

НЕКОТОРЫЕ ПОДХОДЫ В ПОДГОТОВКЕ ПРЫГУНОВ НА БАТУТЕ ВЫСОКОЙ КВАЛИФИКАЦИИ

Обзор материалов зарубежных исследований

ОГЛАВЛЕНИЕ

1. АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ ДВИЖЕНИЙ В ПРЫЖКАХ НА БАТУТЕ, ОСНОВАННАЯ НА ПРИМЕНЕНИИ ИНЕРЦИАЛЬНЫХ ДАТЧИКОВ.....**стр. 2**
2. ОСТАТОЧНЫЕ ЯВЛЕНИЯ ПОСЛЕ ПРЫЖКОВ НА БАТУТЕ: ДВИГАТЕЛЬНЫЕ И СЕНСОРНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ, СВЯЗАННЫЕ С ПРЫЖКАМИ НА УПРУГОМ ПОКРЫТИИ.....**стр. 39**
3. ХАРАКТЕР ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ И ОСОБЕННОСТИ ТРАВМАТИЗМА ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ БАТУТИСТОВ.....**стр. 66**
4. ПОДЗЕМНЫЙ БАТУТ КОЛЬЦЕВОЙ КОНСТРУКЦИИ.....**стр. 77**

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ ДВИЖЕНИЙ В ПРЫЖКАХ НА БАТУТЕ, ОСНОВАННАЯ НА ПРИМЕНЕНИИ ИНЕРЦИАЛЬНЫХ ДАТЧИКОВ

Automated Classification of Trampoline Motions Based on Inertial Sensor Input Master's Thesis Heike Brock (Saarland University, Faculty of natural sciences and technology, I Department of computer science, 20 december, 2010)

Определение эффективной массы системы подвески батута

Конструкция сетки батута допускает упругую деформацию, что позволяет увеличить результативность спортсмена. Значительное количество массы батутного материала может получить ускорение в момент падения спортсмена на батут, и в ограниченный отрезок времени будет возможно определить величину силы, действовавшей на контактный участок прыжковой поверхности, при помощи силоизмерительного устройства, размещённого под сеткой.

Величина эффективной массы (эффективная масса представляет собой соединение батута и системы его подвески) может меняться в ходе ударного воздействия спортсмена на батут. В проведённом исследовании Пейн и др. (2005) пояснили, что величина эффективной массы сетки, получившей ускорение, зависит от величины силы в диапазоне от 481Н до 930 Н. Данной величиной нельзя пренебречь, поскольку она составляет до 12% от пиковой силы. В другом исследовании Бальсен (1978) пояснил, что та величина эффективной массы, которая определяется при этом согласно второму закону Ньютона по результатам измерений ускорения и силы, одновременно зависит от угла сгибания коленного сустава при приземлении и от частоты пиковой силы удара, и является результатом массы тела. Нето (2007) в своём исследовании показал, что эффективная масса спортсменов кунг-фу превышала этот показатель у людей, не занимающихся спортом.

Таким образом, ****целью данного исследования было определение**

эффективной массы системы подвески батута с помощью высокоскоростной видеокамеры.**

Вопрос, который возник в процессе этого исследования, заключается в следующем: происходит ли изменение эффективной массы системы подвески батута в зависимости от массы и высоты падения медицинского мяча. И каковы будут при этом значения эффективной массы системы подвески батута для каждой высоты падения и каждой массы медицинского мяча, упавшего на батут.

*****Важность этого исследования заключается в возможности использования его результатов для моделирования техники выполнения тех гимнастических упражнений, которые выполняются на батуте.*****

*****В тех случаях, когда это моделирование будет относиться к конкретным акробатам на батуте и снабжаться выходными данными, возникает возможность улучшать технику исполнения данного упражнения и повышать уровень спортивного мастерства спортсменов в целом в этом виде спорта.*****

Для проведения этого исследования важно правильно подобрать исходные данные для процесса моделирования.

Методология исследования

Испытательное оборудование включало в себя батут, медицинские мячи весом 3 кг, 5 кг, 8 кг и 10 кг, силоизмерительное устройство, высокоскоростные видеокамеры и электромагнит «Геркулес», который использовался для удержания очередного мяча на заданной высоте. Медицинские мячи с различными массами сбрасывались вертикально вниз на центр батута с различной высоты (1 метр, 2 метра, 3 метра и 4 метра).

Для точного взвешивания медицинских мячей с различными массами применялась силоизмерительная плита «Кистлер». Электромагнит «Геркулес» получал электропитание от одной батарейки РРЗ (типа «Крона») напряжением 9 вольт. При включении электропитания железная пластинка

прочно прикреплялась к нижней части электромагнитного стержня. Выключение питания магнита с помощью выключателя освобождало медицинский мяч, когда это требовалось, и таким образом магнит использовался для «сбрасывания» мячей с различных высот. Магнит «Геркулес» состоит из двух частей. Основная часть соединена со штепсельной вилкой и крючком, на который надет шнурок.

Для записи испытаний батута использовалась высокоскоростная камера «Фантом» (V5) (производитель – фирма «Вижн Рисёрч Инк»).

Камера была запрограммирована на включение за 500 мс до поступления сигнала таким образом, что до поступления сигнала были отсняты 167 кадров. После сбора данных были отобраны для дальнейшего анализа данные в общей сложности трёх экспериментов для каждой высоты и каждой массы мяча. В этих экспериментах были представлены различные значения скорости мячей (во всём диапазоне показанных скоростей) в момент удара о батут. Батут для этого исследования был отобран на основе характеристик, установленных международной федерацией гимнастики.

Для сбора данных было выполнено в общей сложности 48 экспериментов, каждый из которых включал вертикальное сбрасывание мяча, по три эксперимента для каждой высоты и каждой массы. Запись каждого эксперимента, которая была выполнена с помощью высокоскоростной видеокамеры «Фантом», была преобразована в формат AVI, чтобы обеспечить возможность использования программы «AVI Digitizing Software» версии 1.1.1. по превращению формата AVI в цифровую форму.

Эта программа была разработана в Университете города Лафборо (Англия). Оцифровка записи в формате AVI позволила повысить точность отображения по сравнению с программным обеспечением видеокамеры «Фантом».

Чтобы определить скорость удара медицинского мяча о батут в ходе каждого эксперимента, а также зарегистрировать его наибольшее вертикальное смещение в пределах каждого кадра, были выбраны две точки – по одной на верхней и нижней частях мяча. Затем эти точки были

оцифрованы вручную при помощи программы «AVI Digitizing Software» версии 1.1.1.

Калибровочный шест представлял собой стержень с двумя мячами для гольфа, закреплёнными на нём на расстоянии 93 см друг от друга. Камера была установлена перпендикулярно плоскости медицинских мячей (рисунок 1).

Путём оцифровки длины калибровочного шеста был определён коэффициент пересчёта расстояний в направлении оси Y:

Коэффициент пересчёта - фактическая длина (в метрах) / оцифрованная длина

Y - Коэффициент пересчёта x оцифрованные координаты



Рисунок 1. Калибровка шестов

В последующем, по результатам оцифровки данных калибровки, было установлено, что длина в один метр заключала в себе 349,5939 оцифрованных точек. Для снижения уровня шума применялась фильтрация нижнего диапазона частот. Частота кадров съёмки составляла 1000 в секунду, а низкочастотная граница пропускания фильтра была установлена на уровне

10 Гц для ослабления высокочастотных помех. Исходные данные обрабатывались программой Excel с помощью внешнего аппаратного обеспечения и преобразовывались в формат Excel.

Для выполнения анализа траектории падения мячей было необходимо учитывать только координаты точек на верхней и нижней частях медицинских мячей по оси Y , поэтому соответствующие координаты по оси X не учитывались.

Затем, путём усреднения координат точек на оси Y в верхней и нижней частях медицинского мяча, было определено положение центра масс медицинского мяча на каждом кадре.

Величина смещения во время падения и отскока мяча определялась путём деления усреднённых координат по оси Y на количество оцифрованных точек в одном метре.

В данном исследовании, когда медицинский мяч падал на сетку батута, сразу после удара происходило торможение мяча и ускорение движения сетки батута таким образом, что в течение какого-то периода они двигались одновременно с одной и той же скоростью. Однако требовалось некоторое время, прежде чем сетка и пружины начинали перемещаться вместе как единое целое, поскольку первоначально вместе с массой медицинского мяча перемещалась только центральная часть сетки.

Сетку и пружины можно представить как эффективную массу, которая перемещалась со скоростью сетки, находившейся в едином контактном узле с массой медицинского мяча. В случае простого ударного взаимодействия между двумя массами обмен импульсом будет происходить в короткий период времени порядка 10 мс. Однако между сеткой батута и его пружинами продолжительность такого обмена будет намного больше, например, около 100 мс. Тем не менее, потеря энергии массы падающего медицинского мяча происходила согласно закону сохранения количества движения.

$$MV_1 = (M + m)V_2 \quad (1)$$

где: M - масса сброшенного мяча,

V_1 - скорость падения сброшенного мяча,

m - масса сетки батута,

V_2 - скорость сетки батута и медицинского мяча сразу после удара,

V_3 - скорость медицинского мяча после отскока,

k - константа

В ходе удара могло проявиться влияние ещё одного фактора – «вязко-упругого» свойства сетки. «Вязко-упругость» является особенностью материалов, которые при деформации проявляют как вязкость, так и упругость. Вязкие материалы сопротивляются сдвиговым потокам и деформируются прямо пропорционально продолжительности действия приложенной силы. Упругие материалы при растяжении деформируются мгновенно и так же быстро возвращаются в исходное состояние после снятия нагрузки. Вязкоупругие материалы обладают элементами обоих этих свойств и, таким образом, проявляют деформацию, зависящую от времени.

В момент столкновения медицинского мяча с сеткой батута происходила потеря энергии вследствие вязкости сетки, пружин и упавшего медицинского мяча (рисунок 2). Таким образом, эта потеря энергии, вероятно, была пропорциональна V_2^2 :

$$V_2^2 = \left(\frac{MV_1}{M + m} \right)^2 \quad (2)$$

Кроме того, во время отскока:

$$\frac{1}{2}(M + m)V_2^2 - \frac{1}{2}(M + m)V_3^2 = kV_2^2 \quad (3)$$

Подставив значение V_2^2 в формулу 3, получим:

$$\frac{1}{2} (M + m) \left(\frac{MV_1}{M + m} \right)^2 - \frac{1}{2} (M + m) V_3^2 = k \left(\frac{MV_1}{M + m} \right) \quad (4)$$

где V_3 – скорость отскока мяча

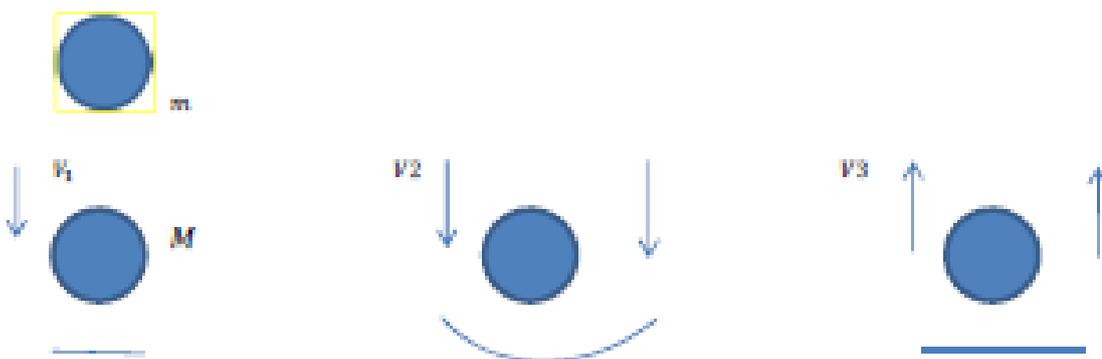


Рисунок 2. Иллюстрация метода исследования

Путём оцифровки данных, полученных с помощью видеосъёмки, стало возможным вычислить значения величин V_1 и V_3 , которые в действительности являются, соответственно, начальной скоростью перед ударом и скоростью медицинского мяча, после определения двух неизвестных: переменной массы (m) и постоянного фактора потери энергии при отскоке; тогда, зная V_1 и V_3 , была определена V_2 (рисунок 3).

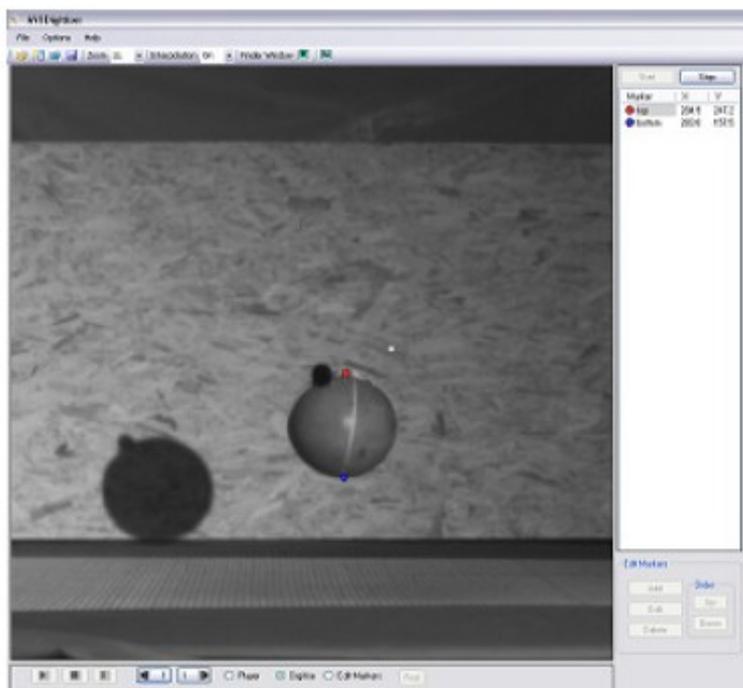


Рисунок 3. Оцифровка положения мяча

В приведенном выше уравнении присутствует число (k). Приняв вначале это число равным нулю, авторы смогли найти значение M .

Определив M , стало возможным вычислить (k), основываясь на предположении, что было использовано четыре варианта значений массы и четыре варианта показателей высоты падения медицинского мяча, и выполнено три попытки сбрасывания мяча на батут для каждого значения массы и каждого показателя высоты.

Результаты

Скорость

Для нахождения скорости до удара и сразу после отскока применялась следующая формула:

$$X = -\frac{1}{2}gt^2 + Vt \quad (5)$$

Таким образом, были определены скорость удара V_1 и скорость отскока V_3 , после чего стало возможным с помощью формулы 2 определить V_2 -

скорость сетки батута и медицинского мяча сразу после удара, которая была необходима для нахождения эффективной массы. Средняя скорость до удара и сразу после отскока показана

в таблице 1.

Эффективная масса

Чтобы найти эффективную массу, была использована формула 2. Данная величина эффективной массы сохранялась при величине постоянного фактора, равной нулю. Исходя из этого, заменив формулу 1 формулой 2, была установлена величина эффективной массы.

В таблице 2 показана эффективная масса батута при различных высотах падения медицинского мяча. Путём применения двумерной корреляции Пирсона было установлено, что существует линейная зависимость между эффективной массой системы подвески батута и высотой падения мяча (0,993; $p = 0,007$).

Это означает, что с увеличением высоты эффективная масса также увеличивалась (рисунок 4).

С помощью двумерной корреляции Пирсона была выявлена статистически значимая связь между массой медицинского мяча и эффективной массой системы подвески батута. Таким образом, масса медицинского мяча влияла на эффект массы системы подвески батута (рисунок 5).

Таблица 1 – Скорости мяча до удара и после отскока

Масса медицинского мяча	Высота падения	Скорость перед ударом	Скорость после отскока
3 кг	1	-4,201	3,107
	2	-5,977	4,191
	3	-7,417	5,147
	4	-8,554	5,792

5 кг		
1	-4,187	3,445
2	-5,966	4,722
3	-7,447	5,847
4	-8,646	6,680
8 кг		
1	-4,245	3,731
2	-6,008	5,148
3	-7,486	6,381
4	-8,625	7,271
10кг		
1	-4,225	3,812
2	-6,003	5,279
3	-7,547	6,645
4	-8,665	7,638

Таблица 2 – Эффективная масса для каждой высоты падения мяча

Высота	Эффективная масса системы подвески батута
0	0.974
1	1.105644
2	1.353198
3	1.386894
4	1.495153

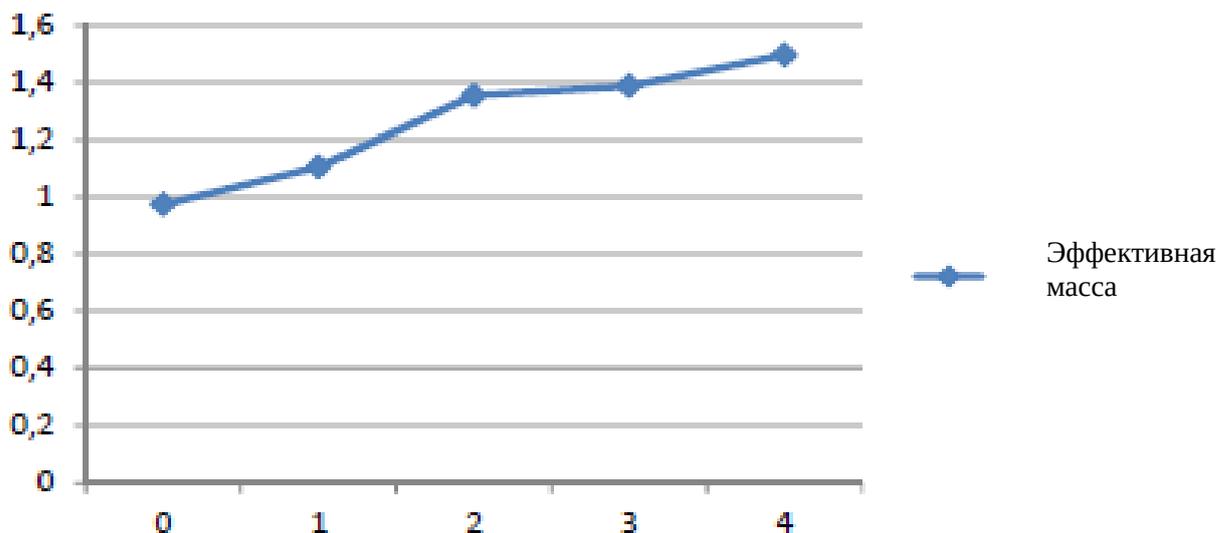


Рисунок 4. Зависимость эффективной массы от высоты падения мяча

Причина увеличения эффективной массы по мере увеличения массы сброшенного мяча и увеличения высоты падения мяча могла быть связана с увеличением прогиба системы подвески нагруженного батута и с увеличением вовлечённой в движение массы.

В действительности увеличение эффективной массы может продолжаться до тех пор, пока вес падающего груза не достигнет значения примерно равного 70 кг, а высота падения не будет увеличена до 5 метров, поскольку в этом случае произойдёт полный прогиб сетки батута.

Эффективная масса по отношению к массе медицинского мяча

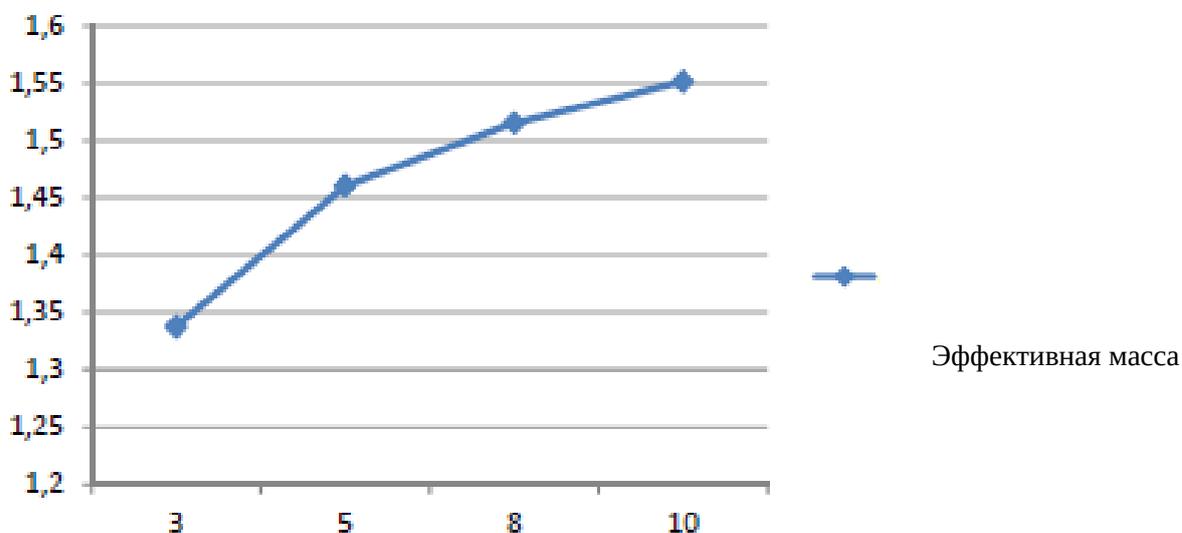


Рисунок 5. Зависимость эффективной массы от массы медицинского мяча

Постоянный коэффициент (K)

Как упоминалось в предыдущем разделе, эффективная масса была найдена для четырех различных показателей высоты, с которой падал мяч.

Для нахождения величины постоянного фактора (k) было необходимо найти эффективную массу для нулевой высоты. Таким образом, с целью определения эффективной массы для заданной высоты по линейной формуле была использована линейная зависимость с полиномиальной степенью 2 (рисунок 6).

В результате была найдена эффективная масса (0,974 кг) для высоты 0 метров. Подставив значение эффективной массы для высоты 0 метров в формулу 3, было получено значение константы в каждом эксперименте.

В таблице 3 представлено значение k для различных высот. Кроме того, значение k линейно возрастает с увеличением высоты падения, которая пропорциональна квадрату V . Таким образом, потери энергии, вероятно, пропорциональны V в 4-й степени, а не в квадрате.

Таблица 3 – Значение k для различных масс медицинских мячей

Масса (кг)	k
3	0.314
5	0.316
8	0.321
10	0.380

Обсуждение результатов

Эффективная масса представляет собой соединение батута и системы его подвески, что может быть важным аспектом в исследованиях биомеханики акробата.

В ряде исследований рассматривались различные темы, относящиеся к акробатике на батуте. Эти исследования охватывали преобразования энергии и приложение усилий. В подобных исследованиях экспериментаторы не

использовали эффективную массу, потому что она не была значимой величиной, тогда как в других исследованиях, связанных с изучением имитации и моделирования, исследователям необходимо включать некоторые показатели в качестве исходных данных.

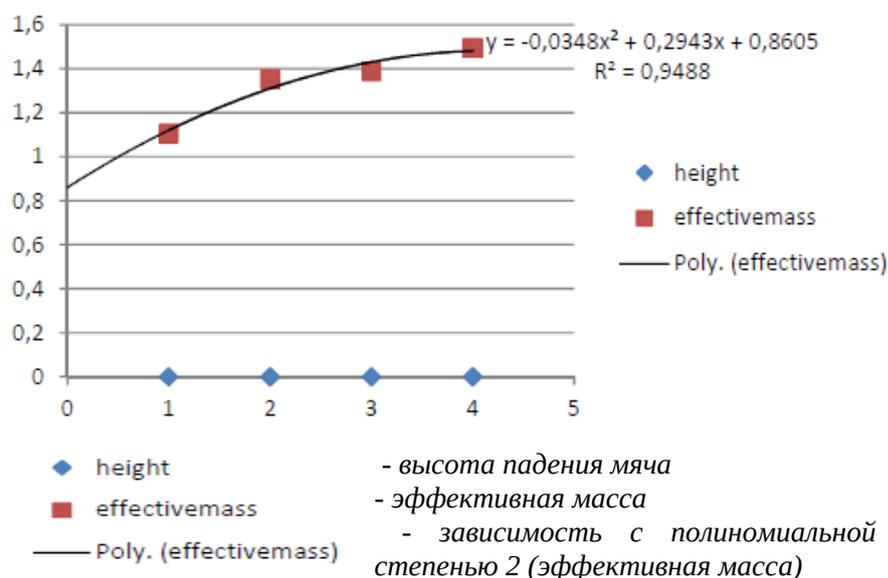


Рисунок 6. Эффективная масса системы подвески для высоты 0 метров

Настоящее исследование выполнено с целью решения именно этой проблемы. Эффективная масса системы подвески батута при различных массах медицинского мяча и высотах его падения была небольшой, и данный ответ может оказаться полезным, потому что при большой величине эффективной массы системы подвески батута был бы невозможен его прогиб.

Более того, из-за отсутствия движения деформации батута был бы невозможен обратный подброс мяча или другого изучаемого предмета. С учётом ещё одной переменной k , в процессе удара мяча по сетке батута происходит некоторое преобразование энергии, и это преобразование можно учитывать в ходе исследования.

Основной вывод относительно данной величины k состоит в том, что её значение невелико. Если бы результирующее значение k было большим, то это соответствовало бы большой жесткости пружин, при которой

потенциальная энергия не могла бы преобразоваться в кинетическую энергию. В конечном счете, медицинский мяч или другой изучаемый предмет не мог бы в этом случае двигаться после удара о сетку батута.

Результаты этого исследования можно применить для создания модели батута.

Моделирование является одним из методов исследования в биомеханике спорта. Оно включает создание таких математических моделей, которые *позволяют с помощью использования метода имитационного моделирования прогнозировать результативность спортсмена, исходя из его анатомических характеристик.*

Числовые значения эффективной массы системы подвески батута и константа пружин позволяют выполнить модель батута в виде исходных данных для создания имитирующей системы. Совместное применение моделей батута и акробата позволяет создать точную модель движения акробата на батуте.

Физические и биомеханические принципы прыжков на батуте

Различные сетки батута обладают различной выталкивающей силой. Это означает, что на одном батуте спортсмену необходимо приложить большую или меньшую мышечную силу, чтобы достичь в прыжке такой же высоты, как на другом батуте. В зависимости от высоты прыжка меняется количество времени, в которое надо уложиться при выполнении данного движения.

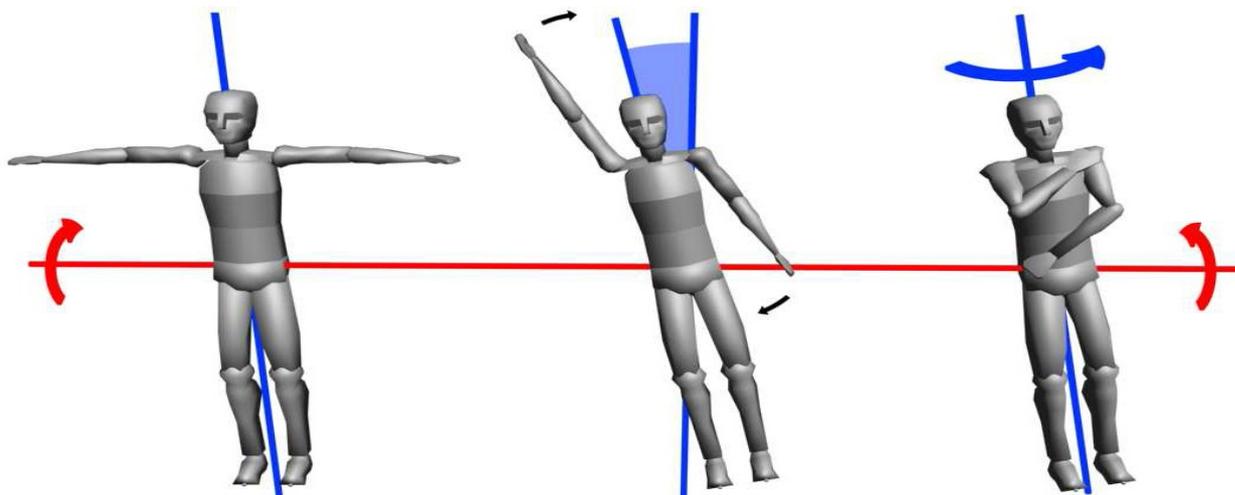


Рисунок 7. Варианты выполнения вращательного движения во время полёта путём переноса углового момента

(а) Вращение при выполнении сальто: угловой момент возникает у спортсмена только вокруг его поперечной оси (красная линия) без поворота туловища. (б) Во время выполнения сальто спортсмен может перевести своё тело во вращение против часовой стрелки (направление вращения указано голубой стрелкой), перемещая для этого руки по часовой стрелке. В результате сохранения углового момента тело спортсмена начинает вращательное движение вокруг продольной оси. (с) Повороты и сальто продолжают совершаться без перемещения рук и без какого-либо воздействия внешних сил на спортсмена

Для движений, которые выполняются на примерно одинаковых высотах во время прыжка, время выполнения остаётся стабильным.

Чем выше спортсмен выталкивается сеткой батута, тем больше времени имеется в его распоряжении для выполнения очередной акробатической фигуры, тем легче ему выполнять фигуры повышенной сложности с высокой скоростью вращения и тем лучше, как правило, техника выполнения им отдельных элементов.

Разные формы движений акробата, также как и разные стартовые позиции, требуют разных ускорений движения ног на прыжковой поверхности.

Например, при выполнении сальто согнувшись, скорость вращения снижена по сравнению с выполнением сальто в группировке (при той же величине силы) ввиду того, что момент инерции спортсмена в первом случае выше за счет ног, которые вытянуты вперед, а не согнуты в направлении центра тяжести. Следовательно, спортсмену нужно передать больше

реактивных сил от прыжкового покрытия батута в своё движение, чтобы выполнить то же самое вращательное движение за то же самое время. В результате ускорение движения ног будет больше.

Тот же принцип имеет место и при сравнении выполнения сальто и сальто согнувшись, причём выполнение прямого сальто характеризуется более высоким моментом инерции. В связи с этим имеется возможность распознавать различные формы сальто по величине ускорения движения нижних конечностей.

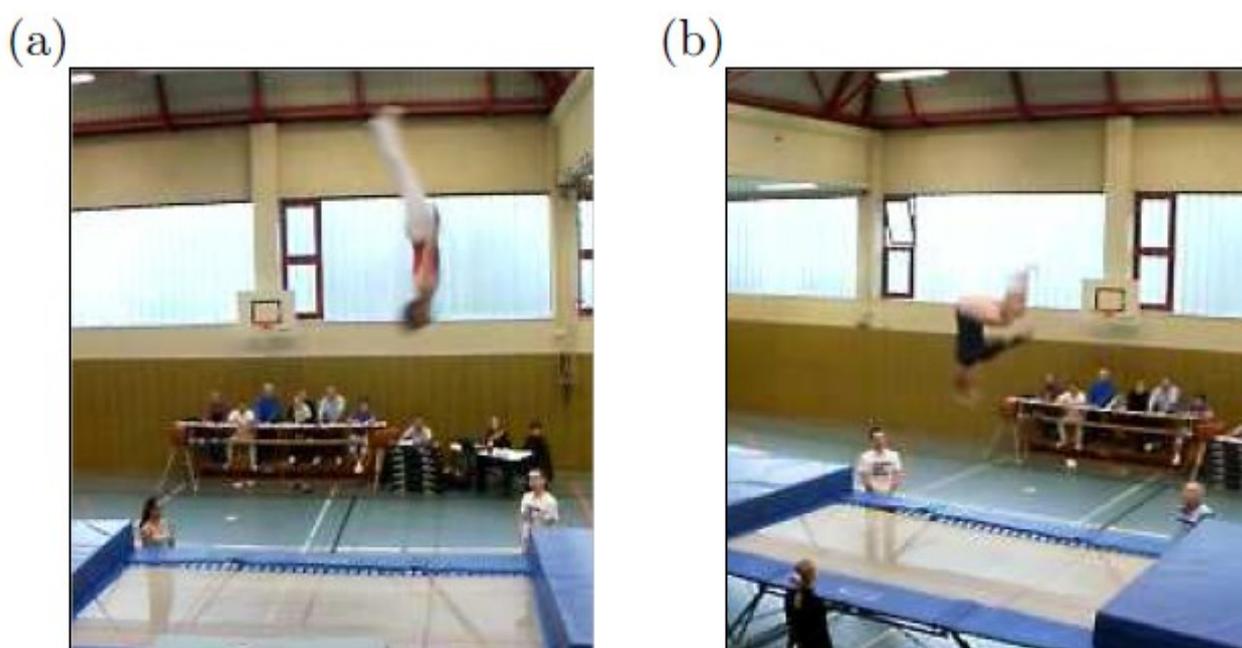


Рисунок 8. Особенности выполнения элементов сальто акробатами различного уровня спортивного мастерства

(а) Раскрытие после исполнения сальто выполняется акробатом – разрядником в вертикальном положении; (б) Менее опытный спортсмен в той же фазе полёта все еще сгруппирован и вынужден с запозданием начать раскрытие после выполнения сальто из-за того, что ему не хватает «количества движения».

Одна физическая идея, которая лежит за пределами этого принципа и описывает прохождение импульса от одного тела к другому или от частей тела ко всему телу, заключается в переносе «количества движения». При выполнении прыжков на батуте импульс может образоваться в одной части тела, а затем передаться всему телу путём мышечных сокращений.

Например, толчок ногами из переднего положения в начале упражнения передаёт импульс от ног всему телу; если при этом тело фиксируется в вертикальном положении при помощи напряжения соответствующих мышц, то в результате выполняется вращение назад.

В большинстве случаев все вращательные движения вызываются передачей «момента количества движения» и зависят от количества переданного движения. Чем больше это количество, тем больше вращений может быть выполнено.

Вращения вокруг поперечной оси, как правило, начинаются в фазе контакта с батутотом, в начале движения, до отрыва акробата от прыжкового покрытия и его перехода в фазу полёта. Вращения вокруг продольной оси тела могут начинаться в начале движения, но также и во время «воздушной фазы» после выполнения одного из видов бокового вращения, путем сгибания частей тела. В этом случае «количество движения» остается постоянным, но будет распределено между обеими осями вращения. Вращательное движение может быть начато даже в условиях отсутствия внешнего крутящего момента (рисунок 7).

Биомеханика прыжков на батуте была исследована с высокой точностью. Чем больше спортивный опыт акробата на батуте, тем лучше он может управлять своими движениями и тем лучше он может использовать физические и биомеханические параметры этих движений во время фазы полета.

Это может быть объяснено на примере выполнения движений при исполнении сальто на батуте с идеальной техникой (которая получила бы наивысшие оценки на соревнованиях).

Первая фаза характеризуется быстрым началом движения нижних конечностей при вертикальном положении верхней части тела, что приводит к высокому моменту движения. За этим следует основное движение вращения и раскрытие тела за счёт ног с целью уменьшения угловой скорости (в идеале спортсмен должен находиться при этом в вертикальном

положении вниз головой). В результате сальто должно завершиться подготовкой к приземлению.

Акробаты, обладающие высоким уровнем спортивного мастерства, обычно осваивают движения в этих фазах гораздо лучше, чем менее опытные спортсмены. Последним не хватает количества движения, и поэтому они не могут выполнить раскрытие после исполнения сальто, находясь в вертикальном положении, или, может быть, совсем не пытаются выполнить раскрытие, чтобы сохранить возможность выполнить полный оборот на 360°, как это показано на рисунке 8.

Запись движений человека с помощью инерциальных устройств

Характеристики тех прыжков на батуте, которые анализируются в данной работе, были записаны с использованием аппаратуры записи движений человека (сокращённо – МОКАП – система отслеживания и оцифровки движений человеческого тела), *работающей на основе инерциальных датчиков*. Чтобы понять, почему была использована эта система, важно знать преимущества и недостатки наиболее часто используемых устройств записи движений.

Каждая из этих систем регистрации параметров движения имеет разные свойства и требования, касающиеся, например, окружающей обстановки, объёма рабочей зоны, и выразительных возможностей полученных данных.

Например, оптические системы регистрации движения, которые широко используются в производстве кинофильмов и видеоигр, обеспечивают очень большой объём выходных данных, которые легко поддаются обработке. Но эти системы имеют большие ограничения по объёму рабочей зоны и условиям освещения.

Однако, *движения акробатов на батуте требуют сравнительно большого объёма рабочей зоны у систем регистрации движения*. Кроме того, запись движений акробатов на батуте приходится выполнять почти всегда в таких местах, где часто невозможно обеспечить регулируемое освещение.

По мнению авторов *эти и другие обстоятельства делают оптические*

системы регистрации движения непригодными для записи движений акробатов на батуте.

В последние годы инерциальные датчики используются во многих областях, таких как индустрия развлечений, медицина и спортивная наука. Такие инерциальные датчики имеют то преимущество, что они не накладывают никаких ограничений в отношении условий освещения, и лишь немного ограничений относительно объема рабочей зоны. *Недостатком таких инерциальных систем регистрации движения является вид тех исходных данных, получение которых они обеспечивают.*

Системы «захвата движений»

Существует много различных типов систем для «захвата движений» человека. Наиболее распространенными системами являются: оптические системы на основе маркеров, оптические безмаркерные, механические, магнитные и, наконец, инерциальные системы – такие, которые использовались при выполнении этого исследования.

Каждый тип систем характеризуется специфическим комплектом оборудования, специфическими устройствами захвата и специальными требованиями к параметрам захвата движений. Вследствие индивидуальной методики применения этих типов систем каждый из них характеризуется различным объемом получаемых данных о регистрируемых движениях. Хотя каждая из этих технологий захвата имеет свои сильные стороны, ни одна из них не может идеально подходить для всех возможных случаев их применения. Ниже приводится краткое описание каждого типа таких систем.

Оптические системы

В **оптических маркерных системах** используются данные, полученные от нескольких датчиков изображения с целью триангуляции положения предмета в трехмерном пространстве. В маркерных системах используются светоотражающие маркеры, которые прикреплены к телу исполнителя. Светоотражающие маркеры отражают с минимальным рассеянием в кинокамеры тот свет, который излучают специальные источники света,

закреплённые на кинокамерах. Положения маркеров можно отследить с помощью этих кинокамер и преобразовать результаты отслеживания в цифровые данные.

Маркерные оптические системы регистрации движения широко используются в компьютерной анимации для воспроизведения на экране реалистической имитации движущихся объектов и персонажей. Маркерные системы работают очень точно и обеспечивают получение выходных данных высокого качества, но при этом очень дороги и требуют тщательной настройки.

В **безмаркерных системах** используется так называемое компьютерное зрение (средства ввода и распознавания изображений), которое включает в себя алгоритмы и методы отслеживания движения объектов и людей при помощи монокулярных либо многофокусных видеоизображений. **Основным достоинством безмаркерной системы** захвата движения является то, что движение может быть захвачено в его естественной окружающей среде, и от субъектов съёмки не требуются носить специальное оборудование для отслеживания их движений.

Механические системы непосредственно отслеживают величины углов, возникающих в суставах при изменении положения различных частей человеческого тела.

Для этого на исполнителя одевается специальный механический мокап-скелет с закреплёнными на нём датчиками. Механические детали мокап-скелета повторяют все движения соответствующих частей человеческого тела, тогда как датчики измеряют параметры этих движений. Вследствие того, что эта «скелетоподобная» конструкция сковывает движения исполнителя, она мешает выполнению движений гораздо больше, чем другие системы захвата.

Магнитные системы основаны на использовании датчиков, расположенных на теле человека и предназначенных для измерения низкочастотного магнитного поля, которое создаётся его источником.

Датчики и источник соединены проводами с электронным блоком управления, который сопоставляет данные об их местонахождении в пределах действия магнитного поля.

Таким образом, диапазон движений человека можно измерять и отслеживать по величине относительной напряжённости магнитного поля.

Магнитные маркеры не перекрываются немагнитными объектами, но подвержены магнитным и электрическим помехам от таких металлических предметов в ближайшем окружении, как металлическая проволока, которые искажают магнитное поле, а также от таких источников электрического напряжения, как экраны телевизоров и компьютеров, электрические приборы освещения, кабели, по которым проводится электричество, и силовые блоки компьютеров.

Вследствие того, что данная система соединяется кабелем с электронным блоком управления, *подвижность человека ограничена, что не позволяет выполнять движения в значительном объёме пространства.*

Инерциальные системы основаны на миниатюрных инерциальных датчиках, биомеханических моделях и алгоритмах сочетания различных датчиков.

Большинство инерциальных датчиков включают в себя, как минимум, измеритель ускорения, но могут также включать дополнительные устройства, которые обеспечивают повышение стабильности и надёжности выходных данных. Полученные выходные данные передаются через аппаратуру ближней беспроводной связи типа Блю Тус в приёмное устройство компьютера, где полученные сигналы оцифрованного движения можно записывать или просматривать как видеоизображение.

Инерциальные датчики отличаются небольшими размерами и малым весом, и не требуют применения каких-либо дополнительных видеокамер, излучателей света или маркеров.

Однако выходные данные этих датчиков не позволяют определить координаты их местоположения, но только лишь их динамические

характеристики и ориентацию в пространстве. Кроме того, те инерциальные системы, в которые дополнительно встроены магнитометры, чувствительны к магнитным и электрическим помехам.



Рисунок 9. Инерциальные датчики используются в пультах дистанционного управления игровой консоли Nintendo Wii и в Internet-телефонах типа Apple iPhone

В последние годы инерциальные датчики стали весьма популярными. Например, инерциальные датчики, измеряющие ускорения движений и угловые скорости, используются в аппаратуре электронных игр и развлечений наподобие Nintendo Wii и iPhone компании Apple (рисунок 9).

Например, пульт дистанционного управления игровой консоли Nintendo Wii с подсоединённым к нему блоком Wii Motion Plus включает в себя датчик, измеряющий ускорения движений в трехмерном пространстве и скоростной гироскоп. Исходные данные этой аппаратуры позволяют распознавать неторопливые жесты людей и отображать их в создаваемых компьютерных играх. Таблица 4 содержит характеристики всех систем захвата движения.

Таблица 4 – Обзор распространённых систем, используемых для захвата движения, их преимущества и недостатки

	Захват объема	Настройка системы	Калибровка	Подвижность исполнителя	Загрязнения на записку	Тип выходных данных	Качество данных	Работа за пределами студии	Перекрытие маркеров	Удобство применения	Смещение маркеров	Чувствительность к металлам
Оптические маркерные	-	--	--	++	--	++	++	--	--	+	++	++
Оптические безмаркерные	--	-	--	++	-	++	+	+	-	++	++	++
Механические	++	+	++	--	+	++	++	++	++	--	++	+
Магнитные	--	-	-	-	+	++	++	++	++	++	--	--
Инерционные	--	++	++	++	+	-	--	++	++	+	++	-

Захват движений акробата на батуте

Прыжки на батуте - это такой вид спорта, которым не так легко заниматься, как многими другими распространёнными видами спорта, и который часто требует особых условий и специального оборудования. Ниже даны некоторые специальные требования, которые должны выполняться, чтобы обеспечить регистрацию движений акробата на батуте.

Высота полета: акробаты средней квалификации в прыжках на батуте уже могут достигать высоты пяти метров, тогда как высококвалифицированные акробаты международного уровня могут достигать высоты десяти метров. Это означает, что объем захвата движений применяемой аппаратурой должен быть достаточно большим в вертикальном направлении.

Сложность движений: прыжки на батуте характеризуется большим количеством вращательных движений относительно боковых и продольных осей. Система регистрации движений должна обеспечивать отслеживание движений без перекрытия маркеров и ошибок отслеживания движения.

Скорость движения: прыжки на батуте выполняются очень быстро. Поэтому система регистрации движений должна быть в состоянии

захватывать каждое движение целиком без задержки, а маркеры должны сохранять своё начальное расположение на протяжении всего исполнения движения.

Подвижность: прыжки на батуте характеризуется высокой сложностью движений, поэтому используемая система регистрации движений не должна мешать их выполнению.

Оценка системы захвата движений акробата на батуте

Специфичность прыжков на батуте по сравнению с другими видами спорта также требует создания необходимых условий для регистрации движений.

Данные, приведённые в таблице 4, показывают, что прыжки на батуте предъявляют такие особые требования, которые с самого начала исключают применение многих систем регистрации движений.

С учётом необходимости обеспечения высокой подвижности акробата, механические и магнитные системы захвата движения не будут пригодны для выполнения этой задачи. Из-за высокой скорости и сложности движений, а также из-за большой вертикальной составляющей объемного захвата движений, безмаркерный захват движений также не даст положительных результатов.

В предыдущей работе движения акробата на батуте были записаны и захвачены с помощью оптической системы захвата движений Vicon, чтобы использовать полученные данные для компьютерной анимации.

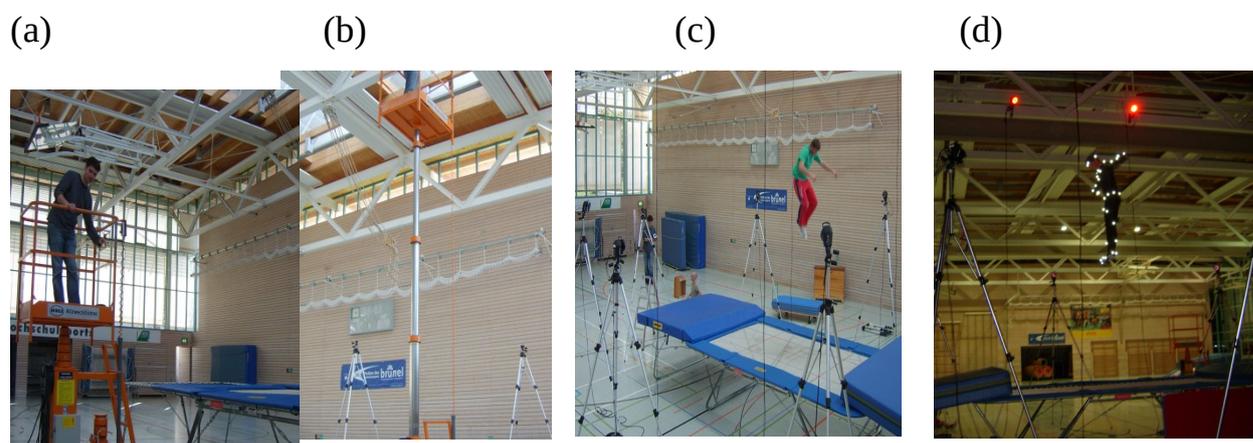
Оптическая система показала хорошую функциональность и удобство для спортсмена, однако этапы предварительной обработки, процесс захвата движения и этапы последующей обработки оказались крайне неэффективными. Чтобы захватить всё движение целиком и полностью охватить всю высоту прыжка в объемном захвате, необходимо разместить на потолке гимнастического зала такие видеокамеры, которые смогут отобразить вид всех движений сверху. Такая подготовительная работа делает невозможными неподготовленные и короткие сессии регистрации движений.

На рисунке 10 показан процесс размещения видеокамер для оптического

захвата движения. Кроме того, используемые системы оптического захвата движения оказались очень чувствительны к таким воздействиям, как яркий дневной свет.

Например, регистрация движений с помощью таких систем на открытом воздухе (вне помещения) возможна только ночью, с использованием искусственного освещения.

Даже большие окна в помещении могут в дневное время стать проблемой. Камеры системы оптического захвата движения, направленные прямо в открытые окна против потока дневного света, часто не позволяют отличить свет, отражённый от оптического маркера, от прямого дневного света.



*Рисунок 10. Установка камеры для захвата движений акробата на батуте при помощи оптической системы захвата движения
(a) и (b): камеры приходится устанавливать на потолке, чтобы избежать перекрывания маркеров; (c) захват движения при полном дневном освещении невозможен; (d) сеанс захвата движений акробата на батуте. Четко видны камеры, которые обеспечивают захват движений акробата сверху.*

Одной из главных проблем систем захвата движений на основе оптических маркеров является перекрывание маркеров, которое происходит во время захвата.

На рисунке 11 показана непрерывная диаграмма работы маркеров оптического захвата движения, составленная с помощью программного обеспечения Vicon IQ. На этой диаграмме в вертикальном направлении перечислены все маркеры (которые обозначены различными цветами), тогда

маркеры могут быть перекрыты маркерами ног. При выполнении прыжков на батуте неизбежные взаимные перекрывания маркеров могут происходить, например, во время выполнения прыжка или сальто согнувшись, когда маркер, расположенный на бедре или на груди, будет перекрыт маркерами на согнутой ноге или руке.

В целом можно сказать, что такие оптические системы захвата движения, какие поставляются фирмами Vicon или Motion Analysis, **страдают от трех основных недостатков**, которые затрудняют захват движений с большими вертикальными составляющими объема движений:

1. Необходимость изменять размещение камер для объемного захвата;
2. Влияние дневного света;
3. Неизбежное перекрывание маркеров.

В связи с этим наиболее приемлемым вариантом для регистрации движений акробатов на батуте, по мнению авторов, является система, использующая инерциальные датчики.

Эти датчики крепятся непосредственно на теле исполнителя движений, и данные передаются через шину передачи данных (крепится на спине исполнителя) через Блю Тус в тот компьютер, где происходит их обработка и запись. Поскольку датчики получают сигналы от механических элементов, встроенных в эти датчики, то нет необходимости выполнять захват движения извне. Это означает невозможность такого перекрывания маркеров, которое может произойти в оптической системе захвата движения. Кроме того, инерциальные датчики нечувствительны к дневному свету и к интенсивности освещения.

В связи с тем, что в большинстве случаев нет необходимости использовать какие-либо фотокамеры для захвата движения и передачи данных через Блю Тус к компьютеру, весь процесс калибровки и настройки камер сводится к их быстрой установке. Поэтому выполнение внеплановых заданий по захвату движения становится намного легче, и все описанные выше проблемы,

которые могут возникнуть при регистрации движений акробата на батуте уже не следует принимать во внимание. Принцип работы инерциальных датчиков подробно описан в следующем разделе.

Однако в результате крепления передающей шины к спине спортсмена возникает некоторое ограничение свободы его движений. В частности, те прыжки, которые заканчиваются приземлением на спину, не были включены в программу проведения экспериментов. Кроме того, инерциальные датчики реагируют на близко расположенные ферромагнитные материалы. Это явление будет описано в другом разделе работы.

Инерциальные датчики

Инерциальные датчики обладают рядом преимуществ, которые облегчают подготовку аппаратуры и сокращают время сбора данных.

Инерциальные системы захвата движения обычно включают в себя устройства слежения, которые не выдают сведений о местоположении спортсмена, как это делают оптические системы захвата движения, но только лишь инерциальные данные, которые могут быть получены через механические компоненты. Эти данные являются абстрактными и, в отличие от оптических систем захвата движения, не дают представления о морфологических свойствах какого-то движения.

Настройка инерциальных систем захвата движения

В исследовании были использованы 10 инерциальных датчиков (MTx трекеры) - S1, . . . , S10 для захвата движений акробата на батуте.

По 4 датчика было размещено на нижних и верхних конечностях, и по одному на пояснице и ключице (рисунок 12 (а)).

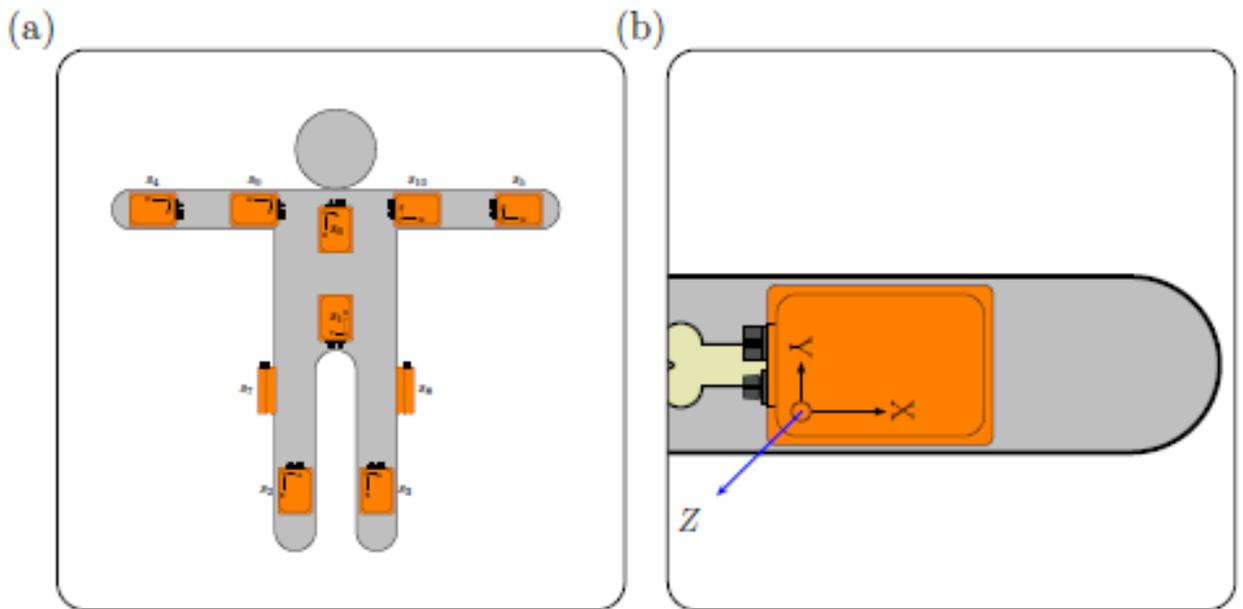


Рисунок 12 Особенности расположения инерциальных датчиков та теле батутиста

(а) - размещение десяти датчиков движения, прикреплённых к телу батутиста; (б) - инерциальные датчики крепятся по длине конечностей и могут измерять ориентацию конечностей

В работе даются основы некоторых физических понятий:

- устройство и принцип работы инерциальных датчиков;
- обзор физических величин поступательного и вращательного движения;
- угловая скорость;
- момент инерции;
- импульс;
- изменения момента количества движения;
- характеристики датчиков;
- определение ориентации.

Позиционные данные могут быть получены путем двойного интегрирования измеренного ускорения.

Оценка набора признаков для распознавания изображений

В работе были даны определения нескольких наборов признаков для распознавания изображений, которые преобразуют поток выходных данных инерциальной системы захвата движение в значимую функцию их представления.

Основные результаты

По результатам экспериментов по оценке набора признаков было получено правильное представление о характеристиках и качестве дискриминации каждого класса движений. Более того, была определена дискриминирующая способность распознавания всех имеющихся представлений свойств объектов.

Комбинированный набор признаков является наилучшим для дискриминирования (дискриминантный анализ используется для принятия решения о том, какие переменные различают /дискриминируют/ две или более возникающие совокупности /группы/) всех классов движений друг от друга путём сочетания признаков кривизны с наборами признаков, основанных на угловых характеристиках, на классах движения, отличающихся по своим углам на величины в диапазоне от вектора верха объекта до продольной оси датчика, и на классах движения, отличающихся по своим угловым характеристикам в диапазоне между осями костей конечностей.

Путем соответствующего представления признаков можно достичь улучшенного различения разнородных классов движения. Можно установить соответствующее представление признаков на этапе оценки признаков, однако не представляется возможным уменьшить подобие затрат в границах всех классов движения.

Для многих классов движений индивидуальные различия в стиле движения каждого спортсмена становятся видимыми. В большинстве случаев, каждого акробата можно распознавать по его индивидуальной технике исполнения, которая незначительно отличается от стиля движения других батутистов.

Например, положение предплечий в начале и в конце каждого движения

может различаться у разных спортсменов. Данный спортсмен может начинать упражнение с вытянутыми вверх руками, либо поднимать опущенные руки вверх, способствуя тем самым увеличению инерционного момента тела.

Количество движения, переданного от батута к телу исполнителя, может различаться у разных исполнителей, как и продолжительность отдельных движений и фаз полёта.

Вследствие естественных ограничений возможностей человеческого тела, а также индивидуальных пропорций тела каждого спортсмена, форма движений всегда будет немного различаться у разных исполнителей, что будет приводить к различию в стиле и форме движений. Как преодолеть трудности, связанные с этими изменениями, будет рассказано в дальнейшем описании результатов исследований.

Поскольку набор признаков FI5A3 оказался наилучшим среди всех протестированных для дискриминирования классов движений друг от друга, он будет использоваться во всех последующих экспериментах.

На рисунке 13 истинные установки обозначены зелеными точками, ложные установки - синими точками, и аннотированный документ заканчивается для запрашиваемого класса движения красными точками.

Зеленая линия является обозначением максимальной величины затрат \max_T^X в пределах всех истинных установок, синяя линия представляет собой минимальное значение величины затрат \min_F^X в пределах всех ложных установок.

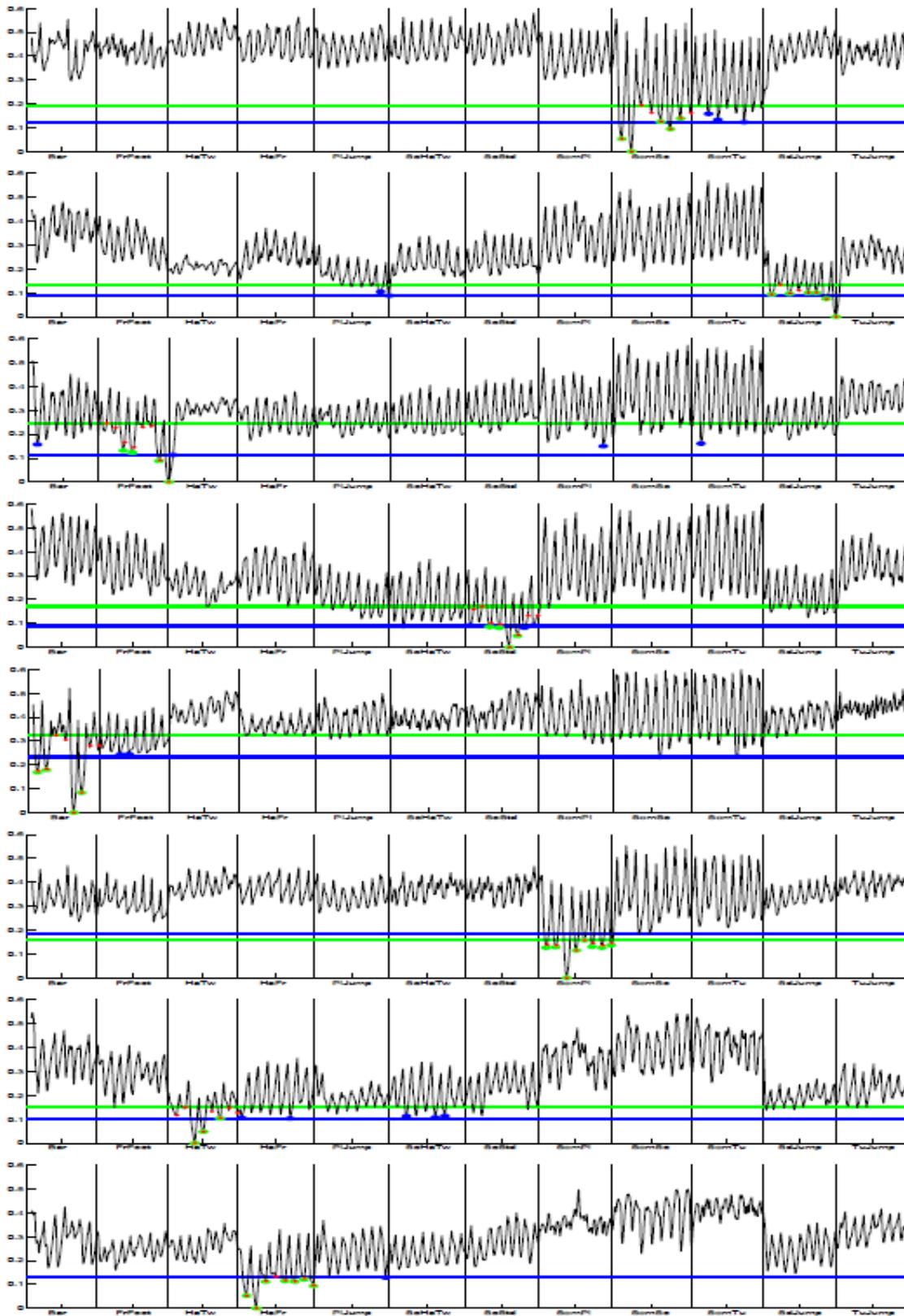


Рисунок 13. Графики траекторий для отдельных классов движений и акробатов на батуте

Метод сегментирования данных о движениях батутиста

Основные результаты и выводы

В процессе исследований было установлено, что документальная классификация с применением глобальных расчётов динамической трансформации времени даёт очень хорошие результаты при классификации выходных данных прыжков на батуте, но не предлагает никакого реалистичного сценария такой классификации.

Однако такой реалистичный сценарий с последующими расчётами динамической трансформации времени не даёт таких отличных результатов, как документальная классификация.

В связи с этим был применен один из способов (алгоритм автоматической сегментации) для того чтобы стало возможным объединить более точную документальную классификацию с классификацией продолжительного потока данных.

Применив алгоритм автоматической сегментации, основанный на распознавании всех фаз контакта спортсмена с покрытием батута, был получен стабильный метод сегментирования продолжительного потока данных о движении на (семантически корректные) документы движения, которые затем могут быть классифицированы как отдельные документы.

Данная сегментация довольно проста и дополнительно предлагает удовлетворяющие результаты классификации, поэтому она может быть также использована для создания сценариев дальнейшей классификации в режимах реального и псевдореального времени.

На рисунке 14 первыми показаны упражнения R1, R4, R7 и R10 (первые два блока), а затем упражнения R2, R5, R8 и R11 (блоки 3 и 4) и, наконец, упражнения в вольном стиле R3, R6, R12, R9 и R13 (последний блок).

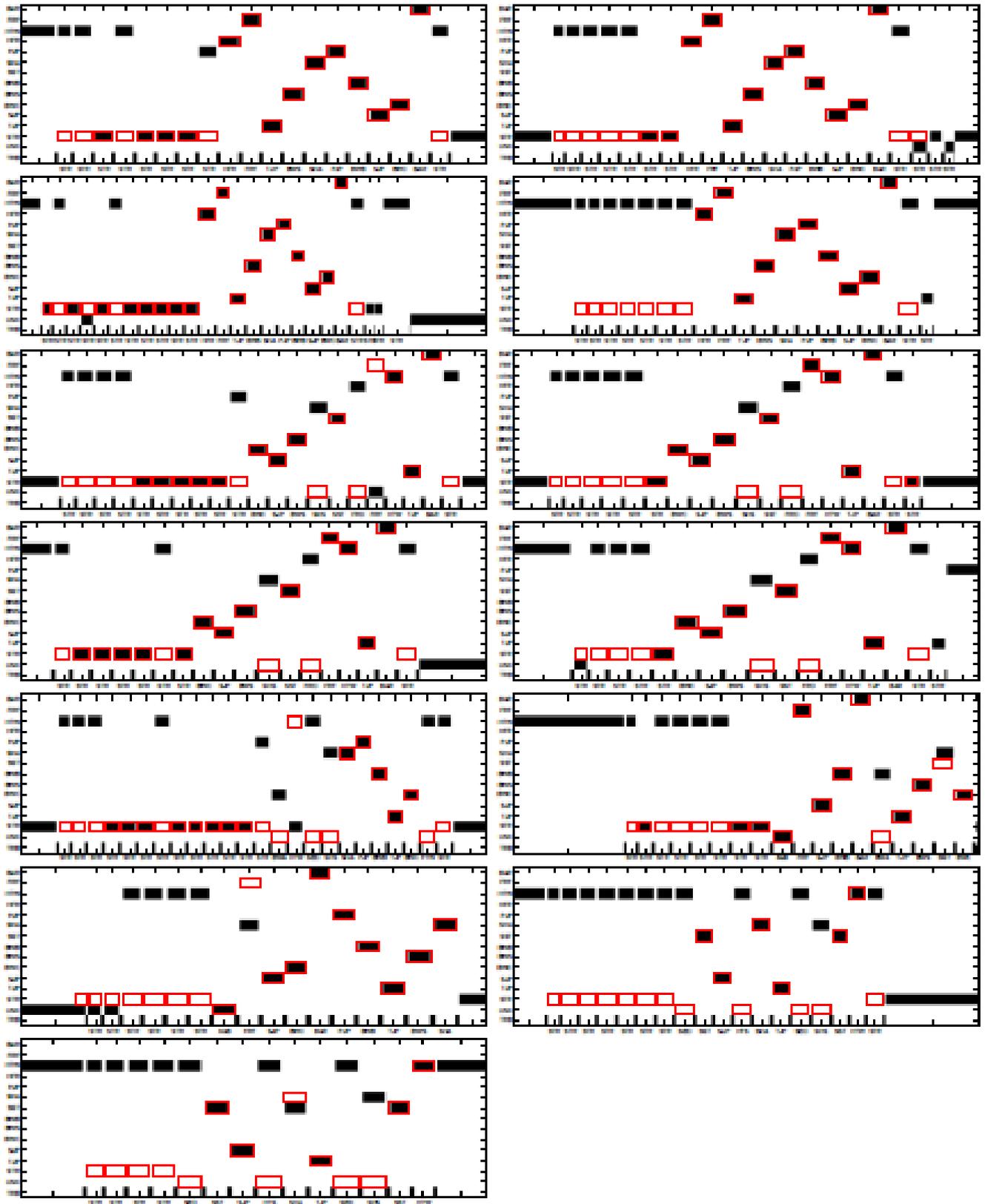


Рисунок 14. Результаты классификации всех упражнений, полученные путём документальной классификации автоматически сегментированных прыжков из состава этих упражнений

Классификация упражнений на батуте, выполненная с помощью инерциальных датчиков

Выводы

В данной работе был использован метод автоматической классификации исследуемых упражнений на батуте, выполнение которых отслеживалось с помощью инерциальных датчиков.

С этой целью выходные данные инерциальных датчиков были преобразованы в такое отображение признаков, которое отражает специфические характеристики различных прыжков на батуте. Затем исследуемая последовательность признаков была автоматически сегментирована и классифицирована в пределах локально замкнутой группы, с использованием динамической трансформации времени в качестве критерия подобия.

В данной работе было выполнено сравнение отдельных сегментов с ранее изученными шаблонами движения, каждый из которых является образцом конкретной категории движения.

Основные результаты

Во-первых, были записаны, аннотированы и составлены базы данных, которые были использованы в проведенных экспериментах. **Во-вторых**, авторы разработали алгоритм автоматической сегментации последовательностей признаков. **В-третьих**, исследователи систематически анализировали различные отображения признаков.

Одной из задач данной работы было найти такое отображение признаков, которое показало бы высокую дискриминирующую способность.

Еще одной задачей было минимизировать воздействие разновидностей стиля исполнения в пределах одного класса движений.

Авторы подошли к решению этой задачи путем введения различных методов создания трафаретов для заданного шаблона движения. В данном случае полученный алгоритм отмечает области в границах данной

последовательности признаков, которые, как ожидается, будут подвергаться воздействию высокой изменчивости стиля исполнения.

Используя методы, представленные в данной работе, были получены точные результаты классификации для большинства протестированных классов движения.

Как показали проведённые эксперименты, некоторые классы движения, включающие в себя вращения вокруг продольной оси, часто принимались за семантически подобные классы движения, которые не включают в себя такие вращения. Данное явление объясняется тем фактом, что рассмотренные отображения признаков не включают в себя вращения вокруг указанной оси тела. Этот недостаток можно было устранить путем добавления признакам дополнительных функций, которые указывают на такие вращения.

В будущей работе авторы намерены расширить отображение признаков таким образом, чтобы и вращения относительно продольной оси тела были также включены в это отображение. Кроме того, сценарий классификации был протестирован только на ранее записанных движениях акробата на батуте и в режиме полностью автономной работы.

В данном случае авторы планируют создать приложение, которое может быть использовано в спортивной науке и в процессах компьютеризованного обучения.

С этой целью необходимо применить данную систему классификации в интерактивном режиме.

В программе, работающей в реальном масштабе времени, полученные результаты классификации можно сразу же применить, например, для непосредственного двустороннего видео или аудио общения со спортсменом по поводу точности выполнения им конкретных движений при исполнении технических элементов.

ЛИТЕРАТУРА

1. T.R.D Derrick, Dereu and S. P. McLean. Impacts and kinematic adjustments

- during an exhaustive run. *Med. Sci. Sports Exerc.* Vol. 34, No. 6, pp. 998-1002, 2002.
2. Federation Internationale de Gymnastique - F.I.G. *Apparatus Norms. F.I.G.*, Switzerland, F.I.G., 1996, pp.MAG 11.
 3. H.Alexander Bahlsen, Benno M.Nigg (1978). Estimation of impact forces using the idea of an effective mass, *Biomechanics X-B* pages 837-841.
 4. O.P. Neto, M. MaginiM.M Saba (2007). The role of effective mass and hand speed in the performance of kung Fu athletes compared with non-practitioners, *Journal of Applied Biomechanics*, 23(2):139-48.
 5. M.T.Pain, Mills.M.R. Yeadon, (2005) Video analysis of the deformation and effective mass of gymnastics landing mats. *Medical Science in sports and Exercise* 37(10):1754-60.

ОСТАТОЧНЫЕ ЯВЛЕНИЯ ПОСЛЕ ПРЫЖКОВ НА БАТУТЕ: ДВИГАТЕЛЬНЫЕ И СЕНСОРНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ, СВЯЗАННЫЕ С ПРЫЖКАМИ НА УПРУГОМ ПОКРЫТИИ

*The trampoline aftereffect: the motor and sensory modulations
associated with jumping on an elastic surface*

Gonzalo Márquez · Xavier Aguado · Luis M. Alegre ·

Ángel Lago · Rafael M. Acero ·

Miguel Fernández-del-Olmo

(Exp Brain Res, 2010, - 204, - pp. 575–584)

Костно-мышечной системе человека во время ходьбы, бега или прыжков необходимо приспосабливаться к особенностям опорного покрытия, изменяя свою жёсткость таким образом, чтобы накапливать и восстанавливать в мышцах и сухожилиях энергию упругой деформации (Cavagna 1977).

Такие изменения жёсткости системы уже моделировались с помощью пружинно-массовой модели. Согласно этой модели, изменения жёсткости могут быть описаны посредством единственной "опорной пружины", представленной в виде линии, и точечной массы, эквивалентной массе тела (Blickhan 1989). При этом жёсткость опорной пружины служит эквивалентом жёсткости интегрированной системы опорно-двигательного аппарата (Farley et al., 1991, 1998; Farley and González 1996; Ferris and Farley 1997; Ferris and al., 1998; McMahon and Cheng 1990).

Многие спортсмены включают прыжки на батуте в свою тренировочную программу с целью тренировки чувства равновесия и совершенствования акробатических навыков (например, гимнасты, прыгуны в воду). Увеличивая «жёсткость ног» в момент приземления на упругое покрытие, человек создаёт возможность уменьшить среднюю величину усилия, необходимого для подпрыгивания вверх и, таким образом, увеличивает механическую работу, выполняемую этим покрытием (Ferris и Farley, 1997).

Иногда прыгуны на батуте рассказывают о загадочной и стойкой

иллюзии, возникающей у них при попытке выполнить такой же прыжок на земле, какой они только что выполняли на батуте. По их рассказам, их тело просто не в состоянии оторваться от пола, и требуется дополнительное мышечное усилие для выполнения прыжка с неупругого покрытия. Мы относимся к этой иллюзии как к остаточному явлению после прыжков на батуте.

Иллюзии восприятия собственной походки и положения своего тела некоторые исследователи объясняли рассогласованием работы органов чувств или сенсорным привыканием (Lackner and Graybiel 1981; Pelah and Barlow, 1996).

Однако до настоящего времени не было проведено ни одного исследования остаточных явлений после прыжков на батуте.

На самом деле остается неясным, связаны ли эти остаточные явления с изменениями в двигательном контроле, в механизме восприятия, или с сочетанием этих факторов.

Для решения этого вопроса была измерена жёсткость нижних конечностей и высота прыжка в ходе выполнения (с максимальным усилием) прыжков против движения (ППД). Также оценивались суждения, вынесенные на основе восприятия, после выполнения повторных прыжков на двух различных типах покрытий: на твёрдом покрытии (земля) и на упругом покрытии (батут). Определялось, до какой степени изменение твёрдости покрытия может влиять на двигательное и сенсорное приспособление.

Предполагалось, что повторяющиеся прыжки на батуте приведут к сенсорным, а также к двигательным остаточным явлениям во время последующих прыжков на твёрдых покрытиях.

Организация исследований

Участники и общий порядок проведения исследования

В этом исследовании участвовали четырнадцать здоровых мужчин [средний возраст $19,57 \pm 3,8$, средний вес: $70,30 \pm 12,9$, средний рост: $174,86 \pm 7,6$]. Участники были приглашёнными студентами Факультета спортивных

наук Университета Ла-Корунья и до начала испытаний подписали документ об информированном согласии с условиями испытаний. Порядок проведения эксперимента был одобрен Комитетом по этике университета Ла-Корунья.

Испытательные прыжки

Испытуемых проинструктировали начать выполнение упражнения из положения стоя, затем быстро присесть, и затем подпрыгнуть вверх с максимальным усилием. Руки были прижаты к бедрам на протяжении всего испытания, чтобы исключить эффект махового движения руками во время выполнения каждого прыжка. Угол поворота коленного сустава в фазе приседания был стандартизирован таким образом, что все испытуемые должны были согнуть ноги в коленях под углом приблизительно в 90 градусов. Угол при сгибании ноги в коленном суставе в 90 градусов был просто эталонным значением, а не исключаящим критерием. Более подробное описание выполнения испытательных прыжков (ППД) даётся в работе Bosco et al. (1983).

Суждения на основе восприятия

После каждого ППД, выполненного на силоизмерительной платформе, испытуемые высказывали по два суждения на основе восприятия о качестве своего исполнения этого прыжка.

Во-первых, они оценивали наибольшую достигнутую высоту (ОВ). Эта оценочная высота (ОВ) прыжка была нормализована относительно действительной высоты прыжка (ДВ). Это соотношение $ОВ / ДВ$ представляет собой количественный показатель точности (наибольшая точность = 1). Кроме того, отклонения от показателя 1 указывают на смещения оценки (значения меньше, чем один являются недооценкой действительной высоты прыжка, тогда как значения больше, чем один - переоценкой).

Во-вторых, от участников требовалось дать свою собственную оценку их исполнения этого упражнения. Была использована определённая шкала восприятия, подобная той, которую использовали в своей работе Flanagan JR,

Beltzner MA (2000).

Испытуемым предлагали с помощью 10-балльной шкалы начислять определённое количество баллов, сравнивая результат в исполнении прыжка вверх с теми ППД, которые были выполнены в начале занятия. При этом одним баллом следовало оценивать такой прыжок, который производил такое же впечатление при его непосредственном восприятии, как и указанные ППД, тогда как оценка в десять баллов соответствовала такому прыжку, который производил совершенно другое впечатление при его непосредственном восприятии.

Приспособительные прыжки (повторяющиеся прыжки)

На этапе приспособления к прыжкам на упругих и твёрдых покрытиях от испытуемых требовалось при выполнении прыжков удерживать свои руки на бедрах. Для того, чтобы уравнивать количество и частоту прыжков на обоих покрытиях, испытуемые выполняли прыжки вверх синхронно с ударами метронома, с частотой 1 Гц. Это было важным условием, поскольку частота прыжков, как было доказано, влияет на способность испытуемого жёстко фиксировать положение ног (Farley et al., 1991; Nobara et al. 2010).

Эта частота в 1 Гц была выбрана в результате пробных экспериментов, которые показали, что она приблизительно равна произвольной частоте прыжков, которая наблюдается у людей, самостоятельно выполняющих прыжки на батуте. Для предельного снижения мышечной усталости от повторяющихся прыжков испытуемых просили выполнять прыжки с низкой интенсивностью.

Основной эксперимент

За неделю до проведения экспериментальных занятий испытуемые провели тренировку в выполнении прыжка против движения (ППД). Они были также обучены процедуре вынесения суждения на основе восприятия.

Два экспериментальных занятия были проведены с перерывом в одну неделю. На одном из этих занятий повторяющиеся прыжки проводились на упругом покрытии (батут), а на другом - на твёрдом покрытии (земля).

Последовательность проведения этих двух типов занятий обеспечивала нейтрализующий эффект.

Каждое экспериментальное занятие начиналось с выполнения подготовительных упражнений в соответствии со стандартизированным протоколом, чтобы обеспечить выполнение испытуемым вертикальных прыжков с максимальным усилием без риска получения травмы.

Испытуемые заканчивали подготовительные упражнения выполнением трёх ППД с наибольшим усилием, которые выполнялись на силоизмерительной платформе, установленной на уровне земли. После каждого прыжка испытуемый получал сведения по каналу обратной связи относительно высоты выполненного прыжка.

Это были единственные сведения, передаваемые по каналу обратной связи во время каждого экспериментального занятия. После этого испытуемый выполнял еще три ППД с интервалом в 30 с между ними. Использовалось среднее значение высоты прыжка из трёх результатов ППД в качестве уровня отсчёта (ППД_{уо}). После 1-минутного перерыва испытуемый выполнял повторяющиеся прыжки (с частотой 1 Гц) в течение 1 минуты на выбранном покрытии (батут или земля).

Сразу после повторяющихся темповых прыжков испытуемый выполнял еще шесть максимальных ППД на силоизмерительной платформе (от ППД₁ до ППД₆). После каждого ППД испытуемому предлагали вынести два суждения на основе восприятия: одно – по оценке наибольшей достигнутой высоты, и одно - по оценке субъективного опыта.

Испытуемые выполняли прыжки внутри закрытого помещения, при этом их глаза были открытыми, а их тела постоянно ориентированы в одном и том же направлении. Таким образом, зрительные ориентиры были постоянными.

Дополнительный эксперимент

Был проведен дополнительный эксперимент с целью изучения повторяющихся эффектов приспособления.

В связи с тем, что эффекты приспособления были наиболее заметными в первых ППД после приспособления, производилась поочередная замена участников, выполняющих циклы повторяющихся прыжков на батуте с последующим одиночным ППД на земле.

После выполнения указанных подготовительных упражнений испытуемый выполнял 3 ППД на силоизмерительной платформе. Использовалось средний показатель результативности этих прыжков в качестве базового уровня отсчёта (ППД_{У01}). Затем испытуемый в течение 1 минуты выполнял повторяющиеся прыжки на батуте с последующим одиночным ППД с предельным усилием, который выполнялся на силоизмерительной платформе. Этот цикл одноминутного приспособления организма с последующим одиночным прыжком повторялся восемь раз, с одноминутными перерывами на отдых после каждого повтора.

Указанные ППД получили обозначения от ППД_{ВК1} до ППД_{ВК8}. После окончания финального цикла испытуемый выполнял еще два ППД на силоизмерительной платформе без прыжков на батуте (ППД_{У02}, ППД_{У03}).

Как и в предыдущем эксперименте, испытуемому предлагали после каждого ППД вынести два суждения на основе восприятия.

Используемое оборудование и анализ данных

Упругое покрытие представляло собой сетку батута, натянутую на уровне пола, с размерами 3 на 1,5 м и прикреплённую по краям к 118 пружинам, обеспечивающим линейную жёсткость 8,9 кН / м.

Жёсткость упругого покрытия была проверена путём статического испытания под нагрузкой (до 2000 N, см. Arampatzis al. 2001), в ходе которого грузы помещались в центр покрытия, и выполнялось измерение смещения центральной части покрытия (Ferris and Farley 1997). Линейная регрессия между весом груза и смещением покрытия была высокой ($R^2 = 0,99$).

Твёрдое покрытие представляло собой силоизмерительную платформу

размерами 50,8 на 46,4 см (фирма АМТИ, г. Ньютон, штат Массачусетс; поверхностная жёсткость = 35000 кН / м, см. Ferris and Farley 1997).

Все ППД проводились на силоизмерительной платформе, а отбор сигналов производился при частоте 1000 Гц. Авторы вычислили величину вертикального ускорения (на основании величины опорной реакции грунта [ОРГ]), чтобы получить вертикальную скорость и величину смещения центра масс [ЦМ], используя метод двойного интегрирования (Cavagna, 1975).

Высота прыжка была получена из величины скорости в момент прыжка с помощью следующего уравнения:

$$H = V^2 / 2g, \quad (2.6)$$

где: V - скорость прыжка, и
 g - гравитационное ускорение.

Жёсткость ног во время выполнения ППД определялась как

$$F_{\text{peak}} / \Delta L,$$

где: F_{peak} - пиковое значение ОРГ (которое соответствует самому низкому положению ЦМ), а ΔL является величиной вертикального перемещения ЦМ из исходного положения в самое нижнее положение (Ferris and Farley 1997; Liu et al. 2006; рисунок 2.15).

На рисунке 2.15 показаны различные фазы ППД: А – исходное положение, В – окончание приседания, С - прыжок. Жёсткость ног рассчитывается с помощью соотношения между пиковым значением ОРГ (F_{peak}) и вертикальным смещением ЦМ (ΔL) в момент его нижнего положения.

Статистический анализ

Проводились двухфакторные дисперсионные анализы повторных измерений таких факторов, как ППД на упругих или жёстких покрытиях и контрольные прыжки (ППД_{уо}, ППД₁, ППД₂, ППД₃, ППД₄, ППД₅, ППД₆).

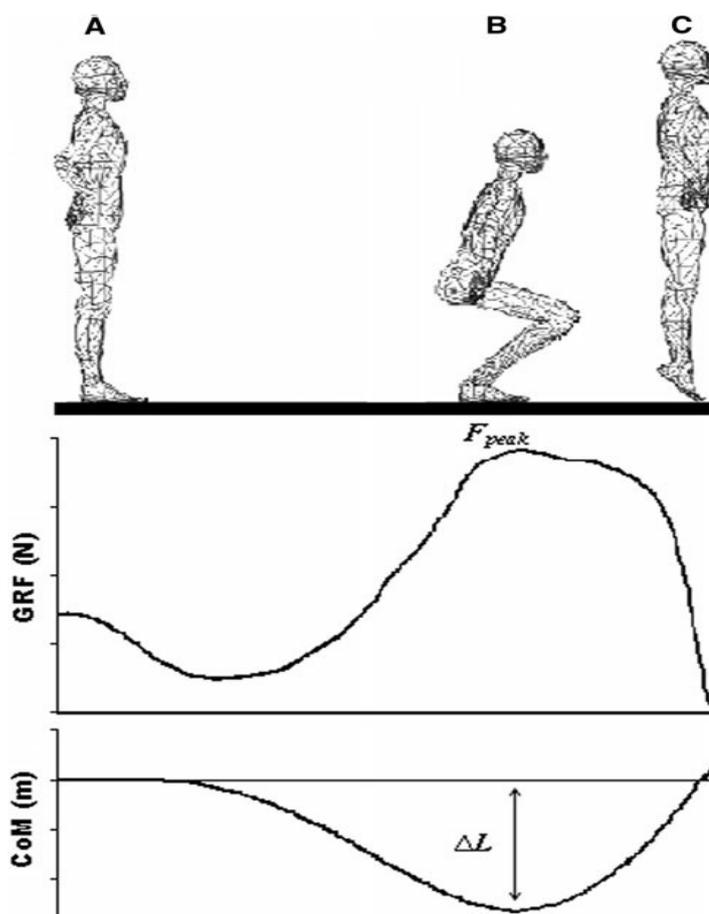


Рисунок 1. Пружинно-массовая модель вертикального прыжка против движения, выполняемого над силоизмерительной платформой

Эти дисперсионные анализы были выполнены для следующих переменных: рост, жёсткость выпрямленных ног, F_{peak} , ΔL и соотношение ОВ / ДВ. Для анализа субъективного восприятия фактор контрольных прыжков был сокращён до шести уровней (ППД₁, ППД₂, ППД₃, ППД₄, ППД₅, ППД₆), так как ППД₀ использовался в качестве начала отсчёта (значение, равное единице для всех испытуемых).

В дополнительном эксперименте проводились однофакторные дисперсионные анализы результатов контрольных прыжков (ППД_{УО1}, ППД_{ВК1}, ППД_{ВК2}, ППД_{ВК3}, ППД_{ВК4}, ППД_{ВК5}, ППД_{ВК6}, ППД_{ВК7}, ППД_{ВК8}, ППД_{УО2}, ППД_{УО3}) в качестве осреднённого фактора. Дисперсионные анализы были выполнены для следующих переменных: рост, жёсткость ног, F_{peak} , ΔL , соотношение ОВ / ДВ, и шкала суждений на основе восприятия.

В обоих экспериментах был проведён апостериорный анализ с

использованием Т-теста с коррекцией Бонферрони. Статистическая значимость была установлена на уровне $P \leq 0,05$.

Результаты

Основной эксперимент

Показатели двигательной активности

Дисперсионный анализ показал основной эффект испытаний ($F = 2,82$, $P = 0,016$) и значимое взаимное воздействие прыжковых покрытий и испытаний ($F = 2,96$, $p = 0,013$) на степени жёсткости ног (рисунок 2.A).

После выполнения повторяющихся прыжков на батуте наблюдалось значимое увеличение уровня жёсткости выпрямленных ног в ППД₁ по сравнению с ППД_{уо} ($P = 0,002$).

Уровень жёсткости ног снизился до исходных значений на этапе выполнения ППД₂ (ППД_{уо} в сравнении с ППД₂: $P > 0,05$). Еще одно свидетельство быстрого возвращения к исходному значению подтверждается тем фактом, что жёсткость ног была также выше по сравнению с ППД₁ в последних четырёх ППД (от ППД₃ до ППД₆: $P \leq 0,05$ - для всех сравнений).

В противоположность этому, выполнение приспособительных упражнений на жестком покрытии не привело ни к каким изменениям в степени жёсткости ног на протяжении всей серии тестовых прыжков.

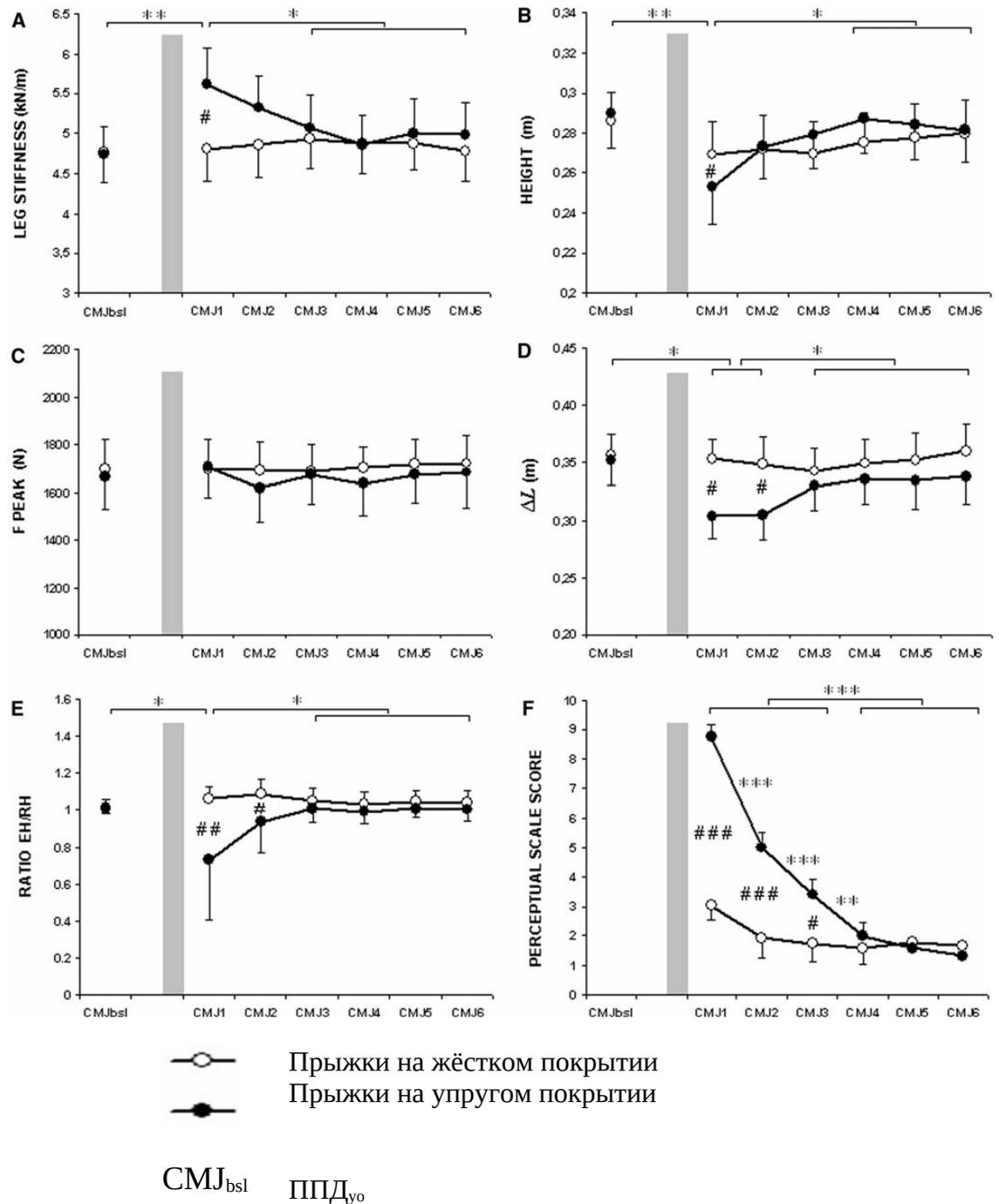
Наконец, сравнение результатов на всех покрытиях показывает, что уровень жёсткости ног при выполнении ППД₁ был выше после выполнения приспособительных упражнений на упругом покрытии по сравнению с жестким покрытием ($P = 0,039$).

Что касается ΔL , то дисперсионный анализ показал основной эффект испытаний ($F = 3,192$, $p = 0,028$) и значимое взаимное воздействие прыжкового покрытия и испытаний ($F = 3,00$, $p = 0,012$; рисунок 2.D).

После выполнения повторяющихся прыжков на батуте показатели ΔL в ППД₁ и ППД₂ по сравнению с ППД_{уо} ($P \leq 0,05$) значительно снизились и вернулись к исходным значениям на этапе выполнения ППД₃ (ППД_{уо} по сравнению со всеми ППД от ППД₃ до ППД₆: $P > 0,05$).

Величина ΔL также была меньше в ППД₁ и ППД₂ по сравнению с последними четырьмя ППД (от ППД₃ до ППД₆: $P \leq 0,05$ для всех сравнений).

Однако выполнение приспособительных упражнений на жестком покрытии не вызвало никаких изменений в динамике ΔL в процессе исполнения всей последовательности тестовых прыжков.



*Рисунок 2. Среднее значение
жёсткости ног*

Жёсткость ноги (A), высоты прыжка (b), наибольшей силы (C), ΔL (D), соотношения ОВ / ДВ (E), и количества баллов по шкале оценки восприятия (F) во всех ППД до и после 1- минутного периода повторяющихся скачков (заштрихованная площадь) на жёстком или упругом покрытии. (#) Различия между покрытиями. () Различия между прыжками на упругом покрытии. Следует отметить, что не было обнаружено никаких изменений между прыжками на жёстком покрытии. (#), (*) $P \leq 0,05$; (# #), (**) $P \leq 0,01$; (# # #), (***) $P \leq 0,001$*

Более того, сравнение результатов, выполненных прыжков на всех видах прыжковых покрытий показало, что величина ΔL в ППД₁ и ППД₂ была ниже после исполнения прыжков на упругом покрытии, чем после прыжков на твердом покрытии ($P = 0,010$ и $P = 0,049$ для ППД₁ и ППД₂, соответственно). Относительно пиковых значений силы этот параметр не показал каких-либо значимых изменений во всём диапазоне прыжков и условий их выполнения (рисунок 2.С).

Обращаясь к высоте прыжка, можно сказать, что результаты дисперсионного анализа свидетельствуют о наличии основного эффекта испытаний ($F = 10,78$, $P \leq 0,0001$) и значимого взаимного воздействия прыжкового покрытия и испытаний ($F = 2,42$, $p = 0,035$). Повторяющиеся прыжки на батуте привели к значимому уменьшению показателей высоты ППД₁ по сравнению с ППД_{уо} ($P = 0.005$; рисунок 2.В).

Показатели высоты увеличились по сравнению с последующими прыжками, что вызвало значительные различия между ППД₁ и всеми ППД от ППД₄ до ППД₆ ($P \leq 0,05$ - для всех сравнений).

Все ППД, от ППД₃ до ППД₆, не отличались от ППД_{уо}. Как и жёсткость выпрямленных ног, приспособительные упражнения на жестком покрытии не вызвали никаких изменений в результативности (высоте прыжка).

Сравнение результатов, достигнутых с помощью выполнения приспособительных упражнений на разных типах покрытия, показало, что высота ППД₁, после выполненных прыжков на батуте, была значительно ниже высоты ППД₁, после исполнения повторяющихся прыжков на жёстком покрытии ($P = 0,04$).

Методы оценки суждений, вынесенных на основе восприятия

Анализ соотношения ОВ / ДВ показал значимый основной эффект для покрытий ($F = 17,62$, $p = 0,001$), испытаний ($F = 6,41$, $P = 0,01$), и взаимное воздействие прыжковых покрытий и испытаний ($F = 7,21$ $P = 0,007$).

Адаптация к упругому покрытию привела к значимому снижению ОВ / ДВ (рисунок 2.Е). ***То есть испытуемые недооценивали высоту своих прыжков.***

Этот эффект был ограничен первым прыжком ($P \leq 0,05$ - для всех парных сравнений). Таким образом, *после упражнений на упругом покрытии испытуемые прыгали ниже, чем до этого*, и они недооценивали высоту своих прыжков.

Для жёсткого покрытия не было никаких изменений в соотношении ОВ / ДВ. Величина соотношения ОВ / ДВ в ППД₁ и ППД₂ после прыжков на батуте была значительно ниже, чем после повторяющихся прыжков на жёстком покрытии ($P = 0,006$ и $P = 0,012$, соответственно).

Анализ субъективных оценок, выраженных в количестве начисленных баллов, показал значимый основной эффект для покрытий ($F = 27,6$, $P \leq 0,0001$), испытаний ($F = 40,52$, $P \leq 0,0001$), и взаимное воздействие прыжковых покрытий и испытаний ($F = 31,17$, $P \leq 0,0001$).

Апостериорный анализ выявил, что значительно большее количество баллов начислено для упругого, чем для жёсткого покрытия при выполнении прыжков ППД₁, ППД₂ и ППД₃ ($P \leq 0,0001$, $P \leq 0,0001$ и $P \leq 0,05$, соответственно).

Измененное восприятие этих прыжков после выполнения упражнений на батуте значительно уменьшилось (стало более адекватным) по мере выполнения испытаний от ППД₁ до ППД₄ суда (ППД₁ в сравнении с ППД₂, $P \leq 0,0001$; ППД₂ в сравнении с ППД₃, $P \leq 0,0001$; ППД₃ в сравнении с ППД₄, $P \leq 0,01$). Никаких различий не было обнаружено между последними тремя испытаниями (ППД₄, ППД₅ и ППД₆; рисунок 2.Ф).

Дополнительный эксперимент

Результаты дисперсионного анализа показали значимый основной эффект испытания ($F = 8,96$, $P \leq 0,0001$) для повышенной степени жёсткости ног (рис. 3.A).

Степень жёсткости ног увеличилась в прыжках, выполняемых немедленно после каждого блока повторяющихся прыжков на батуте, в сравнении с ППД_{У01} ($P \leq 0,05$ - для всех парных сравнений).

Однако уровень жёсткости ног в ППД_{У01} не отличался от ППД_{У02} и ППД_{У03}, что указывало на быстрое восстановление жёсткости ног после последнего блока прыжков на батуте.

Вызывает интерес тот факт, что в процессе экспериментов была выявлена значительно бóльшая степень жёсткости ног для ППД_{ВК1} по сравнению с ППД_{ВК4}, ППД_{ВК5}, ППД_{ВК6}, ППД_{ВК7} и ППД_{ВК8} ($P \leq 0,05$ - для всех этих сравнений).

Эти результаты показывают, что эффекты приспособления в результате прыжков на батуте были снижены под воздействием последовательных циклов прыжков, стимулирующих это приспособление.

Аналогичные результаты были получены для такого параметра, как ΔL . Для этого параметра дисперсионный анализ показал значимый основной эффект испытаний ($F = 9,817$, $P \leq 0,0001$; рисунок 3.D). ΔL снизилась при выполнении прыжков, совершаемых после каждого блока повторяющихся прыжков на батуте по сравнению с ППД_{У01}, ППД_{У02}, ППД_{У03}, ($P \leq 0,05$ для всех парных сравнений).

Не наблюдалось значимых различий между ППД_{У01}, ППД_{У02} и ППД_{У03}, что указывает на полное восстановление после выполнения последнего блока прыжков на батуте. Кроме того, не было обнаружено значимых изменений в динамике ΔL во всех блоках. Что касается величины пиковой силы, то результаты дисперсионного анализа не показали каких-либо значимых изменений в отдельных испытаниях (рисунок 3.C).

Показатели высоты прыжка свидетельствуют о наличии основного эффекта испытаний ($F = 7,42$, $p \leq 0,0001$; рисунок 3.B). Высота прыжка

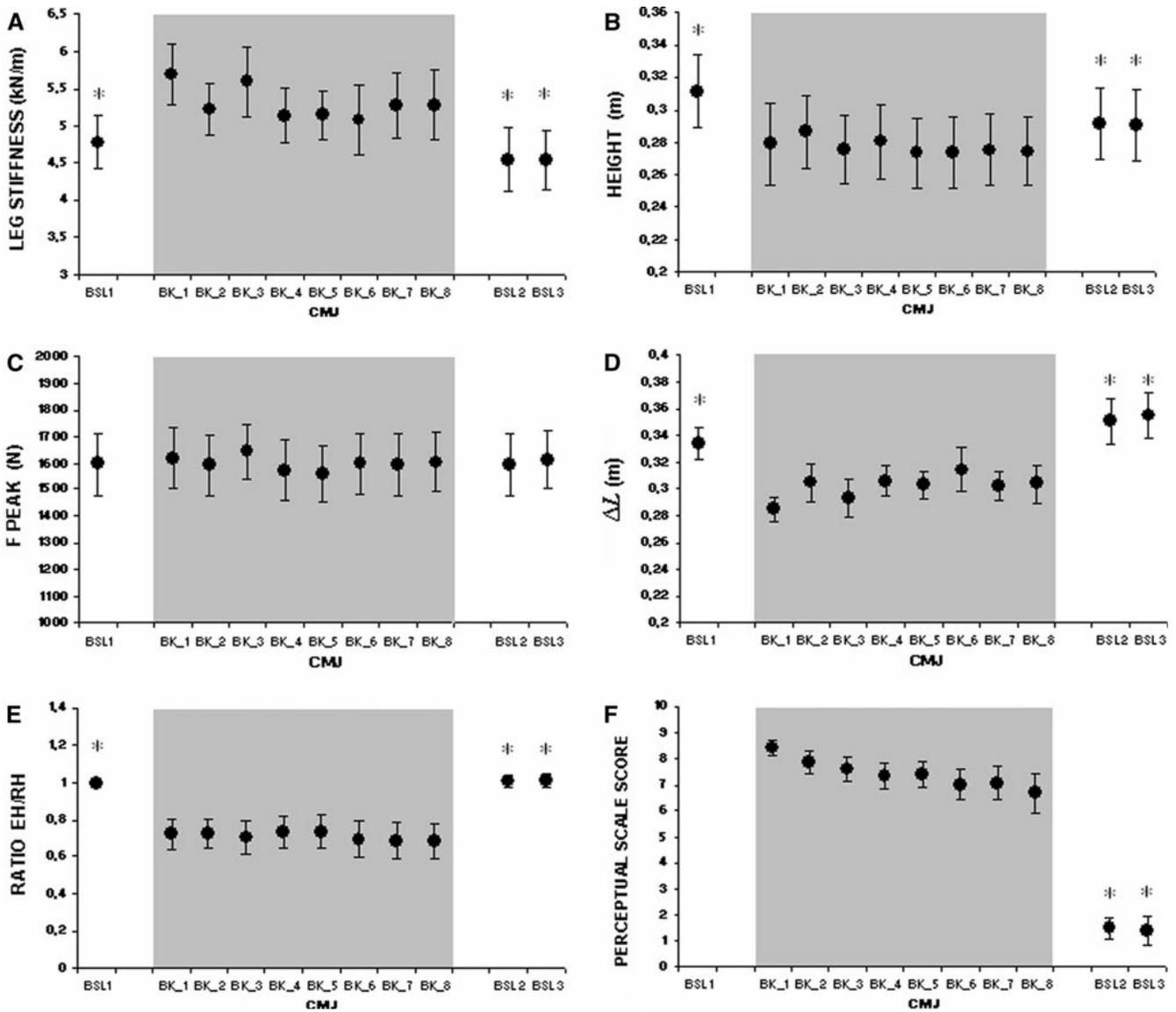
уменьшалась после выполнения каждого блока повторяющихся прыжков по сравнению с ППД_{у01} ($P \leq 0,05$ для всех парных сравнений). Не было обнаружено различий между начальным уровнем отсчёта и двумя последними прыжками (ППД_{у02} и ППД_{у03}).

В отличие от степени жёсткости ног, не произошло изменений модуляции величины высоты прыжка во время выполнения всех последовательных циклов приспособительных упражнений.

Анализ соотношения ОВ / ДВ показал результаты, аналогичные величине высоте прыжка (рисунок 3.D). Наблюдался основной эффект испытаний ($F = 10,00$, $P \leq 0,0001$), и результаты апостериорных тестов показали, что величина соотношения ЕН / ДВ после выполнения каждого блока повторяющихся прыжков была значительно ниже, чем ППД_{у01} ($P \leq 0,05$ - для всех парных сравнений).

Не было выявлено различий между ППД_{у01} и ППД_{у02} и ППД_{у03}, что указывает на полное восстановление соотношения ОВ / ДВ после исполнения первоначального прыжка, выполненного после адаптации и последовавшего за последним циклом. Недооценка величины высоты прыжка сохранялась на всём протяжении восьми циклов адаптации.

Что касается количества оценочных баллов, начисленных на основе субъективного опыта, то наблюдался основной эффект испытаний ($F = 45,66$, $P \leq 0,0001$).



Жёсткость ног (A), высоты прыжка (B), пикового усилия (C), ΔL (D), соотношения ОВ / ДВ (E), и количества баллов по шкале суждения на основе восприятия (F) во всех ППД до и после 1- минутного периода повторяющихся прыжков (затенённая площадь) на упругом покрытии. За исключением пикового усилия, значения уровня отсчёта (ППД_{УО1}, ППД_{УО2}, ППД_{УО3}) всегда значимо отличались от тех ППД, которые были выполнены сразу после повторяющихся прыжков и включали в себя все прыжки от ППД_{ВК1} до ППД_{ВК8}. Значимые изменения были обнаружены по всех ППД_{ВК} для жёсткости ног и количества начисленных баллов на основе восприятия (статистические символы не включены в эту цифру), что указывает на частичное приспособление к упругому покрытию. (*) Указывает на значимые различия между ППД_{УО} и ППД_{ВК1} - ППД_{ВК8}.

Рисунок 3. Среднее значение жёсткости ног

Значительно большее количество баллов было начислено за прыжки, выполненные после каждого блока, по сравнению с исходными ППД ($P \leq 0,001$ - для всех парных сравнений). Значительно больше баллов было начислено за ППД_{ВК1}, чем за ППД_{ВК6}, ППД_{ВК7} и ППД_{ВК8} ($P = 0,013$, $P = 0,05$ и

$P = 0,04$, соответственно). Эти результаты свидетельствуют о том, что уровень достоверности впечатлений испытуемых от выполненных ими прыжков повышался по мере выполнения этих циклов (рисунок 3.F).

Обсуждение результатов

После выполнения повторных прыжков на батуте испытуемые показали увеличение степени жёсткости ног и уменьшение величины высоты одиночного прыжка на твёрдом покрытии (т.е. на земле). Более того, эти изменения двигательной активности также были связаны с изменениями субъективного впечатления испытуемых от их результатов.

Важно подчеркнуть, что ни в одном из предыдущих исследований не оценивались сенсомоторные остаточные явления, которые включают в себя высокоскоростные движения всего тела. Хотя авторы осознают всю сложность такого подхода, они всё же считают, что это исследование может способствовать лучшему пониманию того, каким образом современные знания о сенсомоторном приспособлении (адаптации) можно применять для совершенствования тех навыков, которые являются привычными в области спорта.

Двигательные остаточные явления

Увеличение степени жёсткости выпрямленных ног в первом вертикальном прыжке после повторяющихся прыжков на батуте было следствием воздействия упругой поверхности, поскольку не наблюдалось никаких изменений жёсткости ног после повторяющихся прыжков на земле.

У человека есть способность настраивать свой опорно-двигательный аппарат с целью адаптации к изменениям жёсткости опорного покрытия, что позволяет поддерживать схожую механику движений на различных поверхностях (Farley et al. 1998; Ferris and Farley 1997; Ferris et al. 1998; Moritz and Farley 2005).

Большинство этих исследований касалось скорее продолжительных ритмических движений (подпрыгивания и бег), а не движений, состоящих из дискретных элементов, таких как ППД. В настоящем исследовании было

важно использовать именно ППД по двум основным причинам. **Во-первых**, это позволило получить объективные результаты измерений двигательной активности.

Во-вторых, испытуемые могли сообщать о своём субъективном восприятии собственного выполнения каждого прыжка. Когда спортсмен выполняет прыжок на какой-то упругой поверхности, то уровень жёсткости ног увеличивается; обратное верно для прыжков на жестких поверхностях (Ferris and Farley, 1997).

Полученные результаты показывают, что повышенная степень жёсткости выпрямленных ног, вызванная прыжками на батуте, сохранялась и тогда, когда испытуемые начинали подпрыгивать на жесткой поверхности земли. Эта повышенная жёсткость ног после прыжков на упругой поверхности была результатом уменьшения перемещения центра масс, тогда как максимальная сила осталась неизменной. Это изменение смещения ЦМ может быть связано с ответной реакцией мышечного веретена. Тем не менее, необходимо сделать записи нейрофизиологических параметров для определения возможного механизма, лежащего в основе наблюдаемых изменений жёсткости ног.

Полученные в данном исследовании результаты аналогичны тем, которые подтверждали наличие остаточных явлений, которые наблюдались в ответ на кориолисово, или инерционное смещение тела во время движения рук (Lackner and Dizio, 1994), ног (Dizio and Lackner, 1997) и головы (Dizio and Lackner, 1995).

Эти остаточные явления не зависят от окружающей обстановки, так как они возникают, когда испытуемые переносят свою «приспособленность» из вращающейся окружающей среды в стационарную. Это указывает на включённость внутренней модели ожидаемого смещения в форму «приспособленности» (Dizio and Lackner, 2003).

В соответствии с этой аналогией, когда испытуемые выполняли новые вертикальные прыжки на земле после прыжков на упругом покрытии, некое

остаточное явление наблюдалось как следствие ошибочных прогнозов системы регуляции двигательной активности, в результате чего жёсткость конечностей оказалась выше, чем было необходимо.

Несколько исследований было посвящено воздействию жёсткости опорной поверхности на жёсткость ног во время однократных движений, таких как прыжок сверху вниз или приземление после прыжка (Moritz and Farley 2004; van der Krogt et al. 2009).

В этих исследованиях сообщалось о моментальных изменениях в степени жёсткости ног во время приземления на покрытия как ожидаемой, так и неожиданной жёсткости. Это быстрое изменение степени жёсткости ног (в течение 52 мс после приземления) может быть следствием работы некоего пассивного механизма, а не результатом реакции нервной системы (Moritz and Farley 2004).

Пассивное приспособление может иметь решающее значение для преодоления динамических нарушений во время передвижения по пересечённой местности (van der Krogt et al. 2009). Однако в данном исследовании было достаточно одного испытания, чтобы восстановить необходимую степень жёсткости ног. Таким образом, пассивный механизм не представляется подходящим для объяснения полученных результатов.

В одном из испытаний эффекты адаптации также наблюдались при возникновении неожиданных изменений коэффициента трения опорного покрытия (Johansson and Westling 1988) и формы объекта (Jenmalm and Johansson 1997). Reynolds and Bronstein (2003) показали быструю приспособляемость в кинематике походки, когда испытуемые ходили по неподвижному эскалатору. Восстановление жёсткости ног можно объяснить прямым моделированием предстоящего вертикального прыжка (Bobbert et al. 2008).

Такие модели могут обновляться и использоваться в обучении с помощью ошибок прогнозирования путём сравнения прогнозируемого и фактического результата выполнения двигательного сигнала (Wolpert and

Flanagan, 2001). Таким образом, испытуемые могли бы использовать ту приведшую к ошибке разницу между предсказанным и реальным сигналом сенсорной обратной связи при выполнении первого ППД после батута, чтобы обновить свою внутреннюю модель для выполнения следующего прыжка.

После повторяющихся прыжков на батуте наблюдалось уменьшение высоты прыжка на земле в сравнении с предыдущими прыжками. Это уменьшение высоты может быть прямым следствием изменения степени жёсткости ног (Bojsen-Møller et al. 2005; Farley et al. 1991; Liu et al. 2006).

Тем не менее, авторы не могут исключить другие причины, так как на высоту прыжка влияет сочетание биомеханических, нейронных, метаболических и морфологических факторов (Asmussen and Bonde-Petersen 1974; Bosco et al. 1982; Kubo et al. 1999; Le Pellec and Maton 1999; Voigt et al. 1995).

Нарушение восприятий

После повторяющихся прыжков на батуте испытуемые сообщали о сильном изменении в характере их субъективного восприятия. Когда в конце эксперимента им было предложено описать их субъективное восприятие во время первого прыжка, выполненного после приспособительных упражнений, испытуемые обычно сообщали об очень острых ощущениях, например: "Я чувствовал, что я не в состоянии толкнуть моё тело вверх", или: "Я испытывал сильное ощущение тяжести, так как вес моих ног внезапно увеличился». В других исследованиях описан обман чувств, относящийся к области походки и положения тела (Lackner and Graybiel 1981; Pelah and Barlow, 1996; Hashiba 1998).

Полученные результаты показывают, что быстрые движения всего тела (например, вертикальные прыжки) также могут привести к ярко выраженным нарушениям восприятий после краткого воздействия новой окружающей обстановки.

В дополнение к впечатлениям, выраженным в качественной форме, испытуемые также недооценивали фактическую высоту своих прыжков,

выполненных после приспособительных упражнений.

Примечательно, что степень этой недооценки связана с фактической высотой прыжка. Таким образом, у них не только уменьшалась максимальная высота прыжка, но их восприятие преувеличивало степень этого уменьшения. Несмотря на отсутствие ясного понимания тех механизмов, которые лежат в основе такого нарушения двигательных и зрительных восприятий, было высказано предположение, что их источником является какой-то сенсорный конфликт между зрительными, вестибулярными и соматосенсорными сигналами с одной стороны и дублирующими нисходящими потоками нервных импульсов к исполнительным органам, с другой стороны (Hashiba 1998).

Прыжки на батуте могут привести к новой перекалибровке входных сенсорных сигналов в связи с непрерывным высоким ускорением тела в фазе отталкивания при выполнении прыжков (ускорение в диапазоне от 0 до 4 g; Bhattacharya et al. 1980); Sovelius et al. 2008).

Эта новая калибровка сенсорных модальностей может нарушить соотношение самопроизвольного движения и тех сенсорных входных сигналов, которые прогнозируются нервной системой при возобновлении испытуемыми прыжков на земле. Это могло бы объяснить ошибочные оценки испытуемыми высоты их прыжка.

Lackner and Graybiel (1981) продемонстрировали возникновение иллюзии самопроизвольного движения, когда испытуемые выполняли глубокие приседания в фазе большого усилия (при ускорении 2 g) в полёте по параболической траектории.

Испытуемые сообщали о своём ощущении слишком быстрого перемещения вниз и одновременного движения опорного покрытия под их ногами вверх. Когда они вернулись к уровню ускорения в 1 g, испытуемые ощутили свои движения как ненормальные: основание опорного покрытия и всё видимое окружение казались им неустойчивыми.

Возникновение таких иллюзий может означать, что система

двигательного контроля подвергается активной калибровке для эталонного уровня ускорения, равного 1 g.

В настоящем исследовании испытуемые сообщали о том, что после повторяющихся прыжков на батуте чувствуют скорее неподвижность жесткого опорного покрытия, чем его движение вверх. Это говорит о том, что отклонения от эталонного уровня ускорения, равного 1 g, воздействуют как на выполнение, так и на восприятие произвольных движений (Lackner and Graybiel 1981; Lackner and Dizio 2000).

Примечательно, что в данном исследовании повторяющиеся подскоки на земле не привели к искажениям восприятия последующих, единичных подскоков на земле. В соответствии с гипотезой сенсорных конфликтов, это должно быть следствием того факта, что как повторяющиеся подскоки, так и прыжки против движения выполнялись на одном и том же опорном покрытии и, таким образом, не было никаких изменений в гравитационном поле, которые могли бы потребовать новой перекалибровки.

Устойчивость остаточных явлений

Во втором эксперименте было исследовано воздействие повторяющихся переходов между упругим и твёрдым покрытием на двигательные и сенсорные остаточные явления. Полученные результаты показывают, что повторяющиеся переходы между упругим и твёрдым покрытием не отразились на этих остаточных явлениях, хотя и незначительно уменьшили последствия прыжков на твёрдое покрытие и субъективность восприятия.

Уменьшение степени жёсткости ног по мере увеличения выполнения количества таких переходов позволяет предположить, что с увеличением опыта исполнения таких прыжков сенсомоторная система может начать приспосабливаться к механическим свойствам различных поверхностей данного окружения или подготавливаться к воздействию этих поверхностей.

Тем не менее, степень жёсткости ног продолжала изменяться под воздействием каждого комплекса приспособительных упражнений на батуте.

Та же тенденция наблюдалась в области смещения ЦМ, тогда как пиковая сила остались неподверженной этому воздействию на всём протяжении выполнения прыжков. Остаётся неясной возможность полного исчезновения этого эффекта в случае увеличения количества циклов приспособительных упражнений.

В отличие от степени жёсткости ног, высота прыжка не менялась на всём протяжении выполнения последовательных циклов упражнений. Как было сказано выше, высота прыжка является переменной величиной, которая подвержена воздействию нескольких факторов. Таким образом не исключено, что небольшие приспособительные изменения в степени жёсткости ног окажутся недостаточными для того, чтобы использовать полезный эффект прыжков на батуте на увеличение высоты прыжка.

Авторы также наблюдали связанную с этим диссоциацию между двумя упомянутыми показателями восприятия. Хотя измененное субъективное восприятие, явившееся результатом выполнения первого блока прыжков на батуте, сохранилось при выполнении последующих блоков, но оно всё же постепенно уменьшалось.

Эти результаты можно интерпретировать в соответствии с гипотезой сенсорного рассогласования (Wolpert et al. 1995; Blakemore et al. 1998). Субъективное восприятие может возникнуть из-за ошибочного прямого моделирования, в котором существует несоответствие между прогнозируемым и фактическим сенсорным сигналом обратной связи.

В отличие от этого, испытуемые продолжали недооценивать свою результативность во всех циклах. Этот результат вызывал удивление, так как можно было бы ожидать уменьшения погрешности оценки параллельно с тенденцией, наблюдаемой в субъективном восприятии.

Возможно, субъективные впечатления и суждения о высоте собственного прыжка являются различными методами измерения сенсорных остаточных явлений. *Первые* могут быть более тесно связаны с сенсомоторной системой, а *вторые* - с системой познавательной

деятельности и восприятия информации.

Восприятие предоставляет человеку сведения о тех ощущениях, которые он испытывает, тогда как оценка высоты собственного прыжка является результатом некоего познавательного процесса, который преобразует познавательные и двигательные компоненты этого движения в измерение собственной результативности.

В соответствии с этой идеей было показано, что сенсомоторная система может работать независимо от системы познавательной деятельности и восприятия информации (Flanagan and Beltzner, 2000) – и это могло бы объяснить разницу между результатами, полученными путём субъективного восприятия и путём объективной оценки погрешности.

Таким образом, текущие результаты показывают, что повторяющиеся прыжки на упругой поверхности приводят к двигательным и сенсорным изменениям в выполнении последующих прыжков на жёсткой поверхности.

Приспособление испытуемых к упругому покрытию привело к увеличению степени жёсткости ног и уменьшению высоты прыжков. Кроме того, испытуемые стали недооценивать высоту своих прыжков, и у них появилось субъективное впечатление, что они стали выполнять свои прыжки хуже, чем до адаптации к упругой поверхности. Эти изменения были постоянными величинами на всём протяжении выполнения повторяющихся переходов с одного типа покрытий на другой, поскольку никаких изменений не наблюдалось ни в оценке высоты, ни в высоте прыжка.

Эти остаточные явления отражают, вероятно, внесение необходимых изменений в какую-то внутреннюю модель и переносятся с двигательных шаблонов для упругих покрытий на движения, выполняемые на жёстких поверхностях.

ЛИТЕРАТУРА

1. Arampatzis A, Brüggemann GP, Klapsing GM (2001) Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. Med Sci

Sports Exerc 33(6):923–931

2. Asmussen E, Bonde-Petersen F (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 91(3):385–392
3. Bhattacharya A, McCutcheon EP, Shvartz E, Greenleaf JE (1980). Body acceleration distribution and O₂ uptake in humans during running and jumping. *J Appl Physiol* 49(5):881–887
4. Blakemore SJ, Wolpert DM, Frith CD (1998) Central cancellation of self-produced tickle sensation. *Nat Neurosci* 1(7):635–640
5. Blickhan R (1989) The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 22(11–12):1217–1227
6. Bobbert MF, Casius LJ, Sijpkens IW, Jaspers RT (2008) Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. *J Appl Physiol* 105:1428–1440
7. Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P (2005) Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol* 99:986–994
8. Bosco C, Viitasalo JT, Komi PV, Luhtanen P (1982) Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretchshortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand* 114(4):557–565
9. Bosco C, Luhtanen P, Komi PV (1983) A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 50(2):273–282
10. Cavagna GA (1975) Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 39(1):174–179
11. Cavagna GA (1977) Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 5:89–129
12. DiZio P, Lackner JR (1995) Effects of coriolis, cross-coupled stimulation on head movement control. *Soc Neurosci Abs* 21:59.6
13. DiZio P, Lackner JR (1997) Deviations and rapid adaptation of leg movements perturbed by Coriolis forces in a rotating room. *Soc Neurosci Abs* 23:1562

14. DiZio P, Lackner JR (2003) Sensorimotor aspects of high-speed artificial gravity: III. Sensorimotor adaptation. *J Vestib Res* 12:291–299
15. Farley CT, González O (1996) Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 29(2):181–186
16. Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor CR (1991) Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 71:2127–2132
17. Farley CT, Houdijk HH, Van Strien C, Louie M (1998) Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffness. *J Appl Physiol* 85(3):1044–1055
18. Ferris DP, Farley CT (1997) Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *J Appl Physiol* 82(1):15–22
19. Ferris DP, Louie M, Farley CT (1998) Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc R Soc Lond B* 265:989–994
20. Flanagan JR, Beltzner MA (2000) Independence of perceptual and sensorimotor predictions in the size-weight illusion. *Nat Neurosci* 3:737–741
21. Hashiba M (1998) Transient change in standing posture after linear treadmill locomotion. *Jap J Physiol* 48:499–504
22. Hobara H, Inoue K, Muraoka T, Omuro K, Sakamoto M, Kanosue K (2010) Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *J Biomech* 43(3):506–511
23. Jenmalm P, Johansson RS (1997) Visual and somatosensory information about object shape control manipulation Wngertip forces. *J Neurosci* 17:4486–4499
24. Johansson RS, Westling G (1988) Coordinated isometric muscle commands adequately and erroneously programmed for the weight during lifting task with precision grip. *Exp Brain Res* 71:59–71
25. Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T (1999) Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol* 87(6):2090–2096

26. Lackner JR, DiZio P (1994) Rapid adaptation to Coriolis force perturbations of arm trajectory. *J Neurophysiol* 72:299–313
27. Lackner JR, DiZio PA (2000) Aspects of body self-calibration. *Trends Cogn Sci* 4(7):279–288
28. Lackner JR, Graybiel A (1981) Illusions of postural, visual, and aircraft motion elicited by deep knee bends in the increased gravito-inertial force phase of parabolic flight. *Exp Brain Res* 44:312–316
29. Le Pallec A, Maton B (1999) Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. *Exp Brain Res* 129(4):551–558
30. Liu Y, Peng CH, Wei SH, Chi JC, Tsai FR, Chen JY (2006) Active leg stiffness and energy stored in the muscles during maximal counter movement jump in the aged. *J Electromyogr Kinesiol* 16:342–351
31. McMahon TA, Cheng GC (1990) The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 23(Suppl 1):65–78
32. Moritz CT, Farley CT (2004) Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. *J Appl Physiol* 97(4):1313–1322
33. Moritz CT, Farley CT (2005) Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion. *J Exp Biol* 208(Pt 5):939–949
34. Pelah A, Barlow HB (1996) Visual illusion from running. *Nature* 381:283
35. Reynolds RF, Bronstein AM (2003) The broken escalator phenomenon. After-effects of walking onto a moving platform. *Exp Brain Res* 151:301–308
36. Sovellius R, Oksa J, Rintala H, Huhtala H, Siitonen S (2008) Neck muscle strain when wearing helmet and NVG during acceleration on a trampoline. *Aviat Space Environ Med* 79(2):112–116
37. van der Krogt MM, de Graaf WW, Farley CT, Moritz CT, Richard Casius LJ, Bobbert MF (2009) Robust passive dynamics of the musculoskeletal system compensate for unexpected surface changes during human hopping. *J Appl Physiol* 107(3):801–808

38. Voigt M, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Klausen K (1995) Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *J Biomech* 28(3):293–307
39. Wolpert DM, Flanagan JR (2001) Motor prediction. *Curr Biol* 11(18):729–732
40. Wolpert DM, Ghahramani Z, Jordan MI (1995) An internal model for sensorimotor integration. *Science* 269:1880–1882

ХАРАКТЕР ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ И ОСОБЕННОСТИ ТРАВМАТИЗМА ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ БАТУТИСТОВ

Kinetic profile and incidence of injuries among high performance trampoline gymnasts

S. M. Kuisis¹, T.C. Camacho², S. M. Dafel¹ and D. C. Janse van Rensburg³

University of Pretoria, Institute for Sport Research, Pretoria, South Africa¹

University of Pretoria, Department of Biokinetics, Sport and Leisure Science,

Pretoria, South Africa²

University of Pretoria, Section Sports Medicine, Pretoria, South Africa³

(Biomechanics in Sports 29, Portuguese Journal of Sport Sciences, 2011, - 11, - Suppl. 2, - 1001-1004)

Прыжки на батуте были включены в программу Олимпийских игр в 2000 году, несмотря на то, что занятия данным видом спорта могут приводить к получению достаточно серьезных травм, которые были ранее описаны в научных публикациях (Larson & Davis, 1995).

Знание сил, действующих на нижние конечности спортсменов, может быть полезным для профилактики травматизма, разработки специальных программ физической подготовки и реабилитации батутистов после получения травмы.

Таким образом, задачи данного исследования состояли в том, чтобы:

1. Определить различия между травмированными и нетравмированными батутистами на основании собранных данных, характеризующих особенности их двигательной активности;

2. Выявить возможную взаимосвязь между типом полученных травм и установленными показателями, определяющими особенности двигательной активности батутистов.

Организация исследований

Авторами данной работы был выполнен годичный ретроспективный анализ результатов исследования особенностей двигательной активности группы высокорезультативных батутистов, а также анализ записей в их медицинских книжках.

В рамках данного исследования "высокорезультативными батутистами" считаются гимнасты, которые более 10 часов в неделю занимаются специальной подготовкой на батуте, и которые представляют на

соревнованиях Южную Африку.

В данном исследовании приняли участие пятнадцать спортсменов (9 спортсменов мужского пола и 6 - женского) в возрасте от 10 до 20 лет (средний возраст = $15,7 \pm 3,4$ лет).

До начала исследования все участники были ознакомлены с задачами тестирования, изложенными в протоколе испытаний, и от всех участников было получено письменное согласие на участие в эксперименте.

Они получили указание прилагать наибольшие усилия при выполнении испытательных заданий. Перед каждым испытанием исследователь демонстрировал участникам образец выполнения задания.

Антропометрические измерения

Рост каждого участника (см) и масса (кг) измерялись при помощи стандартного оборудования.

Толщина семи кожных складок была измерена с помощью прибора Харпендена для определения толщины кожной складки; десять измерений в обхвате были выполнены с помощью гибкой мерной ленты; измерение шести диаметров было выполнено с помощью штангенциркуля «Лайф Макс» (Life Max).

Места измерений и порядок их выполнения соответствовали руководящим указаниям, изложенным в работе MacDougall и др. (1991).

Для определения расчётного содержания жира в организме в процентах (% СЖ) и безжировой массы тела (БМТ) применялся метод Хита – Картера.

Метод Дринкуотера - Росса использовался для определения расчётной мышечной массы в процентах (% ММ) и костной массы в процентах (% КМ).

Индекс массы тела (ИМТ) рассчитывался по стандартизованной формуле ($\text{кг}/\text{м}^2$) (таблица 1).

Изокинетический тест

Изокинетический тест выполнялся с помощью изокинетического динамометра «Сайбекс Норм» (Cybex Norm TM).

Были проведены тесты на сгибание и разгибание ноги в коленном суставе при угловой скорости $60^\circ / \text{с}$ (5 повторений) и $180^\circ / \text{с}$ (15 повторений); на сгибание подошвы стопы и сгибание спины при угловой скорости $30^\circ / \text{с}$ (5 повторений) и $120^\circ / \text{с}$ (15 повторений).

Положения тела испытуемых и настройки динамометра соответствовали руководящим указаниям, изложенным в работе «Системы тестирования и реабилитации «Сайбекс Норм» (1996).

Перед началом испытаний была проведена пятиминутная разминка на велоэргометре, затем в течение 5 минут выполнялись упражнения направленные на растягивание мышц. Перед началом тестирования была предоставлена возможность выполнить 4 пробных повтора на каждой скорости.

Участники получили указание прилагать наибольшие усилия при выполнении каждого контрольного повтора (таблица 2).

Статистический анализ

Для определения средних значений и стандартных отклонений зарегистрированных переменных параметров были использованы описательные статистические данные.

Были определены оценки в баллах для всей группы испытуемых, а также отдельно для группы травмированных и группы нетравмированных спортсменов.

Таблица 1 – Средние биографические и антропометрические данные всех участников эксперимента (n = 15)

Переменный параметр	Средняя величина ± стандартное отклонение
Возраст	15,7 ± 3,4 лет
Рост (см)	160,1 ± 10,8
Масса (кг)	50,7 ± 11,2
ИМТ (индекс массы тела) (кг/м ²)	19,5 ± 2,3
% СЖ	18,6 ± 5,7
% ММ	42,3% ± 4,4
% КМ	18,4 ± 2,7
БМТ (кг)	41,1 ± 9,0
Активная сторона тела	правая

Таблица 2 – Средние изокинетические показатели переменных для всех участников эксперимента (n = 15)

Сгибание / разгибание ноги в коленном суставе		Правое	Левое
Дефицит			
60 ° / с:			
- четырёхглавая мышца (Нм / кг)	240 ± 57	247 ± 40	8 ± 6
- мышцы задней поверхности бедра (Нм / кг)	130 ± 28	141 ± 12	126 ± 8
180 ° / с:			
- четырёхглавая мышца (Нм / кг)	164 ± 29	167 ± 5	28 ± 3
- мышцы задней поверхности бедра (Нм / кг)	98 ± 19	100 ± 16	10 ± 11
Соотношение ЧМ : МЗПБ (%) при 60 ° / с	55 ± 5	57 ± 6	
Соотношение ЧМ : МЗПБ (%) при 180 ° / с	60 ± 6	61 ± 11	
Диапазон движения (°)	106 ± 4	106 ± 6	
Суммарная работа разгибателей	1350 ± 455	1333 ± 436	
Суммарная работа сгибателей	751 ± 277	749 ± 230	
Голеностопный сустав: подошвенное / тыльное сгибание			
30 ° / с			
Подошвенное сгибание (Нм / кг)	220 ± 45	216 ± 48	13 ± 10
Тыльное сгибание (Нм / кг)	59 ± 15	51 ± 14	14 ± 12
120 ° / с			
Подошвенное сгибание (Нм / кг)	117 ± 30	116 ± 38	18 ± 12
Тыльное сгибание (Нм / кг)	43 ± 12	37 ± 12	22 ± 16
Соотношение ПС : ТС (%) при 30 ° / с	27 ± 8	25 ± 8	
Соотношение ПС : ТС (%) при 120 ° / с	38 ± 13	34 ± 11	
Диапазон движения (°)	55 ± 8	53 ± 9	
Суммарная работа подошвенных сгибателей	415 ± 150	426 ± 236	
Суммарная работа тыльных сгибателей	131 ± 38	97 ± 36	

Для определения различий между группами травмированных и нетравмированных спортсменов был использован U-критерий Манна — Уитни. Альфа была установлена на уровне не менее $P \leq 0,05$ (значение для всех результирующих различий было установлено на уровне 5% уровня

значимости) (Howell, 1992).

Определение травмы

Под травмой понималось любое состояние, возникновение которого в процессе тренировки или соревнования вызвало необходимость полного прекращения участия спортсмена в тренировке или соревновании, и/или потребовало лечения у врача.

Уровень травматизма

Этот фактор рассчитывался с учётом времени его воздействия и, таким образом, выражался в количестве травм на батуте, приходящихся на определённое количество часов тренировочных занятий (в числителе - количество тренировок на батуте, в знаменателе - количество полученных травм).

Количество часов тренировочных занятий на батуте рассчитывали как произведение общего количества часов тренировочных занятий на батуте за сезон на количество травм, полученных в течение этого времени, а также на количество травм, приходящихся на 1000 часов тренировок на батуте.

При этом в числителе было указано количество травм, а в знаменателе – продолжительность занятий (за сезон), умноженное на 1000.

Результаты и ход исследования

Участники посвящали 11 часов в неделю специальной подготовке на батуте, и 2 часа в неделю – физкультуре и силовым тренировкам.

40% участников ($n = 6$) получили травмы, по поводу которых они обращались за медицинской консультацией.

Было зарегистрировано 13 травм (5 - у мужчин и 8 - у женщин) (таблица 3).

Наибольшее число травм было получено участниками возрастной группы от 14 до 18 лет.

Травматизм составил 2,3 на 1000 часов тренировок на батуте, и одна травма приходилась на каждые 440 часов тренировок на батуте.

Это превысило показатель, равный 1,4 травм на 1000 часов тренировок,

который выявили Kajer & Larsson (1992) для фигуристов. Однако это было меньше (диапазон от 3,4 до 4,6 травм на 1000 часов тренировок), чем в видах спорта, требующих спортивной выносливости (бег и гребля), в контактных видах спорта (футбол), в бесконтактных видах спорта (теннис, гимнастика, баскетбол), и в тех спортивных дисциплинах, которые требуют взрывных усилий (спринт и прыжки в длину) (Bonner et al. 2003.).

Таблица 3 – Расположение, количество и тип травмы; возрастная группа и пол пострадавших

Расположение	Тип травмы	Кол-во травм	Возрастные группы (лет)			Пол	
			13-15	16-18	19+	М	Ж
Стопа	Боль в пятке	3	2	1		1	2
	Боль в переднем отделе стопы	1	1				1
	Воспаление	1			1		1
	Растяжение сустава большого пальца стопы	1		1		1	
Лодыжка	Растяжение таранно-малоберцовой связки 1 степени	1		1		1	
Голень	Разрыв мышцы 1 степени	1		1		1	
Колено	Остеохондроз коленной чашечки	1		1		1	
	Тендинит связки надколенника	1	1				1
Бедро	Надрыв четырехглавой мышцы	1			1		1
Позвоночник	Смещение позвонка	1		1			1
Локоть	Болезнь Паннера	1	1				1
ИТОГО		13 (39%)	5 (49%)	6 (15%)	2 (39%)	5 (62%)	8

Не было выявлено статистически значимых различий между группами в отношении зарегистрированных переменных параметров двигательной активности, за исключением величин, характеризующих общее количество работы, измеренных для тыльных сгибателей нижних левых конечностей и для диапазона движения стопы в голеностопном суставе левой ноги.

Группа травмированных батутистов показала значительно более узкий диапазон движения стопы в голеностопном суставе левой ноги при его измерении изокинетическим динамометром «Сайбекс Норм», а также сравнительно низкие величины общего количества работы, измеренные для тыльных сгибателей нижних левых конечностей.

Вызывает интерес тот факт, что отмеченные статистически значимые различия относились к пассивной (левой) стороне тела. Вероятно, эти факторы способствовали получению травм участниками данного исследования (таблица 4).

Таблица 4 – Различия между группами травмированных и нетравмированных спортсменов

Переменные параметры	Травмированные	Нетравмированные	Значимость
Травмы костей, %	16,7 ± 2,0	19,6 ± 2,5	p < 0,10
Травмы мышц, %	39,9 ± 5,9	43,7 ± 2,2	p < 0,10
Максимальный крутящий момент сгибания левого колена (Нм / кг) 180 ° / с	90,7 ± 12,7	106 ± 15,2	p < 0,10
Дефицит максимального крутящего момента сгибания колена (Нм / кг) 180 ° / с	6,2 ± 9,2	12,8 ± 10,9	p < 0,10
Полная амплитуда движения голеностопного сустава, измеренная в ходе изокинетического тестирования (°):	Правого	49,4 ± 6,3	p < 0,10
	Левого	46,4 ± 8,4	p < 0,05*
Максимальный крутящий момент подошвенного сгибания в левом голеностопном суставе (Нм / кг) 120 ° / с	92,4 ± 27,9	128,3 ± 36,9	p < 0,10
Общее количества работы тыльных сгибателей нижних левых конечностей (Нм)	66,8 ± 22,8	114,4 ± 29,9	p < 0,05*

*Примечание: * Статистически значимое $p \leq 0,05$*

У 83% (N = 10) всех травмированных батутистов были травмированы нижние конечности.

Наиболее частые жалобы включали боль в пятке, стопе и в колене. Malliaras и др. (2005) отмечали, что сопряжение сгибания ног в голеностопных суставах в тыльную сторону с эксцентричным сокращением икроножных мышц имеет большое значение для поглощения нижними конечностями ударной нагрузки в ходе приземления после прыжка, тогда как уменьшенный диапазон тыльного сгибания в голеностопном суставе может увеличить риск тендинопатии надколенника.

Kirialanis и др. (2011) сообщали, что большие нагрузки на суставы нижних конечностей, особенно на связки коленных и голеностопных суставов во время выполнения вольных упражнений в художественной гимнастике, увеличивают риск повреждения суставов нижних конечностей.

В этом исследовании сообщалось о двух растяжениях связок стопы и голеностопного сустава у двух батутистов мужского пола.

Повторяющиеся режимы подготовки спортсменов способствуют возникновению патологических нарушений в межсухожильных соединениях, в сухожильно-надкостничных прикреплениях и в недоразвившихся эпифизарных пластинках (Dubravcic-Simunjak и др., 2003).

То ударное воздействие, которое поглощается разгибательным аппаратом коленного сустава во время приземления спортсмена, способствует развитию боли в передней части колена и травмам его тканей от повторяющихся нагрузок (Dubravcic-Simunjak и др., 2003). Это может проявляться как тендинит связки надколенника (колени прыгуна) или как болезнь Осгуда-Шлаттера, жалоба на которую была получена от одной из батутисток в ходе данного исследования.

В ходе данного исследования не было выявлено каких-либо переломов костей или травм шейного отдела позвоночника, несмотря на наибольшую распространённость таких травм в ходе исследований, касающихся травматизма при оздоровительном использовании батута (Ansah & Sella, 2000; Brown & Lee, 2000; Black & Amadeo, 2004).

Выводы

Прыжки на батуте связаны с высоким риском получения травмы. Тренеры, гимнасты и родители должны получать сведения о возможных опасностях и мерах предотвращения травм (Larson & Davis, 1995; Dubravcic-Simunjak и др., 2003).

Хорошая техника выполнения упражнений, достаточная гибкость и мышечная сила являются основными требованиями к спортсменам, выполняющим прыжки на батуте.

Врачи и специалисты по реабилитации должны готовить рекомендации по профилактике травматизма и оказанию медицинской помощи спортсменам, а также контролировать подготовку батутистов.

Ввиду небольшого количества испытуемых занятых в данном исследовании рекомендуется продолжать работу в этой области для подкрепления полученных результатов дополнительными фактами.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ansañ, M., & Sella, E. J. (2000). Лечение полностью открытого медиального подтаранного вывиха с помощью внешнего фиксатора: клинический случай. «Хирургия стопы и голеностопного сустава», 6, 179-184.
2. Black, G. B., Amadeo, R., & Surg, C.J. (2004). Ортопедические травмы у детей, полученные во время выполнения упражнений на домашних батутах. «Журнал детской хирургии», 39 (4), 653.
3. Bronner, S., Ojofeitimi, S. & Rose, D. (2003). Травмы в современном танце. «Американский журнал спортивной медицины», 31 (3), 365-373.
4. Brown, P.G. & Lee, M. (2000). Травмы шейного отдела позвоночника, полученные во время выполнения упражнений на батутах. «Детская нейрохирургия», 32, 170-175.
5. Системы тестирования и реабилитации «Сайбекс Норм» (Cybex Norm™) (1996). (Стр. 10-21). Ronkonkoma, Нью-Йорк: фирма Cybex International, Inc.
6. Dubravcic-Simunjak C., Pecina, M., Kuipers, H., Moran, J. & Haspl, M. (2003). Травматизм в фигурном катании в группе элитных юниоров. «Американский журнал спортивной медицины», 31 (4), 511-517.
7. Howell, D.C. (1992). Применение статистических методов в психологии (3-е изд.) (стр. 611-619). Калифорния, издательство Duxbury Press.
8. Kajer, M. & Larsson, B (1992). Физиологическая характеристика травматизма среди элитных фигуристов. «Журнал по спортивным наукам», 10, 29-36.
9. Kirialanis P., Malliou P., Veneka, A. & Giannakopoulos, K. (2011).

Сравнительная распространённость острых травм нижних конечностей в спортивной гимнастике на соревнованиях и тренировках. «Британский журнал спортивной медицины», 37 (2), 137 - 139.

10. Larson, B.J. & Davis, J.W. (1995). Травмы батутистов. «Журнал костной и суставной хирургии», 77 (8), 1174-1178.

11. MacDougall, J.D., Wenger, H.A. & Green, H.J. (1991). Физиологические испытания высокорезультативных спортсменов (2 издание), (стр. 223-250). Иллинойс, журнал «Кинетика человека».

12. Malliaras, P., Cook, J.L. & Kent, P. (2006). Уменьшение диапазона тыльного сгибания голеностопного сустава может увеличить риск травмы надколенного сухожилия у волейболистов. «Журнал спортивной науки и спортивной медицины», 9(4), 304-309.

ПОДЗЕМНЫЙ БАТУТ КОЛЬЦЕВОЙ КОНСТРУКЦИИ

(патентное ведомство США)

*Underground trampoline ringdesign
United States Patent*

Tracy Burnham, 3231 NW. Millcreek, Pleasant Grove, UT (US) 84062; K. Donald Evans, 3232 W. Clarkston Cir., South Jordan, UT (US) 84095; Mark Muller, 5016 Cedar River Trail, Fort Worth, TX (US) 76137; Jerry Leopold, 3920 Harlington La., Richardson, TX (US) 75082; Cory E. Cook, 3012 King Mtn. Ct, Riverton, UT (US) 84065

(Burnham et al., Patent No.: US 7,691,032 B2, Date of Patent: Apr. 6, 2010)

Несмотря на свою популярность у детей, молодёжи и профессиональных спортсменов, наземные батуты характеризуются большим количеством травм, особенно таких, как растяжения, порезы, сотрясения и опасные для жизни повреждения черепа и позвоночника.

Многие травмы являются результатом падения с наземных батутов, при этом их тяжесть усугубляется высотой падения, которая складывается из высоты батута и высоты подскока.

Медицинские организации рекомендуют размещать прыжковую поверхность батута как можно ближе к поверхности земли, чтобы тем самым уменьшить высоту возможного падения. Однако для этого всегда находятся какие-то препятствия: повышенная стоимость такой конструкции, невозможность отступить от типовых стандартов и требований, дополнительные трудности изготовления и повышенная трудоёмкость разборки и перемещения подземного батута.

И хотя существует потребность в подземных батутах (в которых прыжковое покрытие находится на уровне земли), до настоящего времени не существует достаточно удобного и приемлемого по цене для отдельного покупателя или арендатора варианта сооружения подземного батута.

Главной трудностью сооружения и обслуживания подземного батута является устройство подпорной стенки по периметру котлована, в котором размещается батут.

Многие из имеющихся в продаже комплектов подпорных стенок,

подходящие для использования частными домовладельцами или ландшафтными дизайнерами, слишком дороги и массивны, и требуют выполнения сложных строительных работ, таких как устройство подпорных секций из железнодорожных шпал, укладка бетона, обрешётка стенок котлована деревянными креплениями, и т. д.

Кроме того, обычные подпорные стенки очень трудно разбирать и перемещать, когда возникает необходимость в перемещении батута в связи с переездом семьи на новое место или сменой ландшафтного дизайна. К тому же существует опасность получения травмы прыгунами на батуте в случае падения на подпорную стенку.

В связи с этим необходимо сконструировать и изготовить недорогой подземный батут модульной конструкции, а также разработать и апробировать простой метод его монтажа. Это обеспечит пользователю безопасность и удобство осмотра и обслуживания любого прыжкового покрытия, установленного на открытом воздухе на уровне поверхности земли, без лишних затрат и слишком сложных строительных работ, а также обеспечит дополнительные преимущества и возможности, указанные ниже.

Подробное описание подземного батута кольцевой конструкции

В данном описании многочисленные детали и подробности приводятся только с целью иллюстрации работы системы. Они могут касаться только одного варианта конструкции, тогда как другие варианты могут работать без них.

Данный подземный батут обеспечивает прыжковое покрытие на уровне земли и включает в себя батут, котлован, и подпорную стенку сегментного типа, сконструированную для поддержки стенок котлована.

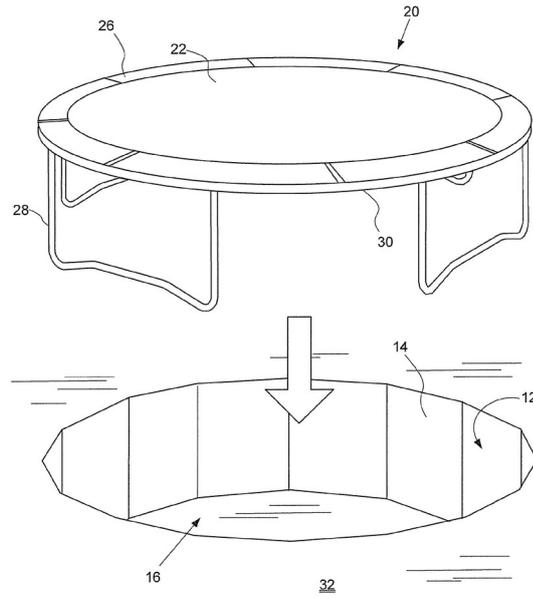


Рисунок 1. Изображение основных частей подземного батута в перспективном виде

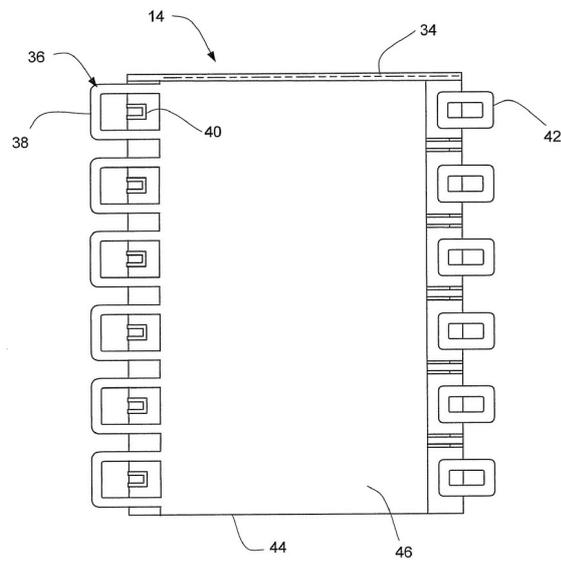


Рисунок 2. Схема типового сегмента подпорной стенки

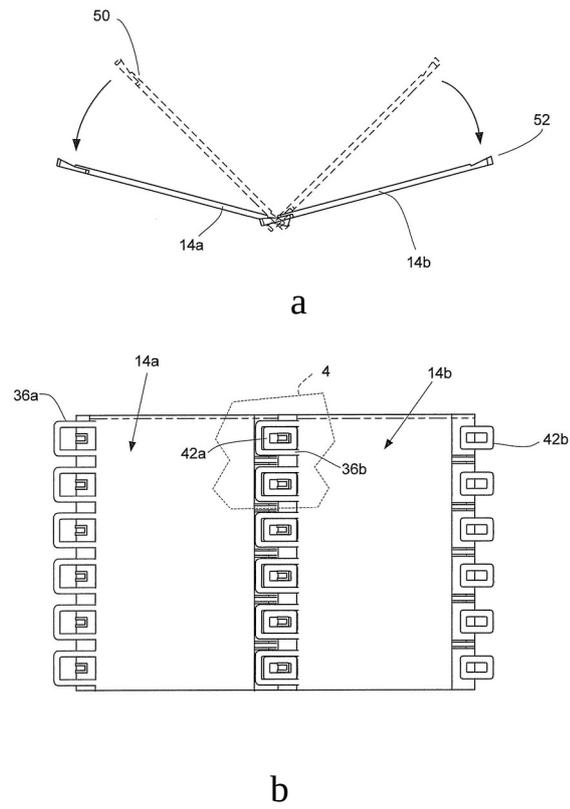


Рисунок 3. Вид сверху (а) и вид сбоку (b) на сегменты подпорной стенки с замковым соединением

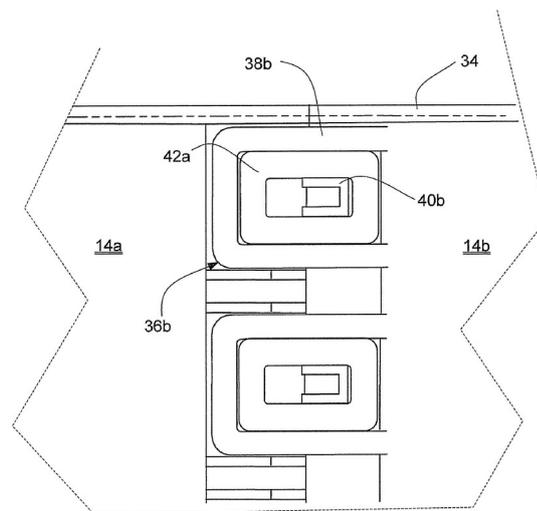


Рисунок 4. Детализованный чертёж замковой части подпорной стенки сегментного типа

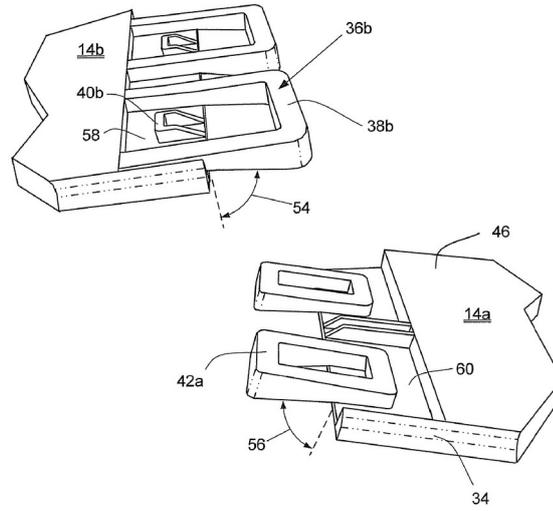


Рисунок 5. Перспективный вид замковой части подпорной стенки сегментного типа

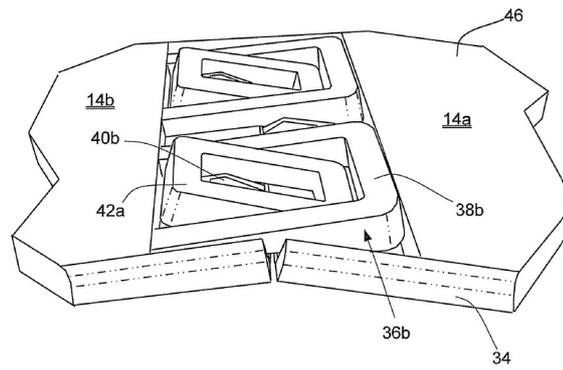


Рисунок 6. Перспективный вид замковой части подпорной стенки сегментного типа

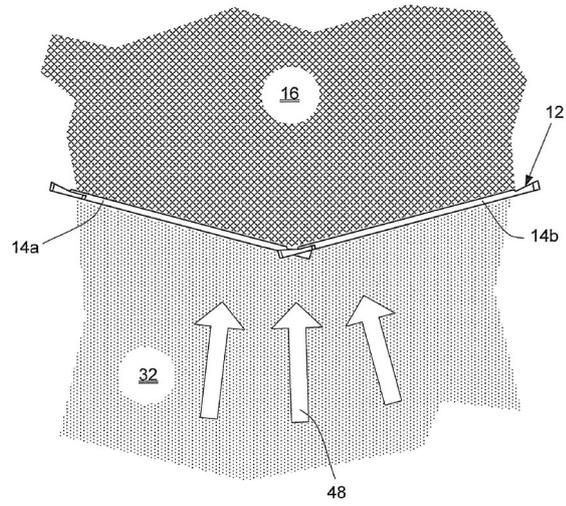


Рисунок 7. Схема поперечных толкающих нагрузок грунта, действующих на сегменты подпорной стенки

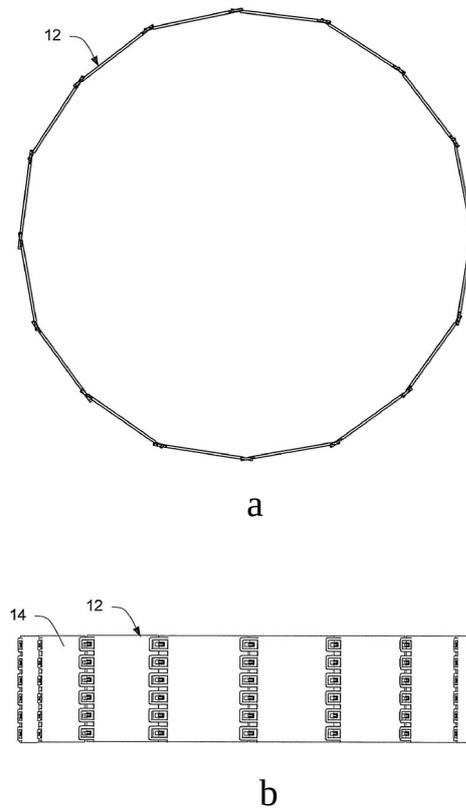


Рисунок 8. Схемы типовой подпорной стенки (a, b)

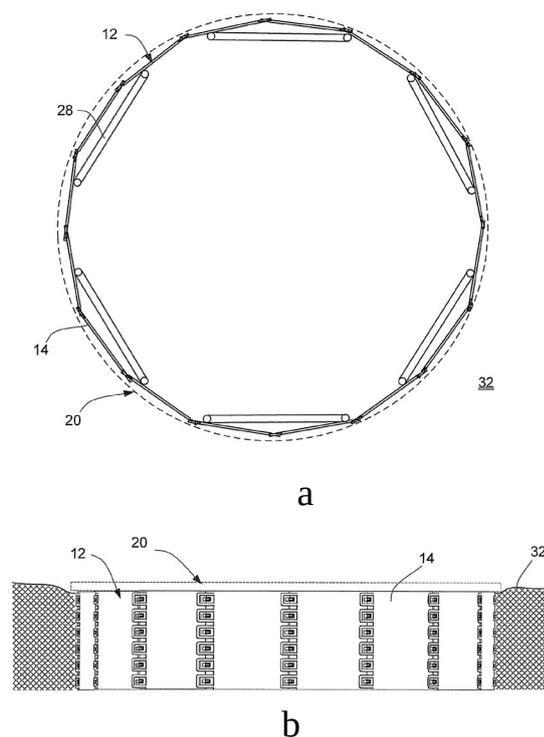


Рисунок 9. Схемы типового подземного батута (a, b)

На рисунке 1 показана, среди прочего, подпорная стенка сегментного типа (12), состоящая из многих сегментов (14) и закрывающая стену котлована (16), выкопанного по размерам батута (20).

Батут (20) включает в себя прыжковое покрытие батута (22), защитную накладку (26), раму (30), и несколько опорных стоек (28). Прыжковое покрытие батута (22) может быть присоединено к раме посредством некоторого количества резистивных элементов, таких как пружины или тросы (не показаны).

Чтобы выполнить сборку подземного батута, сначала устраивается котлован (16), который представляет собой углубление относительно окружающей поверхности (32) и имеет достаточную глубину для размещения в нём батута (20).

Затем в котловане размещается подпорная стенка сегментного типа для сохранения геометрии котлована. Эта стенка создаётся из отдельных

сегментов с взаимной блокировкой (14), которые вместе образуют ограждение, обеспечивающее закрепление грунта стенки котлована (14).

Затем внутри котлована размещается батут, и под него устанавливаются опоры (28), которые опираются на дно котлована. Предпочтительно, чтобы после размещения батута в котловане его прыжковое покрытие оказалось на том же уровне, что и окружающая его поверхность (32).

Благодаря этому будет снижена опасность получения травмы прыгуном на батуте в случае его падения с прыжкового покрытия и удара об эту поверхность.

На рисунке 2 показана схема типового сегмента (14) подпорной стенки, который включает в себя корпус сегмента вместе с верхним краем (34) и нижним краем (44). Некоторое количество приёмных окон (36) расположено вдоль одного края корпуса сегмента (46). Приёмные окна состоят из наружного контура (38) и внутреннего выступа (40). Соответствующие вставочные окна (42) расположены вдоль противоположного края корпуса сегмента (46).

Корпус сегмента является жёсткой конструкцией, способной выдерживать нагрузки, развиваемые стенками котлована (16). Корпус сегмента может быть изготовлен из целого ряда материалов, таких как металлы и металлические сплавы; пластмасса, армированная стекловолокном; композитные материалы; асбестоцементные опорные пластины, и другие подходящие материалы.

Кроме того, корпус сегмента может иметь различные геометрические формы, включая плоскую прямоугольную или дугообразную.

Далее, корпус сегмента может иметь различную толщину и различные элементы жёсткости, включая гофры, борта или рёбра жёсткости, вмятости, и тому подобное.

В одном из вариантов исполнения корпус сегмента имеет закруглённые края для снижения вероятности получения травм батутистами. С этой же

целью верхние края корпусов сегментов рекомендуется располагать на одном уровне с окружающей поверхностью (32, рисунок 1).

Одним из вариантов конструкции может быть размещение нижнего края корпуса сегмента на дне котлована, или даже заглубление нижнего края в донный грунт котлована для повышения устойчивости всей конструкции опорной стенки или с целью компенсации перепадов уровня поверхности.

В представленной конструкции батута приёмные окна (36) и вставочные окна (42) образуют множество соединительных элементов с замковыми выступами, которые соединяют непосредственно примыкающие друг к другу сегменты (14) и формируют, таким образом, сегментную подпорную стенку (12, рисунок 1). Форма вставочного окна (42) обеспечивает его вход в наружный контур приёмного окна (36). Для усиления блокировки соединения вставочное окно (42) охватывает внутренний выступ (40) приёмного окна (36).

На рисунке 3 (а и б) представлен, соответственно, вид сверху и вид сбоку типовых сегментов с замковым сцеплением между собой. На рисунке 3 (б) показано взаимное расположение соседних сегментов, 14а и 14б. В данной конструкции соседние сегменты являются идентичными, но в принципе это не обязательно. Наоборот, замковым сцеплением могут соединяться между собой различные сегменты, имеющие разную геометрию и различные профили.

На рисунке 3 (б) вставочные окна (42а) расположены вдоль левого края первого сегмента (14а). В процессе сборки подпорной стенки вставочные окна (42а) вставляют в приёмные окна (36б), которые в одном из вариантов расположены вдоль правого края второго сегмента (14б).

Такой порядок сборки обеспечивает замковое сцепление смежных сегментов сверху донизу. В данной конструкции батута сама геометрия вставочных и приёмных окон образует замковое сцепление, для осуществления которого не требуется отдельного соединительного оборудования.

При этом допускается использование множества других методов создания замковых соединений между отдельными сегментами, которые не требуют какого-либо соединительного оборудования и включают в себя такие методы, как соединение с фиксирующими выступами и пазами, с шарнирами, с петлями. Пунктирная линия (4) охватывает участок сегментов с замковым сцеплением между собой, который показан на следующей схеме (рисунок 4).

При том, что данное замковое сцепление не требует дополнительного оборудования, в одном из вариантов его применения могут быть использованы различные шурупы, болты и другие крепёжные элементы, для подсоединения к раме батута сегментов с замковым сцеплением между ними.

Как показано на рисунке 3 (а), указанное замковое сцепление выполняется путём первоначального помещения первого сегмента (14а) и второго сегмента (14b) в положение для сборки (50). После этого вставочные окна (42а) первого сегмента (14а) вставляются в отверстия, образованные внутренней поверхностью наружных контуров (38 b) второго сегмента (14b).

После того, как вставочные окна (42а) полностью войдут в эти отверстия, сборщик поворачивает первый сегмент (14а) и второй сегмент (14b) таким образом, чтобы они оказались в сцепленном состоянии (52).

Такая установка сегментов в заданное положение приводит к тому, что вставочные окна (42а) с силой продавливаются вперёд, поверх соответствующих внутренних выступов (40b) приёмного окна, завершая тем самым замковое сцепление соседних сегментов. После поворота первого сегмента (14а) и второго сегмента (14b) до образования между ними угла значительно более острого, чем при положении замкового сцепления этих сегментов (52), замковое сцепление между ними можно разъединить.

Однако соединённые замковым сцеплением сегменты (14) оказывают сопротивление таким усилиям, которые имеют тенденцию создавать между ними углы, превышающие по величине те, что образуются при положении замкового сцепления этих сегментов (52).

Эти силы имеют тенденцию придавать жёсткость этому замковому сцеплению и более того, препятствовать разъединению вставочных окон (42a) с приёмными окнами (36b).

Этот простой метод сборки / разборки подпорной стенки (12, рисунок 1) снижает затраты времени и средств на устройство подземного батута. Кроме того, такая подпорная стенка легко демонтируется, обеспечивая больше возможностей по внесению изменений в дизайн ландшафта и перемещению подземного батута.

На рисунке 4 показан детальный вид замкового сцепления первого сегмента (14a) и второго сегмента (14b). Как видно на рисунке, вставочные окна (42a) в одном из вариантов конструкции имеют главным образом прямоугольную форму.

В этом случае любые сопрягаемые с ними окна могут относиться к вставочным (42) или к приёмным (36) окнам. В соответствии с рассматриваемым вариантом конструкции, форма внешнего контура (38b) обеспечивает вход в него вставочных окон (42a) через отверстие, образованное внутренней поверхностью внешнего контура (38b). Приёмные окна (36b) и вставочные окна (42a) образуют замковое сцепление, которое соединяет соседние сегменты (14) и формирует подпорную стенку сегментного типа (12, рисунок 1). Для усиления блокировки соединения вставочное окно (42a) охватывает внутренний выступ (40b) приёмного окна (36b).

На рисунке 5 показан перспективный вид сопрягаемых частей первого сегмента (14a) и второго сегмента (14b). Первый из обозначенных на рисунке 5 углов (54) определяют геометрическую форму нижней поверхности внешнего контура (38b). Второй угол (56) определяют геометрическую форму нижней поверхности вставочного окна (42a).

Чтобы сформировать замковое сцепление, вставочное окно (42a) вставляется во внешний контур (38b). После этого соседние сегменты (14a) и (14b) поворачиваются до тех пор, пока нижняя поверхность вставочного окна

(42a) не войдёт в контакт с первой плоскостью (58) второго сегмента (14b), а нижняя поверхность внешнего контура (38b) не войдёт в контакт со второй плоскостью (60) первого сегмента (14a). Этот контакт нижней поверхности вставочного окна (42a) с первой плоскостью (58) второго сегмента (14b) и нижней поверхности внешнего контура (38b) со второй плоскостью (60) первого сегмента (14a) определяет наступление момента образования замкового сцепления (52, рисунок 3).

Одним из вариантов изменения геометрической формы подпорной стенки (12) является изменение первого угла (54) и второго угла (56), что вызывает изменение соответствующих углов сегментов (14) в положении замкового сцепления (52, рисунок 3).

На рисунке 6 показан перспективный вид замкового сцепления сегментов (14). Как показано на рисунке, вставочное окно (42a) уже вставлено во внешний контур (38b), а сцепленные сегменты (14) повернуты до такого положения, когда, нижняя поверхность вставочного окна (42a) находится в контакте с первой плоскостью (58, рисунок 5) второго сегмента (14b), а нижняя поверхность внешнего контура (38b) находится в контакте со второй плоскостью (60, рисунок 5) первого сегмента (14a).

Вследствие показанного на рисунке контакта частей сегменты (14) находятся в положении замкового сцепления (52). Одним из вариантов изменения геометрической формы подпорной стенки (12) является изменение первого угла (54) и второго угла (56), что вызывает изменение соответствующих углов сегментов (14) в положении замкового сцепления (52, рисунок 3).

Первый сегмент (14a) и второй сегмент (14b) можно разъединить путём поворота одного или обоих сегментов таким образом, что вставочное окно (42a) выйдет из замкового сцепления с внутренним выступом (40b).

На рисунке 7 представлена схема поперечных толкающих нагрузок грунта (48), направленных от стен котлована на сегменты подпорной стенки (12). Как видно на рисунке 7, поперечные толкающие нагрузки грунта (48),

представляют собой то давление или усилие, которое грунт оказывает на наружные поверхности подпорной стенки (12). Те нагрузки грунта (48), которые показаны на рисунке 7, действуют на замковое сцепление между первым сегментом (14а) и вторым сегментом (14б).

Подобные же нагрузки грунта действуют на другие сегменты (14), которые образуют весь периметр подпорной стенки (12). Эти поперечные толкающие нагрузки грунта (48) создают давление на отдельные сегменты, которое имеет тенденцию укреплять замковое сцепление между первым сегментом (14а) и вторым сегментом (14б). Это давление укрепляет положение замкового сцепления этих сегментов (52, рисунок 3), а также имеет тенденцию с силой продавливать вперёд вставочные окна (42а) поверх внутренних выступов (40), препятствуя тем самым разъединению замкового сцепления между первым сегментом (14а) и вторым сегментом (14б).

Это замковое сцепление между сегментами (14) позволяет воде просачиваться через щели между смежными сегментами. В результате снижается уровень грунтовой воды за сцепленными сегментами подпорной стенки (14), что приводит к уменьшению поперечных толкающих нагрузок грунта (48) на внешнюю сторону подпорной стенки (12) и к повышению её устойчивости.

С той же целью устраиваются специальные отверстия для просачивания воды в каменных и кирпичных подпорных стенках.

На рисунке 8 (а, б) представлена схема сегментированной подпорной стенки (12). На рисунке также 8 показана схема некоторого количества сегментов (14) с взаимной блокировкой, которые образуют подпорную стенку в форме окружности (12). Однако форма профиля подпорной стенки может быть любой.

На рисунке 8 (б) представлен вид сбоку подпорной стенки (12), а также замковые сцепления между её сегментами (14) в соответствии с одним из вариантов конструкции.

Преимуществами этой системы укрепления стенки котлована являются

простота её изготовления, низкая себестоимость, лёгкость сборки и возможность разместить внутри неё батут, предварительно собранный на поверхности земли и предназначенный для размещения в котловане. Кроме того, меняя количество сегментов (14), из которых состоит подпорная стенка (12), можно изменять её профиль для размещения внутри неё наземных батутов различных размеров.

На рисунке 9 (а) показана горизонтальная проекция одного из вариантов подземного батута. Данный батут (20) размещается внутри котлована (16) и подпорной стенки (12).

Для лучшего обзора взаимного расположения подпорной стенки (12) и опорных стоек (28) батута на этом рисунке не показаны верхние части батута (20): прыжковое покрытие батута (22), рама батута (24) и защитная накладка на пружины (26).

Профиль батута (20) показан на рисунке 9 (а) в виде пунктирной линии. В данном примерном варианте опорные стойки (28) батута находятся в контакте с внутренним периметром подпорной стенки (12), что обеспечивает для подпорной стенки дополнительную опору и препятствует нежелательным смещениям опорных стоек (28) батута.

На рисунке 9 (b) в виде пунктирной линии показан профиль защитной накладки на пружины (26), выходящий за пределы верхнего торца подпорной стенки (12).

В таком варианте исполнения конструкции подпорная стенка (12) представляет гораздо меньшую опасность для прыгунов на батуте, поскольку она плотно закрыта защитной накладкой (26), прикреплённой к раме (30) батута.

На рисунке 9 (b) также показана окружающая поверхность (32), которая находится главным образом на той же высоте, что и прыжковое покрытие батута (22), благодаря чему снижена вероятность получения травм в случае падения с батута.

Окружающая поверхность (32) может представлять собой покрытие из

древесных стружек, или из пенопласта с закрытыми порами, или из резины, или из других мягких материалов, чтобы ещё более уменьшить вероятность получения травм прыгунами.

На рисунке 9 (b) показано ещё одно возможное использование сегментной подпорной стенки. В этом случае батут и опорная стенка устанавливаются не в котловане, а на поверхности, и тогда опорная стенка успешно препятствует доступу детей и животных под прыжковое покрытие батута (22), предотвращая случаи их ранения и гибели от ударов, полученных в результате прыжков людей на батуте.

Формула изобретения:

1. Подземная конструкция батута, включающая в себя батут; котлован; сегментную подпорную стенку, собранную таким образом, чтобы подпирать стенку котлована; при этом, указанная сегментная подпорная стенка включает в себя, как минимум, первый сегмент с замковыми сцеплениями и второй сегмент с замковыми сцеплениями, каждый из которых имеет первую поверхность и вторую поверхность, причём первая поверхность снабжена приёмным компонентом, а вторая поверхность – вставочным компонентом, причём вставочному компоненту придана такая форма, чтобы он проходил внутрь приёмного компонента и входил с ним в зацепление; при этом указанный приёмный компонент также включает в себя, как минимум, один внешний контур, выступающий над указанной первой поверхностью и внутренний выступ, расположенный у края указанной первой поверхности; при этом указанный вставочный компонент включает в себя окно такой формы, которая обеспечивает входение этого окна в указанный внешний контур и сцепление с указанным внутренним выступом; и при этом указанная сегментная подпорная стенка имеет форму, обеспечивающую сцепление её сегментов путём размещения указанного первого сегмента с замковыми сцеплениями под первым углом относительно указанного второго сегмента с замковыми сцеплениями и продвижения указанного вставочного

компонента в указанную часть внешнего контура указанного приёмного компонента с последующим размещением указанного первого сегмента с замковыми сцеплениями под вторым углом относительно указанного второго сегмента с замковыми сцеплениями, что вызовет вход в зацепление указанного приёмного компонента с указанным внутренним выступом и приведёт к образованию замкового соединения указанных первого и второго сегментов;

2. Подземная конструкция батута, в которой сцепление её сегментов обеспечивается без какого-либо дополнительного оборудования;

3. Подземная конструкция батута, в которой указанная сегментированная подпорная стенка является свободно стоящей;

4. Подземная конструкция батута, в которой указанная сегментированная подпорная стенка дополнительно поддерживается указанной конструкцией батута;

5. Подземная конструкция батута, в которой указанный батут дополнительно включает в себя раму с некоторым количеством опорных стоек; в которой указанная рама с некоторым количеством опорных стоек, помимо прочего, является опорой указанной сегментированной подпорной стенки;

6. Подземная конструкция батута, в которой указанный первый сегмент с соединительными элементами и указанный второй сегмент с соединительными элементами имеют прямоугольную форму;

7. Подземная конструкция батута, в которой указанный первый сегмент с соединительными элементами идентичен указанному второму сегменту с соединительными элементами;

8. Подземная конструкция батута, в которой указанная система подземного батута переоборудована для использования на поверхности земли;

9. Подземная конструкция батута, в которой: указанная часть упомянутого приёмного компонента, относящаяся к наружному контуру,

имеет в обобщённом смысле прямоугольную форму; и указанный вставочный компонент имеет в обобщённом смысле форму прямоугольной петли, причём указанная петля представляет собой проходное отверстие, форма которого обеспечивает вход в него указанного внутреннего выступа;

10. Подземная конструкция батута, в которой каждый из указанных первых сегментов с соединительными элементами и указанных вторых сегментов с соединительными элементами имеют некоторое количество приёмных компонентов на упомянутой первой поверхности и некоторое количество вставочных компонентов на упомянутой второй поверхности.
