

**Методические рекомендации по использованию биомеханических
методов оценки подготовленности спортивного резерва в конькобежном
спорте**

Москва 2013

СОДЕРЖАНИЕ

	Стр.
Введение.....	3
1. Биомеханические параметры скоростного бега на коньках.....	5
2. Особенности функций равновесия у конькобежцев.....	13
3. Стабилометрические методы обследования конькобежцев.....	16
4. Методика измерения скоростно-силовых качеств конькобежцев	22
5. Методы видеоанализа движений в конькобежном спорте.....	27
Заключение.....	33

Введение

Биомеханические параметры бега на коньках, наряду со скоростными и аэробными возможностями, играют определяющую роль в достижении спортивного результата в конькобежном спорте. Вместе с тем, обучение спортивной технике конькобежца должно происходить в соответствии с природными биологическими особенностями человека (слабыми и сильными сторонами). Методика стабиллографии приобрела актуальное значение в измерении и оценке статодинамической устойчивости в конькобежном спорте. При всей сложности комплекса аппаратуры, используемой в методике стабиллографии, спортсмен во время измерений не обременяется креплением датчиков к биоэлементам тела, ему лишь необходимо встать на стабиллографическую платформу и выполнить ряд тестов на равновесие либо контрольное упражнение.

Стабилометрические методы решают ряд актуальных спортивно-педагогических задач:

- 1) исследование статодинамической устойчивости тела спортсмена и системы тел, количественная и качественная оценка этой устойчивости, дополнение знаний о спортивной технике упражнений;
- 2) осуществление контроля качества обучения упражнениям, связанным со сложным двигательным навыком сохранения равновесия тела;
- 3) определение функционального состояния организма спортсмена по показателям статодинамической устойчивости;
- 4) определение уровня и динамики тренированности функции балансирования в системе взаимодействующих тел;
- 5) проведение прогнозирования и профессиональный отбор спортсменов в команду.

При видеоанализе бега на коньках осуществляется многофакторный и объективный анализ нейромышечных и биомеханических параметров

движения конькобежцев, включая анализ движения различных сегментов тела (например, анализ маховых движений верхних конечностей), постурографический анализ и др. Дополнительное использование силовых пьезо-электрических платформ в конькобежном спорте позволяет оценить кинематические параметры движения, векторы приложения силы, определить углы и динамику движения, оценить силу ног и координацию. Таким образом, применение информации о биомеханике скоростного бега на коньках позволяет повысить эффективность подготовки спортивного резерва в конькобежном спорте.

1. Биомеханические параметры скоростного бега на коньках

Спортивный результат в конькобежном спорте является интегральным показателем, зависящим от многих факторов, в том числе: от физических качеств, психологической, тактической и технической подготовленности на время проведения соревнований. Изменение конструкции беговых коньков способствовало «вовлечению» в отталкивание разгибателей голеностопного сустава. В коньках старой конструкции завершение отталкивания происходило при угле в коленном суставе около 160° . В коньках с подвижным креплением ботинок-лезвие угол разгибания в коленном суставе составляет $170-175^\circ$. Таким образом, изменение конструкции спортивного инвентаря привело к увеличению времени приложения силы разгибателей коленного сустава.

Линейные кинематические характеристики при беге на прямой. По результатам антропометрических измерений с помощью регрессионной модели рассчитывали масс-инерционные характеристики сегментов тела спортсмена - массы сегментов и положение центров масс сегментов относительно проксимальных суставов. Зная трехмерную кинематику бега на коньках, были рассчитаны положения ЦМ сегментов, скорости общего центра масс (ОЦМ) по трем осям инерциального базиса. На рис. 1 представлены скорости ОЦМ при разбеге на 500 м (первые 100 м). В начале одноопорной фазы отталкивания (начало и конец фазы обозначены как 1 и 3) скорость ОЦМ конькобежца возрастает на 0,8 м/с. Затем, к концу фазы одноопорного отталкивания (кинетограммы 2 и 3) скорость бега снижается на 0,3 м/с.

При разгибании толчковой ноги в двухопорной фазе (точки 3 и 4) продольная скорость по оси Уи (положение оси представлено на рис. 2), а также скорость ОЦМ возрастают на 0,3 и 0,6 м/с соответственно (рис. 1, верхний). Увеличение вектора скорости ОЦМ в двухопорной фазе связано с

тем, что вектор есть сумма продольной и поперечной скоростей (вертикальной скоростью в силу ее малости пренебрегаем). При завершении фазы отталкивания в свободном прокате вследствие действия аэродинамических сил и сил трения скольжения (тормозящие силы) скорость бега снижается на 0,3 м/с.

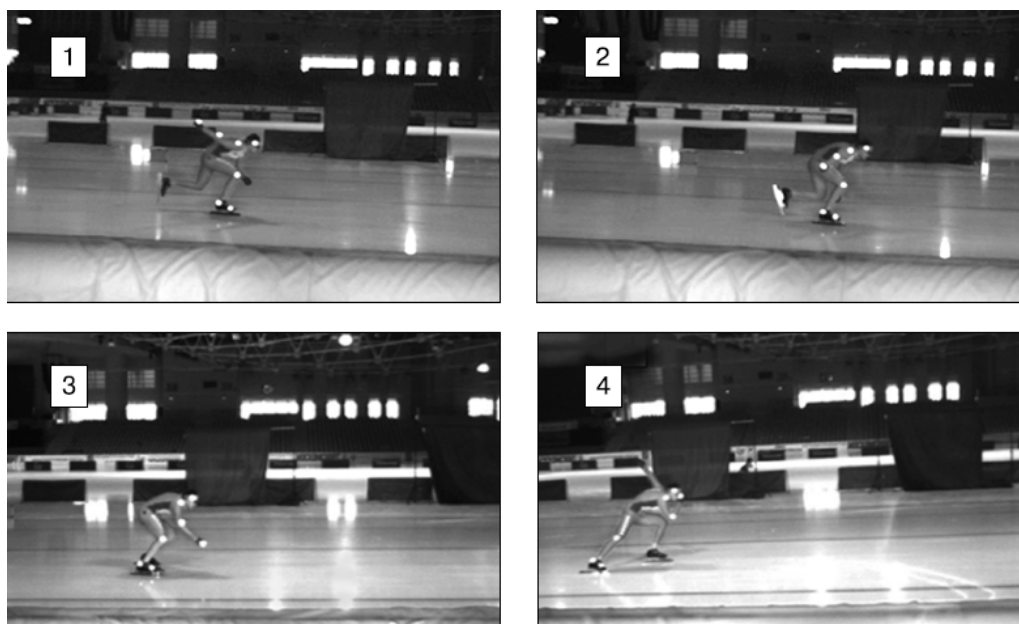
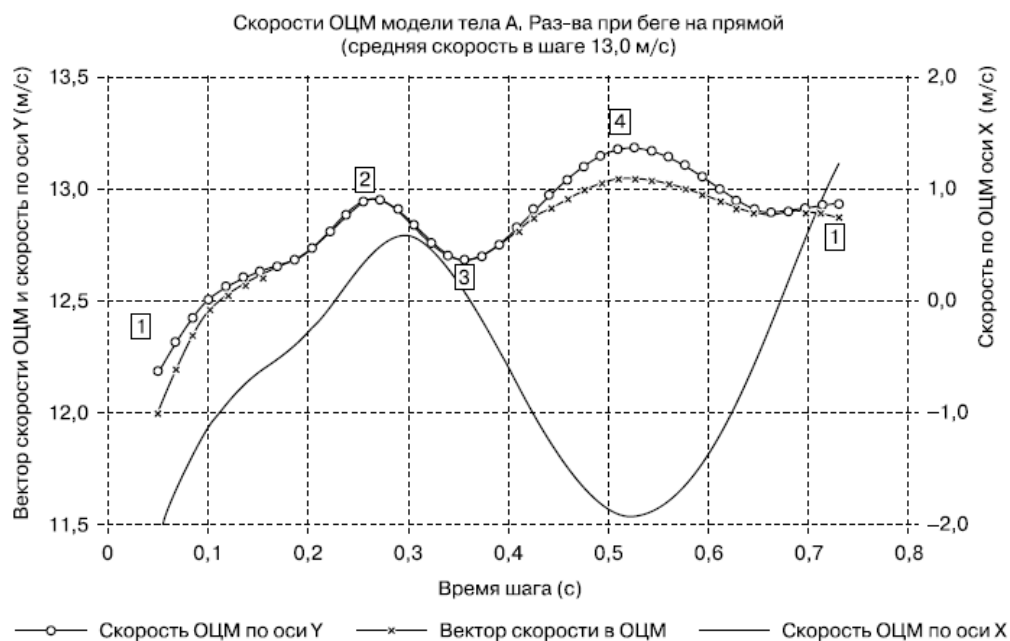


Рис. 1. Внутрицикловые скорости ОЦМ по осям инерциального базиса при беге на прямой. Нижний график – кинетограммы, обозначенные на верхнем графике цифрами.

При беге на коньках присутствуют кинематические ограничения, связанные с наличием скользкой опоры. Минимальная сила трения, действующая вдоль лезвия конька, приводит к тому, что конькобежец вынужден прикладывать силу почти перпендикулярно лезвию конька. Продольная составляющая реакции опоры появляется при условии разворота толчкового конька к генеральному направлению движения. Поворот опорного конька осуществляется при завершении одноопорного отталкивания. Это приводит к тому, что конькобежец (по сравнению с легкоатлетом) проигрывает в пути, но выигрывает в амплитуде и времени приложения силы.

Поперечная скорость увеличивается в фазе двухопорного отталкивания. Отрицательное значение поперечной скорости связано с тем, что при отталкивании правой ногой спортсмен смещается в центр круга против положительного направления оси X. Максимум поперечной скорости (около 2 м/с) достигается при завершении двухопорного отталкивания.

Статистический анализ кинематических характеристик в зависимости от скорости бега на прямой. Двигательный аппарат человека устроен таким образом, что осуществляются только вращательные движения в суставах. Вращательные движения трансформируются в линейную кинематику. Можно предположить, что существуют определенные соотношения между продольной скоростью ОЦМ и угловыми скоростями.

Регрессионный анализ кинематических параметров бега на коньках показал, что при беге на прямой присутствует диапазон скоростей, в котором наблюдаются статистические связи между максимальной угловой скоростью в суставах толчковой ноги и средней внутрицикловой скоростью ОЦМ. Увеличение линейной скорости бега сопровождается приростом максимальной угловой скорости разгибания в тазобедренном суставе толчковой ноги почти в два раза. При скорости бега меньше 11,5 м/с не

наблюдается статистической связи между линейной кинематикой и максимальной угловой скоростью в тазобедренном суставе.

Статистический анализ кинематических характеристик в зависимости от скорости бега на прямой. Двигательный аппарат человека устроен таким образом, что осуществляются только вращательные движения в суставах. Вращательные движения трансформируются в линейную кинематику. Можно предположить, что существуют определенные соотношения между продольной скоростью ОЦМ и угловыми скоростями.

Регрессионный анализ кинематических параметров бега на коньках показал, что при беге на прямой присутствует диапазон скоростей, в котором наблюдаются статистические связи между максимальной угловой скоростью в суставах толчковой ноги и средней внутрицикловой скоростью ОЦМ. Увеличение линейной скорости бега сопровождается приростом максимальной угловой скорости разгибания в тазобедренном суставе толчковой ноги почти в два раза. При скорости бега меньше 11,5 м/с не наблюдается статистической связи между линейной кинематикой и максимальной угловой скоростью в тазобедренном суставе.

При увеличении линейной скорости бега на 2 м/с максимальная угловая скорость в коленном суставе возрастает почти в 1,5 раза - с 300 до 440 градусов/с. Кинематические параметры сгибания-разгибания, отведения-приведения в голеностопном суставе не имеют статистической связи с внутрицикловой скоростью бега на прямой. В тазобедренном и коленном суставах не наблюдается достоверной связи между углами разгибания, при которых достигается максимальная угловая скорость, и линейной скоростью ОЦМ. Только в тазобедренном суставе наблюдается слабая зависимость между углом отведения и скоростью бега. Отсутствие связи означает, что профиль техники бега на коньках может быть индивидуальным (форма и высота посадки, суставная амплитуда и другие кинематические параметры). Для увеличения скорости бега необходимо осуществлять мышечную работу,

мощность которой (зависит от угловой скорости) и влияет на линейную скорость ОЦМ. В тазобедренном и коленном суставах толчковой ноги между максимальной угловой скоростью разгибания и линейной скоростью ОЦМ присутствует статистическая связь в диапазоне $0,77 < r = 0,87$.

Особенности техники бега конькобежцев с позиции кинематических данных

1. Кинематический анализ при беге на прямой.

При беге на коньках присутствуют кинематические ограничения, связанные с наличием скользкой опоры. Минимальная сила трения, действующая вдоль лезвия конька, приводит к тому, что конькобежец вынужден прикладывать силу перпендикулярно лезвию конька. Для того, чтобы конькобежец двигался с минимальным вертикальным перемещением, должно выполняться определенное соотношение между углом наклона толчковой ноги и ее длиной. Продольная составляющая реакции опоры появляется при условии разворота толчкового конька к генеральному направлению движения. Это приводит к тому, что конькобежец (по сравнению с легкоатлетом) проигрывает в пути, но выигрывает в амплитуде и времени приложения силы.

Внутрицикловая скорость общего центра масс увеличивается в начале одноопорного отталкивания, в конце снижается и снова возрастает в двухопорном отталкивании. В продольном направлении колебания скорости общего центра масс лежат в пределах 1 м/с. В поперечном направлении колебания скорости общего центра масс лежат в диапазоне ± 2 м/с.

Статистический анализ фазовых траекторий показал, что: при скорости бега меньше 11,5 м/с не наблюдается связи между линейной кинематикой и максимальной угловой скоростью разгибания в тазобедренном суставе. Такая связь ($r = 0,77$) появляется при увеличении скорости выше 11,5 м/с; наблюдается слабая статистическая связь ($r = 0,56$) между углом отведения

бедро в тазобедренном суставе и скоростью бега. Чем выше скорость бега, тем больше бедро отводится в сторону.

На уровне тенденции можно рассматривать связь между угловой скоростью отведения бедра и линейной скоростью ОЦМ ($r = 0,36$); - при скорости бега меньше 11,5 м/с не наблюдается статистической связи между максимальной скоростью разгибания в коленном суставе и линейной скоростью бега. При увеличении линейной скорости бега на 2 м/с максимальная угловая скорость в коленном суставе возрастает почти в 1,5 раза - с 300 до 440 градусов/с и имеет хорошую статистическую связь с линейной скоростью ($r = 0,87$).

Угол, при котором достигается максимальная угловая скорость, статистически не связан со скоростью бега и находится в диапазоне 125-135°; в голеностопном суставе углы сгибания-разгибания и отведения не имеют статистической связи с внутрицикловой скоростью бега. При беге на прямой внутрицикловая скорость общего центра масс тела конькобежца снижается во время свободного проката на 0,1-0,3 м/с (следствие действия сил аэродинамического сопротивления и трения скольжения). В фазе одноопорного отталкивания продольная скорость общего центра масс сначала возрастает (на 0,3-0,8 м/с), к концу фазы немного снижается (приблизительно на -0,3 м/с) и снова возрастает при разгибании толчковой ноги в двухопорной фазе (+0,8 м/с). Следовательно, мнение о том, что в двухопорном отталкивании скорость бега падает, не совсем оправданно.

2. Кинематический анализ бега по повороту.

Внутрицикловая скорость общего центра масс в продольном направлении меняется в пределах 1 м/с. В поперечном направлении колебания скорости общего центра масс лежит в диапазоне от +1 до -3 м/с. Статистический анализ результатов биомеханических исследований техники бега по повороту показал, что:

- в отличие от бега на прямой при беге по повороту на всем диапазоне от 11 до 16 м/с просматривается зависимость скорости разгибания в тазобедренном суставе толчковой ноги и линейной скоростью бега ($r = 0,46$);
- наблюдается слабая статистическая связь ($r = 0,46$) между максимальной угловой скоростью отведения бедра в тазобедренном суставе, углом ее достижения и скоростью бега;
- слабая статистическая связь присутствует между максимальной скоростью разгибания в коленном суставе и линейной скоростью бега ($r = 0,40$);
- угловые кинематические параметры сгибания-разгибания, отведения-приведения в голеностопном суставе не имеют статистической связи с внутрицикловой скоростью бега по повороту. При беге по повороту увеличение продольной скорости бега происходит при разгибании толчковой ноги (правой или левой) и может достигать до +1,0 м/с.

3. Максимальные продольные скорости достигаются при беге по повороту до 16 м/с, при беге на прямой - не более 14 м/с. Поперечные скорости (как при беге на прямой, так и при беге по повороту) - не более 3 м/с.

4. Кинематический анализ общего центра масс конькобежца при беге со старта.

При легкоатлетическом старте скорость движения общего центра масс зависит от скорости разгибания толчковой ноги. Скоростно-силовые проявления двигательного аппарата нижних конечностей зависят в том числе и от такого трудотренируемого физического качества, как быстрота. Поэтому результаты в легкоатлетических спринтерских дисциплинах растут очень медленно.

При беге на коньках отталкивание осуществляется скользящим коньком, поэтому конькобежец проигрывает легкоатлету в пути, но выигрывает по времени и величине приложения силы. Биомеханическим условием появления продольной составляющей силы отталкивания является разворот конька толчковой ноги по отношению к генеральному направлению движения. Первые шаги на старте конькобежец делает по типу «беговых» шагов легкоатлета с сильно отведенными наружу стопами. К седьмому шагу (приблизительно на второй секунде разбега) продольная скорость общего центра масс конькобежца достигает 7,5 м/с.

При достижении такой скорости необходимо переходить от «беговых» шагов к «скользящим», так как скорости разгибания толчковой ноги недостаточно для увеличения линейной скорости движения общего центра масс.

5. Чем выше максимальная угловая скорость в коленном суставе толчковой ноги, тем быстрее спортсмен переходит от «беговых» к «скользящим» шагам; разница по времени достижения «критической» скорости, равной 7,5 м/с, в зависимости от квалификации спортсменов может составлять 1 с.

2. Особенности функций равновесия у конькобежцев

Во многих видах спорта важным слагаемым успеха является способность сохранять равновесие. Важна способность сохранять равновесие в беге на коньках, в фигурном катании, где опора имеет очень малую площадь. Выполнение специальных упражнений, направленных, в частности, на совершенствование функции вестибулярного аппарата и обучение навыкам сохранения равновесия, благоприятно сказывается на улучшении спортивных результатов.

В механике равновесие - это состояние, при котором сумма внешних сил и моментов сил, действующих на тело или систему тел, равна нулю. Принято различать три вида равновесия: устойчивое, неустойчивое и безразличное.

Устойчивое равновесие характеризуется тем, что тело возвращается в первоначальное положение при его отклонении. В таком случае возникают силы или моменты сил, стремящиеся вернуть тело в исходное положение. Примером может служить положение тела с верхней опорой (например, вис на перекладине), когда при любых отклонениях тело стремится возвратиться в начальное положение.

Неустойчивое равновесие наблюдается тогда, когда при малых отклонениях тела возникают силы или моменты сил, стремящиеся еще больше отклонить тело от начального положения. Такой случай можно наблюдать, когда человек, стоя на опоре очень малой площади (значительно меньшей площади его двух ног или даже одной ноги), отклоняется в сторону.

Безразличное равновесие характеризуется тем, что при изменении положения тела не возникает сил или моментов сил, стремящихся вернуть тело в начальное положение или еще более удалить тело от него. Это редко наблюдаемый у человека случай. Примером может служить состояние невесомости на космическом корабле.

Наряду с перечисленными видами равновесия тел в биомеханике рассматривают еще один вид равновесия - ограниченно-устойчивое. Этот вид равновесия отличается тем, что тело может вернуться в начальное положение при отклонении от него до некоторого предела, например, определяемого границей площади опоры. Если же отклонение переходит за этот предел, равновесие становится неустойчивым.

Вид равновесия определяет условия сохранения положения тела относительно первоначально выбранного положения. Устойчивость же определяет меру сохранения равновесия. Говоря об устойчивости твердого тела, можно сказать, что она определяется высотой ОЦМ тела над опорой, расстоянием от горизонтальной проекции ОЦМ тела до края площади опоры и величиной площади опоры. Показателем устойчивости является угол, образованный вертикальной линией, проходящей через ОЦМ тела, и линией, соединяющей его с краем площади опоры в направлении, в котором определяется устойчивость тела. Этот угол называется углом устойчивости. Чем больше угол устойчивости, тем выше устойчивость тела в данном направлении.

Суть исследований биомеханики процесса поддержания человеком вертикальной позы в спорте, являющимся динамическим феноменом, методами и средствами компьютерной стабиллографии сводится к установлению качественной и количественной связи между координирующими свойствами человека и нарушениями в работе его нервной системы, а также ведущих сенсорных систем. Методика стабиллографии приобрела актуальное значение в измерении и оценке статодинамической устойчивости в зимних видах спорта, где умение сохранять равновесие определяет спортивный результат: биатлон, фристайл, горнолыжный спорт, хоккей с шайбой и др. При всей сложности комплекса аппаратуры, используемой в методике стабиллографии, спортсмен во время измерений не обременяется креплением датчиков к биоэлементам тела, ему

лишь необходимо встать на стабилографическую платформу и выполнить ряд тестов на равновесие (проба Ромберга, проба Бирюк и др.) либо контрольное упражнение (например, стойка на руках или поворот на 360° в стойке на одной ноге и др.).

По итогам стабилографических обследований даются индивидуальные заключения об уровне и динамике статодинамической устойчивости в структуре функциональной и технической подготовленности спортсменов. Серию тестов можно модифицировать и дополнить в зависимости от контингента испытуемых и задач исследования, а также в соответствии со специфическими требованиями того или иного зимнего вида спорта.

Функции равновесия наиболее развиты у спортсменов зимних видов спорта, соревновательная деятельность которых связана с катанием на коньках: конькобежный спорт (скоростной бег на коньках, шорт-трек), хоккей с шайбой, фигурное катание (одиночное, парное, танцы, синхронное катание). Например, установлено, что конькобежцы и хоккеисты имеют высокие показатели коэффициента «качества функции равновесия», скоростных параметров статокинезиограммы, ортостатической устойчивости, как в покое, так и при функциональных пробах (с закрытыми глазами, проба «мишень») чем индивиды, не занимающиеся спортом. Конькобежцам, хоккеистам и фигуристам, предпочтительным является динамичный характер поддержания равновесия в сложных условиях сохранения поз, нежели статический.

3. Стабилометрические методы обследования конькобежцев

Диагностические стабиллометрические методики

Для оценки статодинамической устойчивости (СДУ) тела спортсмена и системы тел предлагается следующий комплекс тестов:

1. Проба Ромберга усложнённая (вертикальная поза тела, руки вперёд, пальцы разведены, стопы расположены на одной линии «пятка - носок»; выполняется с открытыми глазами - 10 с и с закрытыми глазами - 10 с). Проба позволяет оценить качество координации вертикального положения тела при стоянии в сложной позе; уровень сформированности навыков двигательной сенсорной системы по управлению устойчивости тела; характеризует качество нервно-мышечной активности.

2. Проба Бирюк (сомкнутая стойка на носках, руки вверх, глаза закрыты, фиксировать 15-20 с). Оценивается степень формирования двигательного навыка по поддержанию равновесия при уменьшенной площади опоры без зрительного контроля; тренированность и способность длительное время сохранять сложное равновесие; определяется механизм поддержания СДУ в условиях тренировочного и соревновательного процессов.

3. Проба «Динамическое равновесие» (исходное положение (и.п.) – сомкнутая стойка на носках, руки в стороны; 1 - наклон туловища вперёд; 2 – выпрямиться; 3 – наклон головы назад; 4 – и.п.; 5 – поворот туловища налево; 6 – и.п.; 7 – поворот туловища направо; 8 – и.п.). Оценке подлежат темп - ритм и координация движений, размах колебаний тела по показателям длины кривой колебаний, частота коррекций и время стабилизации устойчивости после телодвижений.

4. Проба «Приземление» (и.п. - сомкнутая стойка на носках, руки в стороны (фиксация 5 с); быстрое опускание на стопы в полуприсед с полунаклоном, руки вперёд – в стороны (фиксация 5 с); встать, руки вниз). По показателям амплитуды колебаний тела и времени стабилизации

устойчивости определяется уровень формирования навыка устойчивого приземления.

5. Проба «Кувырки» (выполнение пяти кувырков вперёд в темпе 1 кувырок за 1 секунду с последующим принятием усложнённой позы Ромберга и фиксацией 10 с - с открытыми и 10 с - с закрытыми глазами). Оценивается уровень вестибулярной и статодинамической устойчивости по показателям биологической обратной связи.

6. Проба «Стойка на руках» (фиксация 10 с - с открытыми глазами и 10 с - с закрытыми). Анализируется качество координации вертикального перевёрнутого положения тела в стойке на руках в сложных условиях поддержания статодинамической устойчивости.

7. Проба «Пирамида колонна вдвоём» (стойка - верхнего ногами на плечах нижнего, фиксировать колонну 5 с - с открытыми глазами, 5 с – с закрытыми глазами верхнего, 5 с - с закрытыми глазами нижнего, 5 с – с закрытыми глазами обоих). Проба позволяет оценить статодинамическую устойчивость пирамиды колонна вдвоём и других равновесий данной структурной группы; индивидуальный вклад спортсменов в двигательное взаимодействие системы тел; выявить ведущего балансера системы.

Оценка СДУ осуществляется по анализу характерных особенностей положения (амплитуды перемещения) ОЦМ во времени, а также по распределению частот колебаний ОЦМ.

Структуру СДУ при выполнении равновесий различной координационной сложности раскрывают следующие элементы:

- позы и положения тела и время их фиксации;
- амплитуда, частота и период колебаний тела и системы тел;
- время стабилизации устойчивости;
- функциональные связи и отношения между всеми структурными элементами.

Наиболее приемлемыми взаимосвязями структурных элементов являются продолжительное время фиксации поз и положений тела, оптимальные амплитуда, частота и период колебаний, малое время стабилизации устойчивости, сформированный темпоритм в динамических равновесиях. Соотношение двух ведущих компонентов СДУ – амплитуды и частоты колебаний тела – имеет свои специфические особенности для различных спортивных специализаций и спортсменов разной спортивной квалификации.

По итогам стабиллографических обследований даются индивидуальные заключения об уровне и динамике СДУ в структуре функциональной и технической подготовленности спортсменов. Серию тестов можно модифицировать и дополнить в зависимости от контингента испытуемых и задач исследования, а также в соответствии со специфическими требованиями того или иного вида спорта.

Исследовательские стабиллометрические методики

Установка спортсменов на платформу производится без обуви, руки расположены вдоль туловища в европейской стойке: пятки вместе (расстояние между пятками 2 см), носки разведены на угол в 30 градусов).

Наиболее распространенные методики:

Тест «Эвольвента»: испытуемый должен двигаться по заданной траектории, называемой эвольвента. Траектория эвольвенты представляет кривую, раскручивающуюся из центра до определенной амплитуды, затем делает несколько кругов и сворачивается опять к центру. Испытуемый должен удерживать свой маркер на маркере, задающем эвольвенту. Способность следящего движения оценивается по средней ошибке слежения за маркером в сагиттальной (MidErrY) и фронтальной (MidErrX) плоскостях; чем больше ошибок, тем ниже точность следящего движения по эвольвенте.

Тест Ромберга состоит из проб с открытыми и закрытыми глазами, проводящимися последовательно. В пробе с открытыми глазами используется визуальная стимуляция в виде чередующихся кругов разного цвета. При этом испытуемому необходимо (для отвлечения внимания) сосчитать количество белых кругов. В пробе с закрытыми глазами для той же цели используется звуковая стимуляция в виде тональных сигналов, которые также необходимо сосчитать.

Для анализа устойчивости позы будут использованы следующие стабиллографические показатели колебаний ЦД:

- ЛСС, мм/сек – средняя линейная скорость колебания ЦД;
- УСС, град/сек – средняя угловая скорость;
- Средняя скорость – изменение направления векторов скорости движения ЦД;
- QX и QY (мм) - среднеквадратическое отклонение ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскостях;
- R (мм) - средний радиус отклонения ЦД;
- LX и LY – длина траектории ЦД по фронтали и сагиттали (мм);
- V (мм/сек) - средняя скорость перемещения ЦД;
- S (мм²) - площадь СКГ;
- SV (мм²/с) – скорость изменения площади статокинезиграммы;
- КФР (%) - качество функции равновесия;
- ELLS (мм²) - площадь эллипса;
- IV (мм/с) - индекс скорости;
- OD (рад/с) - оценка движения;
- ELLE - коэффициент площади доверительного эллипса.

Тест Мишень

Тест проводится в один этап со зрительной обратной связью. Испытуемый, стоящий на платформе, должен отклонением тела удерживать маркер в центре мишени при большом масштабе отображения.

Для анализа необходимо использовать следующие параметры:

- средний разброс смещений общего центра масс (ОЦМ) – средний радиус отклонения ОЦМ. Показатель определяет средний суммарный разброс колебаний ОЦМ: его увеличение говорит об уменьшении устойчивости пациента в обеих плоскостях;

- площади доверительного эллипса (ПДЭ). Это основная часть площади, занимаемой статокинезиграммой, которая характеризует рабочую поверхность площади опоры человека. Увеличение площади говорит об ухудшении устойчивости, а уменьшение – об улучшении;

- качество функции равновесия (КФР). Представляет собой математический анализ векторов смещения ОЦМ относительно осей координат. Полученный коэффициент выражается в процентах. Выбор данного параметра не случаен, так как он является самым стабильным показателем. Чем выше значение параметра, тем лучше устойчивость;

- коэффициент резкого изменения направления движения вектора (КРИНД). В математическом плане вычисление показателя заключается в процентном определении доли тех векторов, угол отклонения каждого из которых отличается от предыдущего вектора более чем на 45° . Считается, что увеличение значений показателя свидетельствует о не рациональном, расточительном использовании энергетических ресурсов организма.

Изометрическое сокращение мышц ног

Методика теста изометрического сокращения ног (ИСМН) предназначена для проведения пробы, позволяющей исследовать динамику усилия стоп. Для проведения методики пациента сажают на стул с задней стороны стабиллоплатформы так, чтобы обе его стопы были установлены на

стабилоплатформе. Положение стоп на платформе должно быть таким, что ось Y делит стопу 1:2 (ближе к пятке), а по оси X ступни равноудалены друг от друга.

Оптокинетический тест

Цель теста - выявить изменения функции равновесия, связанные с влиянием оптокинетического нистагма, вызванного движением по экрану черных и белых полос. Для проведения методики пациента устанавливают на стабилоплатформу и запускают новое обследование, выбрав в списке методик - Оптокинетический тест. Методика состоит из пяти проб:

- фоновая;
- полосы вверх;
- полосы вниз;
- полосы вправо;
- полосы влево.

В конце приводится заключение по результатам теста для проб воздействия в сравнении с фоновой (первой) пробой, указываются величины смещения по фронтали и сагиттали, и во сколько раз изменилась величина девиации в каждой плоскости.

4. Методика измерения скоростно-силовых качеств конькобежцев

Измерительные устройства с обратной биологической связью при скоростно-силовой тренировке конькобежцев

Движения человека начинаются на микроуровне (скольжение нитей актина и миозина), а заканчиваются перемещением сегментов тела в нужном направлении и с определенной скоростью. Анатомическими структурами, обеспечивающими перемещение сегментов тела, являются нервно-мышечный, скелетный, связочный и суставной аппараты человека. Активная часть двигательного аппарата (нервно-мышечная система) развивает усилия во времени, которые в физиологии принято количественно оценивать по зависимостям: «сила-длина», «сила-скорость», «сила-время» - для контрактильного компонента (мышечные брюшки) и «сила-длина параллельного упругого элемента» - для эластического компонента мышц (сухожилия и фасции).

В спорте скоростно-силовые свойства мышц оценивают по результатам тестирования. Тесты можно проводить как в условиях тренировочного процесса (педагогические тесты) так и в условиях лабораторий на специально оборудованных стендах, включающих различное оборудование. К педагогическим тестам относятся: прыжки вверх или в длину, бег на 30 и 60 м и другие упражнения. Результаты педагогических тестирований (например, прыжки вверх, бег на 30 м), обычно выраженные в метрах (высота/длина прыжка) и секундах (время пробегания), отражают уровень скоростно-силовой подготовленности спортсмена на момент тестирования. На результаты таких тестов влияют условия проведения, мотивация, обученность контингента, умение реализовать свой моторный потенциал. Поэтому по итогам педагогического тестирования можно судить только о скоростно-силовых способностях спортсмена, которые лишь частично отражают скоростно-силовые свойства мышц.

Силоизмерительные стенды (тренажеры) позволяют точнее оценить динамические и кинематические свойства мышц, так как искусственная среда, создаваемая стендом, ограничивает свободу в суставах и ставит спортсменов различной квалификации в одинаковые условия (независимо от координационных способностей).

На рисунке 3 представлены силоизмерительные стенды в процессе их развития начиная со сравнительно простых до агрегатированных на самом высоком аппаратно-программном уровне, как Biodex. Одно из главных преимуществ тестирования на стендах - наличие обратной связи с испытуемым в режиме реального времени. Компьютеризация силоизмерительных устройств, высокопроизводительные аналого-цифровые преобразователи (АЦП), современное многозадачное программное обеспечение позволяют выводить на экран мониторов в режиме близкому к реальному времени большое количество биомеханических параметров.

Например, на силоизмерительном стенде Biodex, кроме момента в суставе на экран монитора можно вывести профили угловой скорости и миограммы. Объем и содержание информации предоставляемой тренеру и спортсмену зависит от целей и задач тестирования уровня теоретической подготовленности тренера и спортсмена.

Процесс обмена информацией между измерительным устройством спортсменом и тренером можно отнести к одной из форм биологической обратной связи (БОС), которая может рассматриваться как учебный процесс, направленный на совершенствование скоростно-силовой подготовки, с помощью контроля сигналов, идущих от двигательного аппарата спортсменов. Биологическая обратная связь широко распространена в медицинской практике для обучения контролю мышечного напряжения/расслабления.

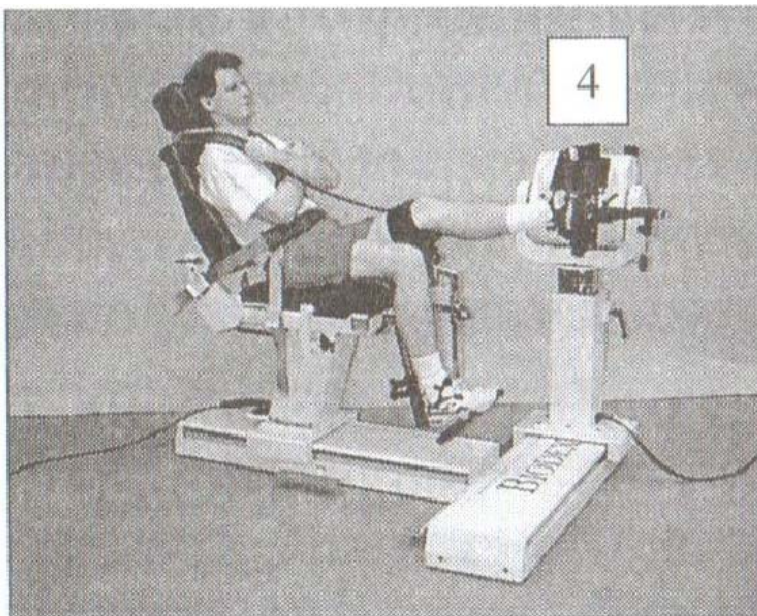
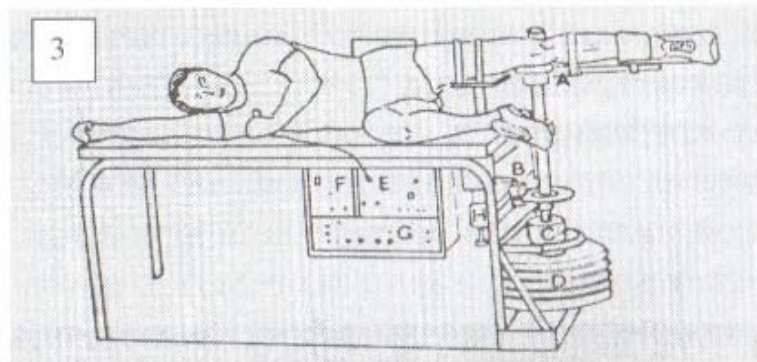
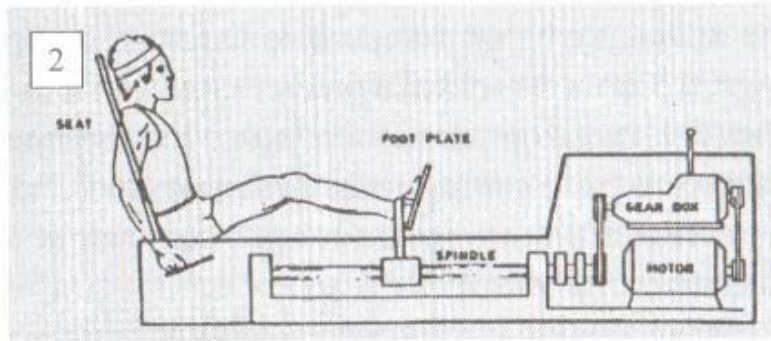
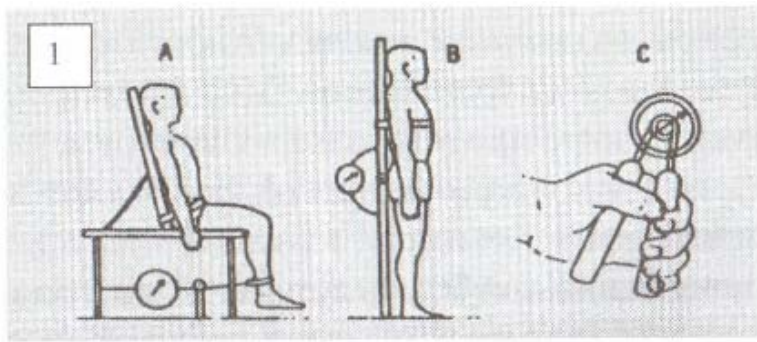


Рис. 3. Силоизмерительные стенды: 1 - стенд Коробкова-Черняева (измерения изометрической силы); 2 - стенд, разработанный Ю. В.

Верхошанским для оценки компонентов взрывной силы; 3 - прототип системы Biodex с инерционными устройствами; 4 - система Biodex.

Благодаря современному аппаратно-программному обеспечению появились устройства, передающие нейробиомеханические сигналы нашего тела в виде звуковых/визуальных стимулов. В медицине и психологии существует несколько видов биологической обратной связи. БОС, основанная на измерении мышечного напряжения является весьма эффективным способом снятия мышечных спазмов или чрезмерной мышечной напряженности («зажатости») при выполнении сложно-координационных двигательных действий.

Изокинетическая динамометрия

Движение в коленном суставе при проведении изокинетической динамометрии характеризуется постоянством заданной угловой скорости, вне зависимости от силы мышечного сокращения, при этом сопротивление возрастает эквивалентно приложенной силе. Изокинетическая динамометрия применяется в клинической практике для оценки силы мышц при восстановительном лечении, в спорте - при определении слабых звеньев подготовки, а также с целью тренировки. Тренировка может проводиться на скорости, характерной для специального спортивного движения. Тестирование и тренировка осуществляются на низких (0-60°/с), средних (60-180°/с), высоких (180-300°/с) и очень высоких (300°-1000°/с) угловых скоростях. Пиковый вращающий момент (ньютон-метр, Н•м) свидетельствует о максимальной силе данной мышечной группы, его соотношение с весом тела позволяет проводить сравнение с эталонными среднепопуляционными показателями.

Движение при тестировании на изокинетическом динамометре не является функциональным, однако корреляция между показателями

изокинетического тестирования и скоростно-силовыми характеристиками спортивного движения была получена во многих видах спорта. В частности, значимые корреляционные связи определены между пиковым вращающим моментом четырехглавой мышцы бедра при изокинетическом тестировании сгибания/разгибания в коленном суставе на $60^\circ/\text{с}$ и тестом “прыжок на одной ноге”. Также установлены значимые корреляционные связи между спортивными результатами при беге на 5000 м в конькобежном спорте и показателями силы разгибателей коленного сустава на средних и высоких скоростях тестирования (150 , 210 и $300^\circ/\text{с}$). Известно, что пиковый вращающий момент на низкой угловой скорости (до 180° в секунду) свидетельствует о максимальной произвольной силе мышцы, на средней и высокой (180° в секунду), отражает силовую выносливость.

При изокинетическом тестировании, как основном методе оценки силовых возможностей, определяется мышечное усилие, которое спортсмен способен приложить для того, чтобы устройство двигалось с постоянной угловой скоростью, измеряемой в радианах в секунду (от лат. *isos*- равный, *kinetic* - движение). Чаще всего зарубежные исследователи используют измерения при угловых скоростях от $0,15$ до $3,14$ рад/с. Этим методом можно измерить достаточное количество параметров, в том числе и асимметрию силы четырехглавой мышцы бедра (квадрицепса) на ногах. Следует также сказать, что выраженная асимметрия силы мышц левой и правой нижних конечностей, а также значительная асимметрия сил мышц сгибателей и разгибателей, является фактором, предрасполагающим к травматизму.

Несмотря на все достоинства изокинетических тестов, многие специалисты говорят о том, что тесты со свободными весами, более точно отражают силовые способности спортсменов. Более того, свободные веса в практической работе используются многими командами, обеспечивая потенциал для совершенствования многозначной функциональной тестирующей программы в непосредственной связи с силовой тренировкой.

5. Методы видеоанализа движений в конькобежном спорте

Неоспоримые успехи развития спортивной кинезиологии и восстановительной медицины последних десятилетий тесно связаны с внедрением в повседневную спортивную практику компьютерной техники.

Новые методы коррекции движения включают в себя различные виды так называемой «сенсорной терапии» с применением аппаратных методов коррекции движений (многоканальная программируемая электростимуляция мышц при ходьбе, функциональное биоуправление, эмуляция ходьбы и т.п.) и технических средств реабилитации (рефлекторно-нагрузочные устройства).

Однако включение тех или иных высокотехнологичных методов помощи спортсменам с ошибками в технике движений в индивидуальную тренировочную программу должно быть не только анатомически обоснованным, но и оптимальным по соотношению цена/эффективность. Это требование сегодняшнего дня невозможно выполнить без подробного биомеханического анализа структуры двигательных нарушений, имеющих у конкретного спортсмена. Понимание базисных механизмов организации локомоций и количественная оценка их нарушений позволяет тренеру, спортивному врачу или биомеханику оптимизировать составление программы тренировки спортсмена с ошибками в технике движений, провести мониторинг спортсмена на этапах реализации составленной программы, дать экспертную оценку ее эффективности.

В мировой практике для этих целей используются механические, магнитные и оптические инструментальные системы захвата и анализа движений, позволяющие получать объективные количественные данные о локомоторных особенностях спортсмена. Механические (контактные) системы используют двух- или трехкомпонентные цифровые электрогониометры, позволяющие производить регистрацию движений с высокой точностью. Однако использование кабелей ограничивает свободное

перемещение испытуемого и искажает его естественный двигательный стереотип. Этому недостатка лишены системы, позволяющие исследовать движения дистанционно, т.е. бесконтактно.

Магнитные бесконтактные системы основаны на регистрации изменения электромагнитного излучения передатчиков, расположенных на теле испытуемого. Ограничителем применения магнитных систем является низкая помехоустойчивость, не позволяющая одновременно регистрировать количество датчиков, необходимое для исследования целостного двигательного акта, например, ходьбы. Как и механические, магнитные системы могут использоваться только в лабораторных условиях, поскольку принимающие устройства должны быть расположены в непосредственной близости от испытуемого.

В связи с этим оптимальным для специалиста является применение оптических (оптико-электронных) систем регистрации и анализа движений. Оптико-электронные системы позволяют исследовать движение бесконтактно, что исключает возможность его искажения, и могут использоваться не только в условиях биомеханической лаборатории.

Система видеоанализа движений использует высокоскоростные инфракрасные камеры, тензо- платформы, камеры позволяют компьютерной системе анализировать до 18 000 сигналов в секунду, обработка полученных данных ведется с использованием специальных компьютерных программ (например, "Motion analysis") (рис. 4). Результаты видеоанализа движения обрабатываются совместно с результатами, полученными с тензоплатформ, которые воспринимают скорость и силу отталкивания спортсмена при выполнении определенных упражнений, характер распределения усилий.



Рис. 4. Система видеоанализа движений

Результатом сложного многофакторного обследования становится выявление функциональной нестабильности суставов, определение ложного стереотипа движения, определение скорости движения различных суставов и тем самым выработка рекомендаций по коррекции движений спортсмена либо показаний к оперативному или консервативному лечению. Данные методики позволяют тренировать спортсмена, формируя правильный стереотип движения используя за основу идеально выполненное движение и рассчитанное с помощью системы видеоанализа.

Методика (на примере аппаратного комплекса «Видеоанализ движений»)

Недавно был разработан компьютерный комплекс «Видеоанализ движений», функционирующий с использованием видеоборудования различных форматов: VHS, S-VHS, DIGITAL VIDEO. Регистрация кинематических параметров движений в зависимости от используемого аппаратно-программного обеспечения возможна с различной частотой: 25-50

Гц (PAL) и 30-60 Гц (NTSC). В минимальной конфигурации достаточно использовать всего лишь одну видеокамеру со стандартным вводом видеоизображений в компьютер.

Аппаратная и программная части комплекса позволяют в настоящее время воссоздавать и анализировать кинематические параметры шага и других движений в т.н. "плоской", двумерной модели, что, естественно, вносит определённые ограничения в проведение биомеханических исследований.

Аппаратная часть комплекса «Видеоанализ движений» состоит из: видеокамеры (например, Panasonic F15); лампы подсветки; тест-объекта; световозвращающих маркеров; компьютера; платы видеозахвата, записывающей видеоряд на жесткий диск компьютера. Программная часть видеоанализирующего комплекса выполняет следующие операции:

- пересчет из 25 полных кадров в 50 полукадров
- автоматическая обработка координат маркеров тела человека;
- перерасчет координат из базиса видеокамеры в инерциальный базис (по методу линейной трансформации и его модификаций); - численное сглаживание кинематических характеристик;
- графическое представление биомеханической информации (в т.ч. построение фазовых траекторий «угол-угловая скорость», графиков зависимости между углами в суставах, т.н. «угловых синкинезий»).

Программное обеспечение комплекса «Видеоанализ движений» позволяет создавать любые плоские многозвенные модели (в виде «палочковой» мультипликации) с целью исследования наиболее сложных биологических двигательных актов, к которым относятся локомоции человека.

Кинематика «палочковой» мультипликации синхронизирована меткой на графиках угловых и линейных кинематических характеристик, что

позволяет дополнить иллюстративно-пояснительный метод анализа локомоций количественными параметрами движения человека.

Программное обеспечение комплекса «Видеоанализ движений» дает возможность строить усредненные профили суставных углов, угловых скоростей, рассчитывать стандартные отклонения, производить сравнительный анализ результатов исследования нескольких испытуемых или одного испытуемого в разные периоды времени, использовать для сравнения эталонные варианты. Результаты исследований хранятся в единой базе данных и могут быть экспортированы в Microsoft Office.

Положение маркеров. Световозвращающие (отражающие направленный свет) маркеры диаметром 2,5 см размещали с латеральной стороны тела в области проекции центров вращения в суставах (плечевом, тазобедренном, голеностопном), а также на дистальной части стопы (рис.1 А, левый).

Калибровка камеры. При калибровке камеры тест-объект (равнобедренный прямоугольный треугольник с длиной катета 1,14 м) располагали посередине локомоторной дорожки.

Регистрация кинематических характеристик локомоций. Для получения четкого изображения время выдержки кадра устанавливают равным 1/500 с. Производится видеосъемка движения с правой и левой стороны тела. Частота регистрации 25 Гц (режим PAL). Расстояние между испытуемым и камерой выбирают с учетом оптимального масштабного коэффициента, который зависит от расстояния до объекта съемки и фокуса камеры. Оптимальное сочетание этих двух параметров способствует тому, что с одной стороны, не увеличивается ошибка определения координат, с другой стороны, удается избежать артефактов - краевых и перспективных искажений, связанных с оптическими аберрациями регистрирующей и воспроизводящей аппаратуры.

Трансфокатором видеокамеры подбирают такое фокусное расстояние, чтобы в поле видения камеры попадали два последовательных двойных шагов цикла.

Направление отсчета углов в суставах. Угол в тазобедренном суставе отсчитывают между продольными осями туловища и бедра со стороны вентральной поверхности тела испытуемого. Угол в коленном суставе отсчитывают между продольными осями бедра и голени с дорсальной стороны. Угол в голеностопном суставе отсчитывают между продольными осями голени и стопы со стороны передней поверхности голени и тыльной поверхности стопы.

Заключение

Спортивный результат в конькобежном спорте является интегральным показателем, зависящим от многих факторов, в том числе: от физических качеств, психологической, тактической и технической подготовленности на время проведения соревнований. Методика стабилотграфии приобрела актуальное значение в измерении и оценке статодинамической устойчивости в конькобежном спорте. Стабилометрические методы решают ряд актуальных спортивно-педагогических задач: 1) исследование статодинамической устойчивости тела спортсмена и системы тел, количественная и качественная оценка этой устойчивости, дополнение знаний о спортивной технике упражнений; 2) осуществление контроля качества обучения упражнениям, связанным со сложным двигательным навыком сохранения равновесия тела; 3) определение функционального состояния организма спортсмена по показателям статодинамической устойчивости; 4) определение уровня и динамики тренированности функции балансирования в системе взаимодействующих тел; 5) проведение прогнозирования и профессиональный отбор спортсменов в команду. При видеоанализе бега на коньках осуществляется многофакторный и объективный анализ нейромышечных и биомеханических параметров движения конькобежцев, включая анализ движения различных сегментов тела (например, анализ маховых движений верхних конечностей), постурографический анализ и др. Дополнительное использование силовых пьезо-электрических платформ в конькобежном спорте позволяет оценить кинематические параметры движения, векторы приложения силы, определить углы и динамику движения, оценить силу ног и координацию. Таким образом, применение информации о биомеханике скоростного бега на коньках позволяет повысить эффективность подготовки спортивного резерва в конькобежном спорте.