability performance in the elderly. *J Biomech*. 2011;44(1):52–8.

98. Shimada H, Obuchi S, Kamide N, et al. Relationship with dynamic balance function during standing and walking. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003;82(7): 511–6.

99. Pai Y, Bhatt T, Wang E, et al. Inoculation against falls: rapid adaptation by young and older adults to slips during daily activities. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010;91(3):452–9.

100. Mansfield A, Peters AL, Liu BA, et al. Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial. *Phys Ther*. 2010;90(4):476–91.

101. Melzer I, Oddsson LI. Improving balance control and self-reported lower extremity function in community-dwelling older adults: a randomized control trial. *Clin Rehabil*. 2013;27(3):195–206.

102. Halvarsson A, Oddsson L, Olsson E, et al. Effects of new, individually adjusted, progressive balance group

training for elderly people with fear of falling and tend to fall: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2011;

25(11):1021–31.

103. Grabiner MD, Bareither ML, Gatts S, et al. Task-specific training reduces trip-related fall risk in women. *Med Sci*

Sports Exerc. 2012;44(12):2410–4.

104. Rosenblatt NJ, Marone J, Grabiner MD. Preventing trip-related falls by community-dwelling adults: a prospective

study. *J Am Geriatr Soc.* 2013;61(9): 1629–31.

105. Bhatt T, Yang F, Pai Y. Learning to resist gait-slip falls: long-term retention in community-dwelling older adults.

Arch Phys Med Rehabil. 2012;93(4):557–64.

106. Pai YC, Bhatt T, Yang F, et al. Perturbation training can reduce community dwelling older adults' annual fall risk:

a randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2014;69(12):1586–94.

107. Shapiro A, Melzer I. Short report balance perturbation system to improve balance compensatory responses during

walking in old persons. *J Neuroeng Rehabil.* 2010;7:32.

108. Mansfield A, Wong JS, Bryce J, Knorr S, Patterson KK. Does perturbation-based balance training prevent falls?

Systematic review and meta-analysis of preliminary randomized controlled trials. *Phys Ther.* 2015;95(5):700–9. 109. Melzer I, Kurz I, Shahar D, et al. Predicting injury from falls in older adults: comparison of voluntary step

reaction times in injured and noninjured fallers—a prospective study. *J Am Geriatr Soc.* 2009;57(4):743–5. 110. Melzer I, Kurz I, Shahar D, et al. Do voluntary step reactions in dual task conditions have an added value over

single task for fall prediction? A prospective study. *Aging Clin Exp Res.* 2010;22(5-6):360–6.

111. Melzer I, Kurz I, Shahar D, et al. Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. *Age*

Ageing. 2007;36(5):532–7.

112. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers.

Age Ageing. 2004;33(6):602–7.

113. Melzer I, Kurz I, Oddsson LI. A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(10):984–8.

114. Kurz I, Oddsson L, Melzer I. Characteristics of balance control in older persons who fall with injury—a prospective study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(4):814–9.

115. Layne CS, Abraham LD. Interactions between automatic postural adjustments and anticipatory postural patterns accompanying voluntary movement. *Int J Neurosci.* 1991;61(3-4):241–54.

116. Collins JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res*. 1993;95(2):308–18.
117. Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL Proprioception in the anterior cruciate deficient knee *Am J Sports Med* 17 1-6, 1989
118. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees *J Bone Joint Surg* 73B. 53-56, 1991
119. Bastian HC. The "muscular sense", its nature and cortical localization *Brain* 10 1-137, 1988
120. Baxendale RH, Ferrell WR, Wood L Responses of quadriceps motor units to mechanical stimulation of knee joint receptors in the decerebrate goat *Brain Res* 453 150-156, 1988
121. Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, et al Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency *J Orthop Res* 12- 219- 228, 1994
122. Borsa PA, Lephart SM, Kocher MS, et al: Functional assessment and rehabilitation of shoulder proprioception for glenohumeral instability *J Sport Rehab* 3 84-104, 1994
123. Boyd IA The histological structure of the receptors in the knee joint of the cat correlated with their physiological response *J Physiol* 124 476-488, 1954
124. Cornwall MW, Murrell P Postural sway following inversion sprain of the ankle *J Am Podiatr Med Assoc* 81 243-247, 1991
125. Dunn TG, Gillig SE, Ponsor SE, et al The learning process in biofeedback : Is it feed-forward or feedback? *Biofeedback Self-Regul* 11 143- 156, 1986
126. Freeman MAR, Dean M, Hanham I: The etiology and prevention of functional instability of the foot *J Bone Joint Surg* 47B 669-677, 1965
127. Freeman MAR, Wyke B The innervation of the knee joint An anatomical and histological study in the cat *J Anat* 101 505-532, 1964
128. Garn SN, Newton RA Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains *Phys Ther* 68 1667-1671,

1988

129. Glencross D, Thornton E. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 21:23-27, 1981. 130. Gloumann R, Jobe FW, Tibone JE, et al. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with

glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg* 70A:220-226, 1988

131. Gngg P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehab*

132. Gross MT. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. *Phys Ther*

67:1505-1509, 1987

133. Guanche C, Knatt T, Solomonow M, et al. The synergistic action of the capsule and the shoulder muscles. *Am J Sport Med* 23:301-306, 1995

134. Guskiewicz KM, Perrin DH. Research and clinical applications of assessing balance. *J Sport Rehabil* 5:45-63, 1996

135. Hilton J. On the Influence of Mechanical and Physiological Rest in the Treatment of Accidents and Surgical Diseases and the Diagnostic Value of Pain. A Course of Lectures. London, Bell & Daldy, 1863

136. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med* 10:329-335, 1982

137. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 61:388-390, 1990

138. Leisman G. Cybernetic model of psychophysiological pathways: II. Consciousness of tension and kinesthesia. *J Manipulative Physiol Ther* 12:174-191, 1989

139. Lephart SM, Henry TJ. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehab* 5:71-87, 1996

140. Lephart SM, Kocher MS, Fu FH, et al. Proprioception following ACL reconstruction. *J Sport Rehab* 1:186-196, 1992

141. Lephart SM, Warner JP, Borsa PA, et al. Proprioception of the shoulder in normal, unstable and post-surgical individuals. *J Shoulder Elbow Surg* 3:371-380, 1994

142. McCloskey DI. Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev* 58:763-820, 1978

143. Moffett DF, Moffett SB, Schauf CL. *Human Physiology. Foundations and Frontiers*. St Louis, Mosby-Year Book,

Inc., 1993

144. Skinner HB, Barrack RL, Cook SD. Age-related decline in proprioception.

Clin Orthop 184:208-211, 1984. 145. Smith RL, Brunolli J. Shoulder kinesthesia after shoulder dislocation. *Phys Ther* 69:106-112, 1989. 146. Solomonow M, Baratta

R, Zhou BH, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh

muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Med 15. 207-213, 1987

147. Tibone JE, Antich TJ, Fanton GS, et al. Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. Am J Sports

Med 14: 276-284, 1986

148. Tropp H, Odenrick P Postural control in single-limb stance J Orthop Res 6 833-839, 1988

149. Tyldesling B, Greve Ji Muscles, Nerves and Movement Kinesiology in Daily Living Boston, Blackwell Scientific

Publications, 1989, pp 268-284

150. Willis WD, Grossman RG Medical Neurobiology Neuroanatomical and Neurophysiological Principles Basic to

Clinical Neuroscience Third edition St. Louis, CV Mosby Co , 1981, pp 123-128

8. Журнал версий

Дата	Описание изменений	Автор	Версия
5 октября 2016 г.	Исходная версия	Д-р Авраам Коэн	161005