

МИНИСТЕРСТВО СПОРТА РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ «ЦЕНТР СПОРТИВНОЙ ПОДГОТОВКИ
СБОРНЫХ КОМАНД РОССИИ»

АНАЛИТИЧЕСКОЕ УПРАВЛЕНИЕ ФГБУ «ЦЕНТРА СПОРТИВНОЙ
ПОДГОТОВКИ СБОРНЫХ КОМАНД РОССИИ»

Для ограниченного пользования

ОСОБЕННОСТИ ПОДГОТОВКИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ ЗИМНИХ ВИДОВ СПОРТА

Сборник информационных материалов

Рекомендовано к изданию методической комиссией
при Экспертном совете по вопросам организации
подготовки и участия спортивных сборных команд
Российской Федерации в Олимпийских играх
Минспорта Российской Федерации



ТВТ Дивизион
Москва 2012 г.

Сборник информационных материалов подготовлен по материалам
зарубежной печати Аналитическим Управлением ФГБУ «ЦСП»

*Редакционная коллегия ФГБУ «Центра спортивной
подготовки сборных команд России»:*

А.М. Кравцов (главный редактор), А.Г. Абалян, С.П. Евсеев,
Е.Б. Мякинченко, Т.Г. Фомиченко,
С.Л. Хоронюк, М.П. Шестаков (зам. главного редактора),
Ю.Н. Шилин (ответственный секретарь)

Особенности подготовки высококвалифицированных спортсменов
зимних видов спорта: Сборник информационных материалов. — М.: ТВТ
Дивизион, 2012. — 140 с.

ISBN

Информационные материалы содержат описание особенностей технической подготовки лыжников высокого класса, вопросов, связанных с разработкой специальных тестовых заданий, использование которых позволяет диагностировать уровень их подготовленности, особенностей использования обычной и интервальной гипоксической тренировки для повышения работоспособности высококвалифицированных спортсменов.

Сборник предназначен для тренеров и кандидатов в сборные команды, а также специалистов различных научных направлений, принимающих участие в подготовке спортсменов высокого класса зимних олимпийских видов спорта.

УДК

ISBN

© Минспорта России, 2012
© Оформление ТВТ Дивизион, 2012

Использование имитации одновременного (двойного) хода для изучения особенностей распределения нагрузки между большой круглой мышцей и широчайшей мышцей спины.....	4
Определение мышц антагонистов большой грудной мышцы при выполнении «двойного отталкивания» в процессе конькового хода в лыжных гонках	13
Разработка и тестирование эргометра, выполненного по специальному заказу для измерения мощности верхней части тела лыжника	22
Тестовые концепции для спринтерских забегов в лыжных гонках.....	30
Тренировочные нагрузки лыжников в подготовительный период подготовки	41
Анализ тренировок проводимых в условиях высокогорья спортсменов, специализирующихся в зимних видах спорта	54
Интервальная (периодическая) гипоксическая тренировка	77
Контроль скорости при использовании техники одновременного хода высококвалифицированными лыжными гонщиками	86
Биомеханический анализ техники передвижения классическим ходом профессиональных лыжных гонщиков	116

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ИМИТАЦИИ ОДНОВРЕМЕННОГО (ДВОЙНОГО) ХОДА ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ОСОБЕННОСТЕЙ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРУЗКИ МЕЖДУ БОЛЬШОЙ КРУГЛОЙ МЫШЦЕЙ И ШИРОЧАЙШЕЙ МЫШЦЕЙ СПИНЫ

L. J. Holmberg and A. M. Lund

Кафедра технических наук, физики и математики,
Mid Sweden University, Швеция, г. Эстерсунд (Ostersund)

Было проведено несколько исследований, целью которых стало изучение биомеханики одновременного (двойного) хода (DP). Большинство из них основано только на экспериментальном тестировании (2-4,7).

Holmberg L. J. и Wagenius (1) описали попытку использования «имитационной модели» верхней части тела спортсмена для изучения биомеханики DP (разработанная модель, включала в себя мышцы только верхней части тела).

Проведенные исследования показали высокую степень совпадения полученных в процессе экспериментов результатов с результатами экспериментов, опубликованными в литературных источниках о последовательности мышечной активации руки.

Однако представленная «имитационная модель», отражающая в определенной степени работу верхней части тела лыжника, вероятно, ограничена в применении, т.к. **результаты проведенных исследований** (Holmberg Н.-С. и соавт.) показали, что основную роль в процессе одновременного (двойного) хода (DP) играют мышцы не верхних, а нижних конечностей, в данном случае – сгибатели бедра.

Помимо того, что двойной ход является важным компонентом лыжных гонок, он так же хорошо поддается моделированию, потому что движения, в основном, происходят в сагиттальной плоскости. В результате двумерные движения (2D) легче реализовать при моде-

лировании в отличие от трехмерного движения (3D), тем более, что требования к оборудованию при съемке 2D намного меньше в отличие от съемки 3D.

В процессе исследований (Holmberg Н.-С. и соавторы) у группы высококвалифицированных лыжников были обнаружены два различных варианта DP.

Обнаруженные различия заключались в отведении руки и величине угла в локтевом суставе при махе палками. Более квалифицированные и лучше подготовленные лыжники выполняли более значительное по амплитуде отведение руки, и в локтевом суставе у них образовывался меньший по величине угол при махе палками по сравнению с менее квалифицированными лыжниками.

Согласно результатам электромиографических исследований, различия между двумя вариантами двойного хода также состояли в распределении нагрузки между **большой круглой мышцей** (ТМ) и **широчайшей мышцей спины** (LD). Вариант двойного хода, отличающийся более значительным отведением руки и меньшим «локтевым углом» при махе палками характеризовался тем, что ТМ подвергалась большей по величине нагрузке. Это выразилось в гораздо более значительном увеличении электрической активности ТМ, в отличие от LD.

При компьютерном моделировании можно выделить и изменить одну из переменных, сохраняя при этом остальные, в неизменном виде. Так же может быть выполнен выбор оптимальных вариантов и получены ответы на вопросы типа «что если». Например, что произойдет, если ногу использовать более динамично при DP?

Целью данной работы является изучение любой причины влияющей на изменение распределения нагрузки между ТМ и LD во время двойного хода с помощью применения опорно-двигательной модели человеческого тела при условии, что это распределение вообще будет возможно выявить.

Методы

Обратная динамика может рассматриваться в том случае, когда заданное движение управляет многокомпонентной моделью и внутренние силы необходимы для воссоздания искомого движения.

В случае опорно-двигательной обратной динамики мышцы генерируют внутренние силы и работают в качестве силовых приводов на

костях. Основные затруднения заключается в том, что человеческое тело состоит из большого количества мышц, которые необходимы для выполнения какого-либо специфического движения. Таким образом, критерий оптимизации минимальной усталости в данном случае используется для разрешения проблемы силового обмена (распределение нагрузки между мышцами).

«Имитационная модель», состоящая из модели тела и граничных условий, была реализована в системе моделирования AnyBody (версия 1.3.0 технология AnyBody A/S, Ольборг, Дания). Это программное обеспечение является основной системой моделирования для опорно-двигательной обратной динамики основанной на декартовых координатах и уравнениях движения Ньютона-Эйлера.

Модель тела состоит из мышц, костей и суставов. В процессе работы в качестве базовой модели была использована общедоступная 3-D модель всего тела (AnyScript Model Repository – version 3, The AnyBody Project, Aalborg University, Aalborg, Denmark) с примерно такой же длиной конечностей и инерционными свойствами как у испытуемых.

Данная модель состоит примерно из 452 отдельных мышц и 29 костей при условии, что все мышцы имеют постоянную силу и не содержат в себе какие-либо свойства пассивного элемента. Поскольку мышцы моделированы как линейные элементы, распространяющиеся от одной точки к другой, большинство мышц делится на несколько частей. **Большая круглая мышца** разделена на 6 линейных мышц, а **широчайшая мышца спины** на 5. Для того чтобы облегчить заснятые 2D движения для управления 3D общей моделью тела в моделирование тела был добавлен 2D манекен. В процесс моделирования так же была добавлена пара лыжных палок. В общем, для имитации использовалась модель тела лыжника, состоящая из 40 жестких тел. Лыжи были добавлены только с целью визуализации.

Граничные условия для моделирования были взяты из неопубликованной рукописи Holmberg L. J. с соавторами.

Тренированный лыжник был зафиксирован на видео камеру с использованием DP эргометра, специально разработанного для DP тестирования (рисунок 1).

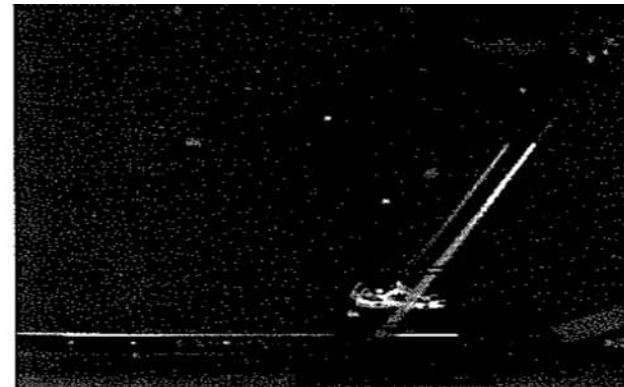


Рисунок 1. Спортсмен на DP эргометре

Этот аппарат (рисунок 1) представляет собой модифицированный гребной эргометр. Лыжник встает на подиум выше направляющей.

Эргометр состоит из палок, прикрепленных к металлической перекладине, установленной на скользящей платформе, которая соединяется с фиксированной шкив-системой с помощью шнура. Шкив соединен с цепью, которая управляет пневматическим тормозным моховиком при помощи зубчатого колеса.

Динамометрические элементы (U98 I kN, HBM, Germany) были установлены на палки для измерения силы отталкивания палками напрямую. Динамометрические элементы были присоединены к измерительной системе (SpiderS and catmanExpress version 4, HBM, Germany) для отображения движения в реальном времени и записи силы отталкивания палками. Сила измерялась при частоте 100 Гц во время серий измерений длительностью 30 секунд. В то же время движение в сагиттальной плоскости захватывалось при 25 Гц при помощи цифровой видео камеры (DCR-TRV50E, Sony Corporation, Japan). При изучении отдельных кадров видеосъемки продолжительность цикла составляла примерно в 1,4 с. Из полного цикла 15 кадров были использованы для извлечения выбранных суставных углов, кривизны позвоночника и положения палки.

Во время имитации двойного хода ноги находились в фиксированном состоянии. Приводными углами на теле были: лодыжка, колено, бедро, плечо, локоть и запястье. Кроме того, в процессе имитации движения рассматривалось изменение положения позвоноч-

ника и палки. Положение конца палки изменялось для выражения кинематики. На рисунке 2 представлено моделирование кинематики движения лыжника.

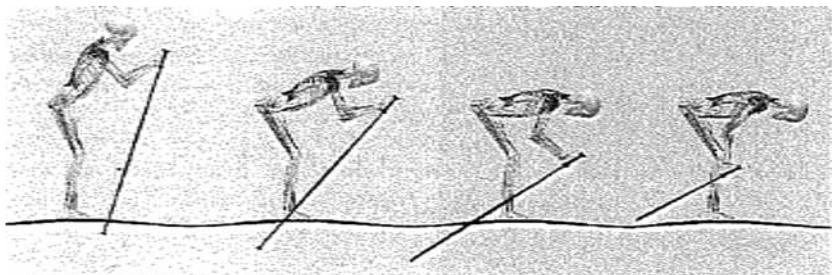


Рисунок 2. Визуализация измеренной кинематики движения, которая была использована в качестве граничных условий при моделировании

Величина силы отталкивания палками была уменьшена в целях соответствия модели, использованной при моделировании. Важно отметить, что в дальнейшем характеристики силы отталкивания палками не подвергались изменениям.

Были проведены три имитации фазы движения вперед для изучения роли отведения руки и «локтевого угла» при махе палками для распределения нагрузки между ТМ и LD. При каждой имитации (рисунок 3) расстояние между рукой и верхней частью тела, отведение руки и «локтевой угол» различались по величине. Все остальные переменные остались неизменными.



Рисунок 3. Три варианта имитации фазы движения лыжника вперед

Расстояние от запястья до плеча при махе палками для имитации 1, 2 и 3 (слева на право) составили: 42, 37 и 33 см соответственно, создавая различия в отведении руки и «локтевом угле» для каждой имитации.

Результаты

Как видно по данным, представленным на рисунках 4, 5 и 6 при махе палками с наибольшим отведением руки и небольшим «локтевым углом» распределение нагрузки между ТМ и LD изменилось.

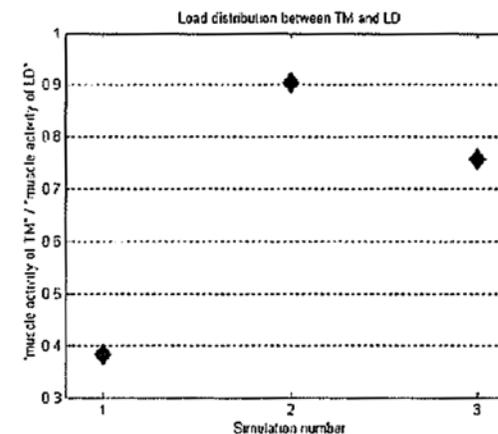


Рисунок 4. Соотношение распределения нагрузки между ТМ и LD

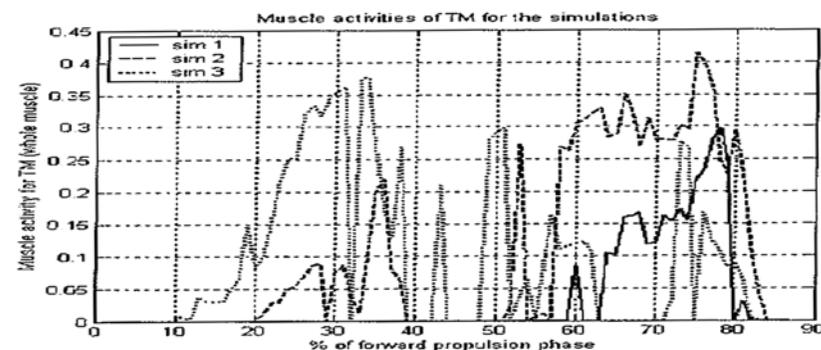


Рисунок 5. Мышечная активность ТМ во время всех имитаций

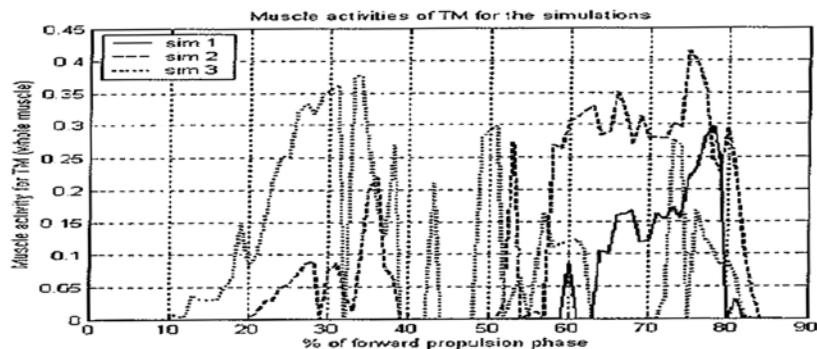


Рисунок 6. Мышечная активность LD во время всех имитаций

Рисунок 4 демонстрирует, что при сравнении имитации 1 и 2, ТМ выполняет больше нагрузки по сравнению с LD. Соотношение в распределении нагрузки между исследуемыми мышцами во время имитации 3 несколько снизилось по сравнению с имитацией 2.

Рисунки 5 и 6 демонстрируют, что при имитации 3 и ТМ и LD развивают большую активность в первой половине фазы движения вперед в отличие от второй. В имитациях 1 и 2 все происходит наоборот.

Во время различных имитаций движения конец палки в горизонтальной плоскости находился практически на одинаковом расстоянии от лыж (± 0.2 см), в сагиттальной плоскости положение конца палки менялось в диапазоне ± 20 см.

Обсуждение результатов исследований

На основании полученных в результате проведенных исследований данных стало возможным сделать следующие выводы:

1. Мышечная активность *большой круглой мышцы* (ТМ) увеличилась больше чем у *широчайшей мышцы спины* LD при варианте двойного хода с большим отведением руки и меньшим «локтевым углом» во время маха палками;
2. Результаты проведенных исследований совпадают с результатами экспериментов опубликованными ранее (2);
3. Является возможным изучение распределения нагрузки между ТМ и LD при помощи DP имитации. Однако существуют

определенные сомнения по поводу достаточной надежности используемой модели при DP имитации, для понимания преимуществ двойного хода на лыжах (DP).

Существуют следующие ограничения в модели имитации двойного хода.

Во-первых: граничные условия выведены по результатам измерений, полученных при использовании DP эргометра, а так же при использовании DP эргометра и «натурального» двойного хода в условиях снега возникли определенные различия в кинематике движений. В связи с этим необходимо внимательно изучить полученные результаты, прежде чем делать окончательные выводы.

Во-вторых: показатели силы отталкивания палками были одинаковыми во всех трех имитациях (условие организации эксперимента), что явно не может соответствовать реальным условиям передвижения на лыжах на различных участках всей трассы.

В-третьих: «имитационная модель» имеет много недостатков. Существует большое количество неясностей в антропометрических данных, а так же некоторая степень численных ошибок. Например, несколько шагов, обычно 2-4 из 101 при каждой имитации вызывают мышечную активность в районе 100-1000 раз больше, чем остальные. В связи этим показатели мышечной активности при выполнении данных шагов были приведены в соответствие с остальными.

1. Holmberg, L. J., and Wagenius, P. A biomechanical model of a double-poling skier. In: Milburn, P. (ed), University of Otago, International Society of Biomechanics XIXth Congress; the human body in motion, CO Rom Abstracts and Proceedings, Dunedin, New Zealand, 6-11 July 2003.
2. Holmberg, H-C., Lindinger, S., Stoggl, T., Eitzlmair, F., and Muller, B. Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers. *Med. Sci Sports. Exerc.* 37(5);807-818, 2005.
3. Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., and Clifford, P.S. Poling forces during roller skiing; effects of grade. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 30: 1637-1644, 1998.
4. Millet, G. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., and Clifford, P. S. Poling forces during roller skiing; effects of technique and speed. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 30: 1645- 1653, 1998.
5. Nilsson, J., Holmberg H-C., Tveit, P., and Hallen, J. Effects of 20s and 180s double poling interval training in cross-country skiers. *Eur. J Appl Physiol.* 92: 121-127, 2004.
6. Saltin B. The physiology of competitive c.c. skiing across a four decade perspective; with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In: *Science and Skiing*, B. Muller, B. Kornexl, C. Raschner (eds.). Cambridge; Chapman & Hall, 1997, pp. 435-469.
7. Smith, O. A., Fewster J. B., and Braudt, S. M. Double poling kinematics and performance in cross-country skiing. *J. Appl. Biomech.* 12: 88-103, 1996.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЫШЦ АНТАГОНИСТОВ БОЛЬШОЙ ГРУДНОЙ МЫШЦЫ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ДВОЙНОГО ОТТАЛКИВАНИЯ В ПРОЦЕССЕ КОНЬКОВОГО ХОДА В ЛЫЖНЫХ ГОНКАХ

*A.M. Lund u L.J. Holmberg
Кафедра инженерии, физики и математики,
Mid Sweden University, Ostersund*

На современном этапе развития лыжного спорта лыжные гонки представляют собой сложный сбалансированный комплекс движений с высокой производительностью как нижних, так и верхних конечностей (Saltin 1997). Исследование Holmberg (2005) показало, что для эффективного выполнения техники двойного хода, основу которого традиционно определяет работа верхних конечностей также важна высокая производительность работы всего тела лыжника.

Большинство тренеров и спортсменов согласны с тем утверждением, что среди лыжников специализирующихся в лыжных гонках распространена «округлая форма плеча». Округлое плечо задерживает, поднимает и наклоняет вперед плечевой пояс (Kendall 1993). Такое появление округлой формы плеча часто встречается в комбинации с короткой большой грудной мышцей.

Большая грудная мышца участвует в определенных движениях плеча (Wells 1966). В цикле отталкивания большая грудная мышца работает как разгибатель для передней части тела (Holmberg 2005) и как сгибатель для задней части тела, выполняя работу, в качестве сгибателя в возвратной фазе цикла отталкивания. Если большая грудная мышца короткая, то можно предполагать, что недостаточное увеличение длины мышц при маятниковообразном движении может ограничить диапазон движений в целом.

При некоторых вариантах техник лыжных гонок, например, таких, как двойное отталкивание при коньковом ходе (одновременный ход коньком) (V_2a), определенном Nilsson (2003) и Holmberg (1996),

важен большой диапазон движений «назад» для маятникового рычага (Lindinger 2001).

Magnusson (1998) высказал мнение о том, что повторные растяжения мышцы увеличивают амплитуду движений. Пассивное сопротивление мышц не снижается путем растяжения, а скорее остается постоянным. Вместо этого, силовые тренировки увеличивают пассивное сопротивление.

Существует *три основных этапа активации* в фазе отталкивания при двойном отталкивании (одновременном ходе): 1) сгибателей туловища и бедра, 2) разгибателей плеча, 3) разгибателей локтя (Holmtierg и соавторы, 2005). Разгибатели плеча являются единственной группой мышц, которые в основном развивают усилие в фазе отталкивания. Это, вероятно, также имеет место при двойном отталкивании конькового хода в лыжных гонках (одновременный ход коньком).

Целью данной работы является изучение маятникового рычага при двойном отталкивании конькового хода (одновременный ход коньком) в лыжных гонках. Для этого была сделана попытка выявить мышцы, которые являются антагонистами большой грудной мышцы при выполнении исследуемых специфических движений.

Методы

Данное исследование было проведено при помощи биомеханической имитации, осуществленной при помощи системы AnyBody Modeling версии 1.3.0 (AnyBody Technology P15, Aalborg, Denmark). Программное обеспечение опорно-двигательного моделирования основывалось на обратной динамике. Эта система моделирования использует движения в качестве входной информации и рассчитывает показатели мышечной силы.

Была выполнена имитация работы верхней части тела в процессе двойного отталкивания при коньковом ходе в лыжных гонках. Для выявления антагонистов большой грудной мышцы было установлено пассивное сопротивление мышцы, путем регулирования длины сухожилий мышцы в модели. Мышцы, которые увеличили свои силовые показатели при увеличении пассивного сопротивления большой грудной мышцы, были предположительно приняты в качестве ее антагонистов.

Модель

В данной имитации использовалась общедоступная трехмерная модель человеческого тела из четвертого хранилища системы моделирования «Anybody modelling system», которая включает бедро, туловище и руки (рис.1). В целом модель состояла из 9 сегментов с мышцами.



Рисунок 1. Визуализация модели тела «Anybody modelling system» (лыжные палки были включены только с целью визуализации)

Моделирование мышц: кроме серийной упругой составной части, большая грудная мышца смоделирована как мышца подобная бедру (Zajac 1989). Все остальные мышцы имеют постоянную силу и не имеют свойств пассивного элемента. Мышцы смоделированы как линейные составные части, переходя от одной точки к другой. Большинство мышц, таким образом, разделено на несколько частей. Большая грудная мышца разделена на 10 линейных мышц: 5 начинается от грудной клетки, 5 от ключицы.

Калибровка сухожилий: эластичный элемент сухожилия был калиброван при помощи программного обеспечения в состоянии мышечного покоя. *Состояние покоя* (условие проводимого эксперимента) — это *положение*, в котором начинается натяжение сухожилия. Данное положение было измерено у одного испытуемого для получения приблизительной величины состояния покоя, связанной с положением ключицы относительно туловища у обследуемого испытуемого.

Движение: движение верхней части тела во время двойного отталкивания при коньковом ходе было измерено у высококвалифицированных спортсменов с помощью системы фиксации движений VICON (Vicon Motion Systems, Ltd., Oxford, England). Даже если эта

запись была выполнена только в целях демонстрации, это были лучшие «двигательные данные» о перемещениях на момент проведения данного исследования (мнение автора). Суставные углы определялись каждые 0,2 секунды системой VICON.

Ограничения: за исключением ограничений модели тела, плечо было фиксировано относительно туловища и внешние силы, такие как: силы, исходящие от лыжных палок, или нагрузка на опорную поверхность не были приняты во внимание. Лыжные палки были задействованы только в целях визуализации (рис.1), масса и инерционные свойства не учитывались.

Результаты

У обследованных испытуемых при состоянии покоя «угол горизонтального вытягивания плеча» (HE) составил 40°. Поэтому для изучения были выбраны движения при HE составляющем 21° и 45°, которые так же получили название «наивысшее пассивное сопротивление» и «самое низкое пассивное сопротивление», соответственно. Два следующих рисунка (рис. 2, 3) продемонстрировали силу сухожилий средней части большой грудной мышцы во время маятниковых движений руки.

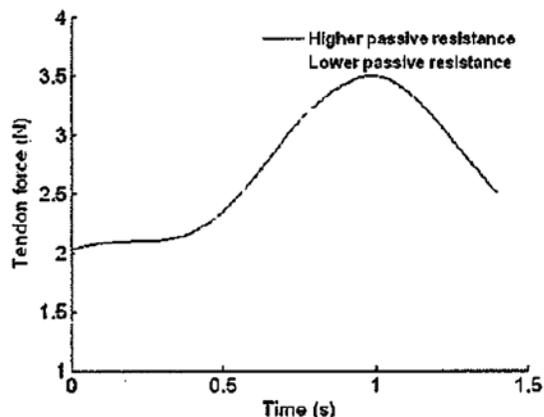


Рисунок 2. Динамика показателей силы сухожилий большой грудной мышцы (средняя ее часть, начинающаяся от грудины), во время маятниковых движений руки (кривая черного цвета показывает наивысшее пассивное сопротивление)

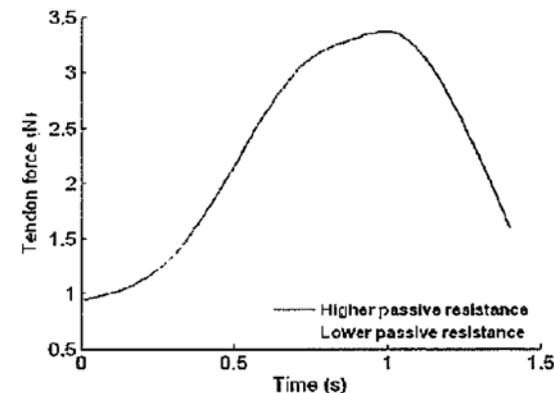


Рисунок 3. Динамика показателей силы сухожилий большой грудной мышцы (средняя ее часть начинается от ключицы) во время маятниковых движений руки (кривая черного цвета показывает наивысшее пассивное сопротивление)

На рисунках 4-8 представлены графики демонстрирующие работу 5 мышц, которые участвуют во вращении руки: большая круглая мышца, подостная мышца, приводящих мышц плеча (трапецевидная и ромбовидная мышцы) и широчайшая мышца спины (как внутренние вращающие, так и разгибающие мышцы) (Kendall 1993).

На графиках (рис. 4-8) представлены (мышечная сила и длина) электрической активности ромбовидной, подостной, широчайшей мышцы спины, большой круглой мышцы и трапецевидной (мышцы участвующие во вращении, отведении и разгибании руки).

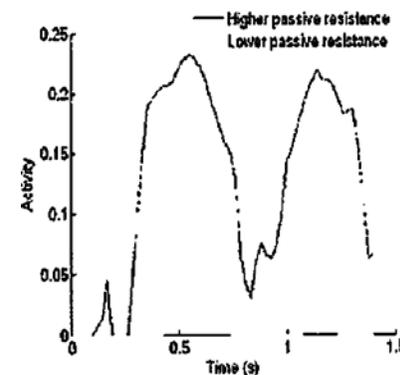


Рисунок 4. Активность ромбовидной мышцы во время маятниковых движений руки (кривые черного цвета показывают наивысшее пассивное сопротивление)

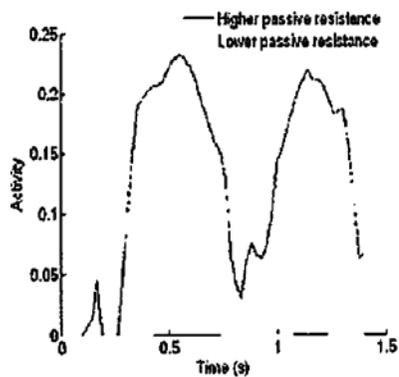


Рисунок 5. Активность подостной мышцы во время маятниковых движений руки (кривые черного цвета показывают наивысшее пассивное сопротивление)

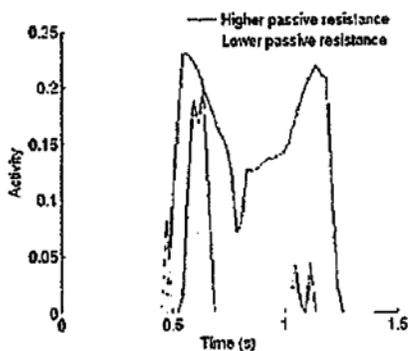


Рисунок 6. Активность широчайшей мышцы спины во время маятниковых движений руки

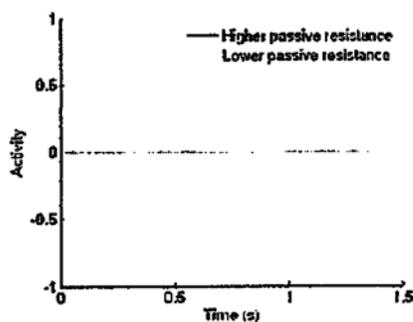


Рисунок 7. Активность большой круглой мышцы во время маятниковых движений руки

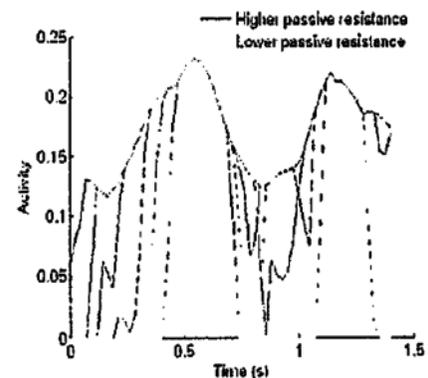


Рисунок 8. Активность трапециевидной мышцы (лопаточная часть) во время маятниковых движений руки (кривые черного цвета показывают наивысшее пассивное сопротивление)

На рисунках 4-6 и 8 (ромбовидная мышца, подостная мышца, широчайшая мышца спины и лопаточная часть трапециевидной мышцы) показаны три различия в максимальной активности мышц между кривыми серого (низкое сопротивление) и черного цвета (высокое сопротивление). Для всех шагов, при которых мышцы были активны, различия между максимальными показателями электрической активности были одинаковы.

Большая круглая мышца (рис. 7) вообще не проявила никакой активности ни для низкого, ни для высокого пассивного сопротивления. Широчайшая мышца спины проявила активность только в ее тазовой части.

Обсуждение результатов

Основным выводом данного исследования было то, что ромбовидная мышца, подостная мышца, трапециевидная (лопаточная часть) мышца и широчайшая мышца спины увеличили свою активность при увеличении пассивного сопротивления большой грудной мышцы.

Таким образом, эти мышцы рассматривались в качестве антагонистов большой грудной мышцы во время маятниковых махов руками при двойном отталкивании в процессе конькового хода. Не было выявлено каких-либо более важных мышц, т.к. на фоне других не было обнаружено мышц с увеличенной активностью.

Широчайшая мышца спины, которая участвует при вращении и разгибании плеча проявила активность только в ее компонентах, начинающихся от таза.

Использованный в данных экспериментах метод исследования мышц является новым методом для выявления мышц антагонистов при выполнении специфических движений.

В процессе проведенных исследований было установлено что ромбовидная мышца, подостная мышца, трапециевидная мышца (лопаточная часть) и компоненты широчайшей мышцы спины (выступающие компоненты) функционируют как антагонисты большой грудной мышцы во время маятниковых движений руками при двойном отталкивании в процессе конькового хода (одновременный ход коньком) в лыжных гонках.

В заключении можно сказать, что предлагаемая модель имитации работы мышц лыжника при выполнении двойного отталкивания в процессе конькового хода (одновременный ход коньком) в лыжных гонках естественно нуждается в дальнейшем совершенствовании и дополнении, однако при всех имеющихся ограничениях ее использование может помочь получить определенные необходимые для дальнейших исследований результаты.

1. Bergstrom K.A. et al. (2004), Back injuries and pain in adolescents attending a ski high school, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Jan;12(1):80-85
2. Kendall F.P., McCreary E.K., Provance P.S. (1993), *Muscles testing and function*, 4th rev edition, Williams & Wilkins, Baltimore.
3. Holmberg, HG. (1996), *Teknik & metodik*, CEWE-forlaget, Bjasta.
4. Holmberg H.C., Lindinger S., Stoggl T., Eitzlmair E. (2005), Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiing, *Med. Sci Sports Exerc.* 37(5):807-818.
5. Lindinger, S., Muller E., Biomechanical aspects of the optimal push-off and the effects of the arm swing on its quality in V2a, At the Annual Meeting of the ECSS, Cologne, Germany, 24-28 July 2001.
6. Magnusson SP. (1998), Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers, *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 8:65-77.
7. Nilsson J., Tveit P., Eikrehagen O. (2003), Effects of speed on temporal patterns in classical style and freestyle cross-country skiing, *Sports biomech.* 3(1):85-108.
8. Saltin B. (1997), The physiology of competitive c.c. skiing across a four decade perspective: with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In: *Science and skung*, Muller E., Kornexl E., Raschner C. (Eds). Cambridge: Chapman & Hall, 1997.
9. Sirnons DG., Travell J.G., Simons L.S. (1999), *Myofascicle pain and dysfunction: the trigger point manual*, volume 1, Upper half of the body, 2nd edition, Williams & Wilkins.
10. Zajac F. (1989), Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Crit. Rev. biomed. Engng.* 17:359-411.
11. Wells KF. (1966), *Kinesiology, the scientific basis of human motion*, W.B Saunders Company, Philadelphia.

РАЗРАБОТКА И ТЕСТИРОВАНИЕ ЭРГОМЕТРА, ВЫПОЛНЕННОГО ПО СПЕЦИАЛЬНОМУ ЗАКАЗУ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ МОЩНОСТИ ВЕРХНЕЙ ЧАСТИ ТЕЛА ЛЫЖНИКА

*L. Bortolan, B. Pellegrini u F. Schena
Исследовательский отдел горных видов спорта,
CeBiSM, Polo di Rovereto,
Universita degli Studi di, Торенто, Италия*

В лыжных гонках для прохождения участков дистанции, связанных с подъемом в гору классическим стилем большое значение имеет эффективная работа мышц верхней части тела (вклад от 15 до 30%), а при использовании классического одновременного хода подобного рода работа является по существу единственным источником энергии (Komi, 1987).

Несмотря на растущий интерес к исследованию и рациональному использованию силовых возможностей верхней части тела (Müller, 2000, Mygind, 1991, Bilodeau, 1995 Hakkinen, 1986, Hoff, 1999), уровень развития технического оборудования для проведения серьезных комплексных исследований в данной области недостаточно высок (Rundell, 1995, Gaskill, 1999, Bilodeau, 1995, Hoff 1999, Mahood, 2001, Hoff, 1999, Nilsson, 2004, Downing, 2003, Nesser, 2004, Gaskill, 1999, Heil, 2004 Stöggl, 2006), что приводит к получению весьма ограниченных и неполных экспериментальных данных.

С целью преодоления такого рода ограничений был разработан и построен новый эргометр для проведения исследований верхней части тела лыжника.

В данном исследовании давалась оценка надежности вышеуказанного нового устройства для специфического тестирования в лыжных гонках.

Организация экспериментов и методы исследований

В данном исследовании принимали участие девять лыжников (в возрасте $21,7 \pm 3,12$ лет; весом $72,2 \pm 3,8$ кг), имеющих опыт соревнова-

тельной деятельности на национальных и международных спортивных соревнованиях. В одинаковых условиях спортсмены выполнили два различных тестирования: 1 – лыжное тестирование; 2 – тестирование верхней части тела на эргометре.

Лыжное тестирование: полевые испытания были проведены на Олимпийской лыжной трассе для спринта, общая длина которой – 1190 м с максимальным перепадом высот 28 м. Каждый вечер производилась переподготовка трассы при помощи механического сногхода с нарезчиком лыжни для достижения оптимального состояния трассы; во время тестирований температура снега варьировала от –13°C до –9°C и температура воздуха от –11°C до –7°C.

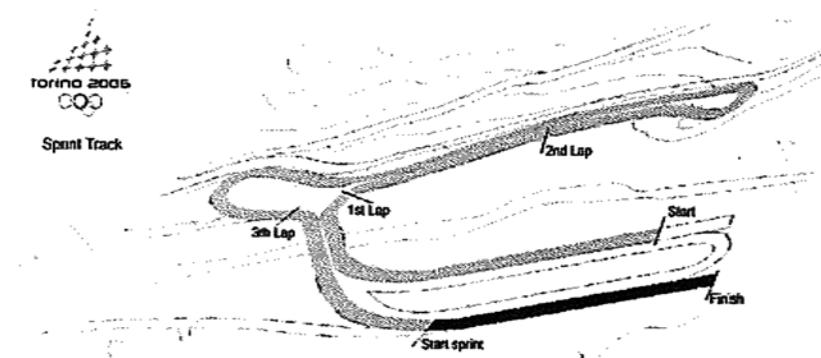


Рисунок 1. Карта трассы, использованной для сбора данных при полевом тестировании (темно-серый цвет указывает на отрезки трассы, где требовалась и измерялась максимальная скорость)

Временные показатели, полученные во время предварительного тестирования проводимого при условии достижения максимальной скорости (ТМ) на трассе, использовались для оповещения испытуемых во время следующих трех забегов (ТР) звуковым сигналом на предмет соответствия их скорости передвижения в каждом из 3 промежуточных пунктов. Спортсмены отдыхали около 1,5 часа между тестированиями проводимыми с максимальной скоростью и последующим блоком из трех субмаксимальных забегов. Более того, три субмаксимальных тестирования чередовались с 12 минутным отды-

хом, разделенным на две фазы: 5 минут пассивного восстановления и 7 минут активного восстановления при умеренной скорости лыжного хода.

На протяжении трех забегов спортсмены получали указания по прохождению всей трассы с субмаксимальной скоростью, а последние 180 м (в среднем склон 1,37%) с максимальным усилием, используя только технику одновременного хода. На последнем участке трассы передвижение лыжников снималось с помощью видеокамеры, а их скорость была принята за индекс максимальной лыжной работоспособности. Частота отталкиваний в во время лыжного тестирования рассчитывалась путем деления общего затраченного времени на количество пройденных циклов и подсчитывалась по видеозаписи.

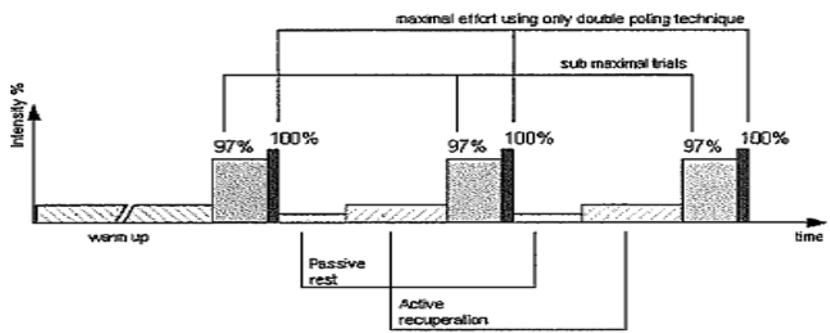


Рисунок 2. Схематическое изображение протокола интенсивности работы полевого тестирования

Тестирование верхней части тела на лыжном эргометре: 50 с двойного хода фиксировались при помощи разработанного нового эргометра. Эргометр состоит из механической системы со стальным тросом, намотанным на барабан, проходящим через шкив и заканчивающимся пробковой рукояткой и гоночным ремнем. Спортсмены выполняли упражнения с натяжением троса, дающим угловое ускорение двигателю, соединенному с барабаном колесом свободного хода. Лыжник находился в положении стоя с пристегнутыми к полу передними частями ступней при помощи пары лыжных креплений на расстоянии около 2,5 м от шкива, который находился примерно

на 2 м выше устройства. Скорость размотки троса измерялась оптической системой, установленной на барабане, а сила тяги измерялась шкивом, оборудованным датчиком нагрузки, который ранее был откалиброван четырьмя различными стандартными весами (от 11,34 до 45,36 кг). Кратковременно развиваемая мощность рассчитывалась как сумма скалярного произведения от силы и скорости каждой руки. Рассчитывалась средняя мощность при каждой толчковой фазе, и вычислялось среднее количество всех циклов, выполненных за 50 с (W). Частота толчков рассчитывалась как обратная величина средней продолжительности цикла. Частоты отталкиваний палками выражались в циклах в минуту (cpm).

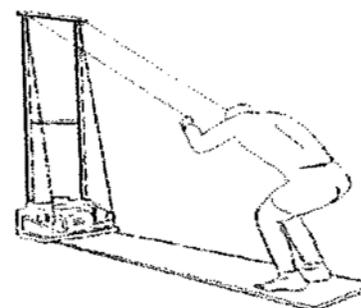


Рисунок 3. Положение, принятое спортсменом во время тестирования верхней части тела на эргометре

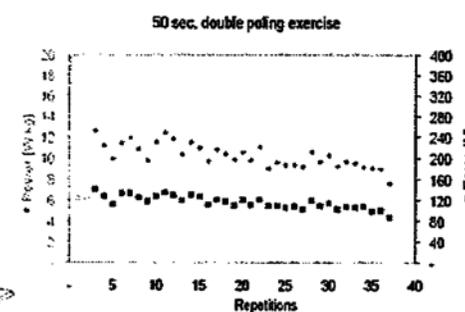


Рисунок 4. Значения силы и мощности во время 50 с выполнения упражнений для верхней части тела (каждая точка представляет средний показатель по отношению в повтору двойного хода)

Результаты

Среднее значение мощности, измеренное за 50 с тестирования с максимальным усилием (W50) составило $9,22 \pm 2,29 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ (среднее значение \pm стандартное отклонение), в то время как средняя скорость измерялась на последнем отрезке 180 м на Олимпийской трассе для спринта при условии прохождения данного отрезка техникой двойного хода и составила $6,66 \pm 0,67 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

График рассеивания измерений мощности по отношению к скорости двойного отталкивания показывает квадратичный коэффициент

ент $R = 0,871$ для линейной регрессии со статистической значимостью $<0,05$. При нормализации мощности к массе тела, корреляция между мощностью и скоростью лыжного хода снижается, оставаясь, тем не менее, на достаточно высоком уровне ($R^2=0,783$; $p<0,05$).

Частота движений при одновременном ходе составила $46,8 \pm 7,2$ срм на эргометре и $73,0 \pm 7,3$ срм для лыжного хода, что привело к существенной достоверной разнице ($p<0,001$).

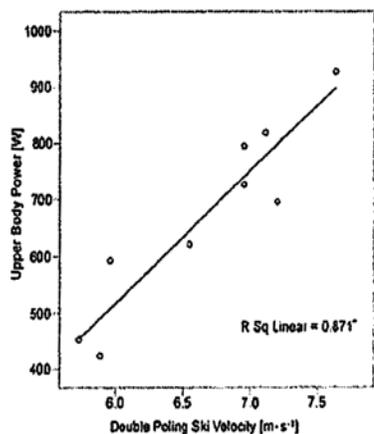


Рисунок 5. Отношение между мощностью (W) верхней части тела и скоростью при двойном отталкивании ($м \cdot с^{-1}$).

*Статистическая значимость ($p<0,05$)

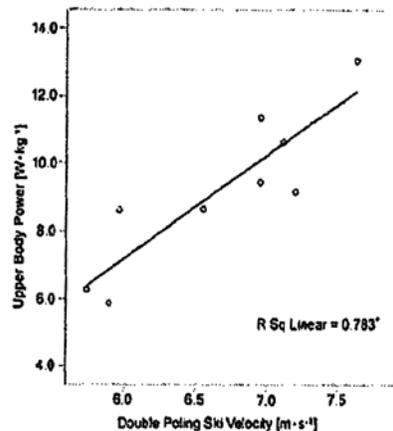


Рисунок 6. Отношение между мощностью ($W \cdot кг^{-1}$) верхней части тела и скоростью при двойном отталкивании ($м \cdot с^{-1}$).

*Статистическая значимость ($p<0,05$)

Обсуждение результатов и заключение

Более низкий темп движений при тестировании на эргометре по сравнению с полученным во время прохождения трассы на лыжах (46 против 75 срм) можно сравнить с темпом, выявленным в других исследованиях (Bilodeau, 1998; Holmberg, 2005). Такое расхождение можно частично объяснить тем фактом, что скорость двигателя была установлена из расчета получения максимальной мощности вместо того, чтобы рассмотреть возможность установления скорости двигателя на одном уровне со скоростью передвижения на лыжах.

Некоторые исследования, проведенные с учетом средней аэробной мощности во время отталкивания палками, продемонстрировали взаимосвязь между мощностью верхней части тела и лыжной работоспособностью (Rundell, 1995; Mahood, 2001). Соотношения между механической мощностью и лыжной работоспособностью оценивались Gaskill (1999), который выявил прочную взаимосвязь ($R^2=0,79$) между мощностью верхней части тела и скоростью лыжного хода на протяжении всей гонки среди лыжников-студентов.

Согласно данным проведенного исследования полученные результаты показывают высокую степень корреляции ($R^2=0,87$) между мощностью верхней части тела, измеренной при помощи эргометра, и средней скоростью на выбранном участке трассы при условии использования только техники одновременного хода. Следует отметить, что данное исследование было проведено в достаточно однородной группе лыжников; более высокая корреляция, вероятно, могла бы быть достигнута при обследовании испытуемых, характеризующихся большей разницей в уровне подготовленности.

Тесная взаимосвязь параметров, полученных при использовании нового эргометра в лабораторных условиях, и во время прохождения дистанции на лыжах указывает на его эффективность в оценке работоспособности спортсменов.

В связи с этим измерения мощности верхней части тела с помощью нового разработанного эргометра можно считать специфическим лыжным лабораторным тестированием. Полученные во время этого тестирования показатели могут быть включены в протоколы измерения работоспособности для высококвалифицированных лыжников.

1. Bilodeau, B., Roy, B., Boulay, M. R. «Upper-body testing of cross-country skiers» *Med.Sci.Sports Exerc.*, November 1995,27(11), 1557-1562.
2. Downing, J. J. and Wilcox, A. R., «Effects of an eight-week training program on upper-body power in women cross-country skiers,» *J.Strength.Cond. Res.*, 2003, 17 (4), 726-733.
3. Gaskill, S. E., Serfass, R. C., and Rundell, K. W, «Upper body power comparison between groups of cross-country skiers and runners,» *Int.J.Sports Med.*, 1999,20(5) 290-294.
4. Hakkinen, K., Komi, P. V. «Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions.» *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol*, 1986, 55(2), 147-155.
5. Heil, D. P., Engen, J., Higginson, B. K. «Influence of ski pole grip on peak upper body power output in cross-country skiers.» *Eur.J.Appl.Physiol*, April 2004, 91(4), 481-487.
6. Hoff, J., Helgerud, J., Wisloff, U. «Maximal strength training improves work economy in trained female cross-country skiers.» *Med.Sci.Sports Exerc.*, June 1999, 31(6), 870-877.
7. Holmberg, H. C., Lindinger, S., Stoggl, T., Eitzlmair, E., Muller, E. «Biomechanical analysis of double poling in elite cross-country skiers.» *Med.Sci.Sports Exerc.*, May 2005, 37(5), 807-818.
8. Komi P.V. «Force measurement during cross-country skiing.» *Journal of Sport Biomechanics*, 1987, 3370-380.
9. Mahood, N. V., Kenefick, ft W., Kertzer, R., Quinn, T. J. «Physiological determinants of cross-country ski racing performance.» *Med.Sci.Sports Exerc.*, August2001, 33 (8), 1379-1384.
10. Muller, E., Benko, U., Raschner, C., Schwameder, H. «Specific fitness training and testing in competitive sports.» *Med.Sci.Sports Exerc.*, January 2000,32(1), 216-220.
11. Mygind, E., Larsson, B., and Klausen, T., «Evaluation of a specific test in crosscountry skiing,» *J.Sports Sci.*, 1991,9(3), 249-257.
12. Nesser, T. W., Chen, S., Serfass, R. C., Gaskill, S. E. «Development of upper body power in junior cross-country skiers.» *J.Strength.Cond.Res.*, February 2004, 18 (1), 63-71.
13. Nilsson, J, E., Holmberg, H. C., Tveit, P., Hallen, J. «Effects of 20-s and 180-s double poling interval training in cross-country skiers.» *Eur.J.Appl. Physiol*, June 2004, 92 (1-2), 121-127.
14. Rundell, K.W. «Treadmill roller ski test predicts biathlon roller ski race results of elite U.S. biathlon women.» *Med Sci Sports Exerc*, December 1995,27(12), 1677–1685.
15. Stoggl, T, Lindinger, S , Muller, E «Biomechanical validation of a specific upper body training and testing drill in cross-country skiing.» *Sports Biomech*, January 2006, 5 (1), 23-46.
16. Wisloff, U, Helgerud, J «Evaluation of a new upper body ergometer for cross-country skiers.» *Med Sci Sports Exerc* ,August 1998, 30(8), 1314-1320.

ТЕСТОВЫЕ КОНЦЕПЦИИ ДЛЯ СПРИНТЕРСКИХ ЗАБЕГОВ В ЛЫЖНЫХ ГОНКАХ

T. StöggI, S. Lindinger and E. Müller

Департамент спортивной науки и кинезиологии

Университета Зальцбурга, Зальцбург, Австрия.

Лаборатория Кристиана Доплера «Биомеханика в лыжах», Австрия

Соревнования по спринту в лыжных гонках (ЛГ) впервые были введены в 90-х. По мере становления популярности спринта появляются различные подходы в области специальной подготовки в спринте, технике лыжного хода, тестировании. Интересно, что такая тема как «спринт в лыжных гонках» до сих пор еще остается мало исследованной.

На сегодняшний день в опубликованной литературе отсутствуют какие либо сведения о биомеханических аспектах спринта в лыжных гонках, специально разработанных специфических тестах, результаты которых могли бы характеризовать уровень подготовленности лыжников и т.д.

Исходя из имеющихся данных, можно предположить, что в основном, большинство знаний в данной области основаны на непосредственном опыте тренеров и результатах исследований проведенных в других видах спорта, например, таких как спринтерские трековые забеги или бег на средние дистанции. В настоящее время, в литературе можно найти лишь несколько комментариев, связанных со спринтом в лыжных гонках.

Ostovski и Bauer (2002) по результатам проведенных исследований на Олимпийских Играх в Солт-Лейк-Сити 2002, показали что существует четкая корреляция между рейтингом спортсмена в спринте и рейтингом в дистанционных гонках. Это свидетельствует о том, что в то время среди лучших спортсменов еще не существовало разделение на специализации в лыжных гонках. Однако, рассмотрев спринтерские соревнования на этапах Кубка Мира (КМ) за последние 3 года, можно с уверенностью говорить о постоянном росте скорости в этих разновидностях лыжных гонок.

На Олимпийских играх в Турине 2006 года впервые лыжник смог пройти дистанцию со средней скоростью 10 м / с в прологе на 1250 м.

Rusko (2003) произвел замеры максимальной анаэробной мощности при передвижении на лыжах с упором на лыжный спринт на закрытом 200 метровом треке с применением свободной техники.

Он предположил, что спринт в лыжах требует высокой анаэробной мощности и высокого максимального потребления кислорода (VO_{2max}), даже если наиболее важными характеристиками для хорошего спринтера принято считать скоростные характеристики «нервно-мышечной силы», хорошую лыжную технику и экономичность лыжного хода.

Hoffman и соавт. (1995) показали, как диапазон и длина цикла изменяется с увеличением скорости (до максимальной скорости в спринте) на трех техниках в лыжероллерах на равнинной местности (одновременный ход, одновременный ход с ударом и диагональный шаг).

Для традиционных лыжных гонок были разработаны несколько концепций для специфического стандартизированного тестирования и тренировок. При тестировании использовались лыжные велоэргометры или специальные тренажеры, адаптированные силовые тренировочные устройства для рук и DP-эргометры, роллерборды, модифицированные плавательные «скамейки» и специальные большие беговые дорожки (тредмиллы), позволяющие передвигаться на лыжероллерах.

Проводились, главным образом, дополнительные тесты до полного утомления для измерения аэробной и анаэробной производительности верхней части тела.

Nilsson и соавт. (2004) разработали 30-секундную и 6-минутную тотальную концепцию теста ДХ на лыжном эргометре с указанием приложения для тестирования спринтеров-лыжников.

Исходя из проведенного анализа литературных источников, можно констатировать, что, за исключением Nilsson и соавт. (2004), не было проведено ни одного исследования специально направленного на изучение специфических сторон спринта в лыжных гонках.

В связи с этим **основной целью данных исследований** является создание фундамента для специфических понятий тестирования в спринте. Задачи исследования состояли в том чтобы: (а) разработать тестовые концепции для беговой дорожки для диагностики лыжников-спринтеров, (б) отфильтровать связанные с производительностью в

спринте переменные, и (в) получить информацию о изменениях исследуемых физиологической параметрах, характеризующих нагрузку во время соревнований по спринту.

В качестве конкретных гипотез были сформулированы следующие: (1) кратковременное достижение максимальной скорости в технике двойного хода (ДХ) и диагональный шаг (DIAG) являются достаточно информативными показателями, по которым можно судить о результативности спринта (в лыжных гонках) на всей дистанции, (2) спринт в лыжных гонках на лыжероллерах можно моделировать на беговой дорожке с электроприводом, включая самоконтроль скорости.

Методы

Испытуемые

В качестве субъектов исследования принял участие 31 высококвалифицированный лыжник. Все они являются членами национальных и студенческих сборных Австрии, Словакии, Греции и Швейцарии (25 мужчин и 6 женщин, возраст 26 ± 5 лет, рост 180 ± 10 см, вес 72 ± 10 кг). Все испытуемые были хорошо тренированы и знакомы с процедурами тестирования во время проведения отдельных экспериментов. Исследование включало десять спортсменов, побывавших в «Красной группе» (с 5 по 28 место) по результатам в спринте и дистанциях на КМ, а пять субъектов в рейтинге были между 2-м по 5-м местами на Первенстве мира.

Приборы и организация

Лыжероллеры в тестах с использованием классической техники передвижения были представлены Pro-Ski C2 (Sterners, Nyhammar, Швеция) с использованием испытуемыми одной и той же пары лыжероллеров. Тестируемые лыжероллеры прогревали до начала каждого тестирования 20 минут на беговой дорожке или на улице для предотвращения эффекта разогрева роликов и подшипников во время тестирования.

Все тесты на беговых дорожках проводились в лаборатории «Рамзау-ам-Дахстайн», на высоте 1150 м над уровнем моря. На специфической беговой дорожке (размеры ленты 4,5 x 3 м) можно легко выполнять катание на лыжероллерах.

Для видео анализа 2D были установлены видеокамеры (Sony, 50 Гц) в задней части беговой дорожке с общим видом испытуемого и

всего диапазона движения лыжных палок, для того, чтобы определить диапазон цикла (CR), длину цикла (CL), количество отталкиваний палками во время движения.

Частота сердечных сокращений (ЧСС) измерялась монитором сердечного ритма (POLAR), используя 5 секундный интервал для сохранения данных.

Образцы крови (20 мл) были взяты из гиперемированной мочки уха для определения уровня содержания лактата в крови (LA) (Biosen 5140).

Для измерения поглощения количества кислорода (V_{O2}) был использован портативный телеметрический анализатор дыхания (K4b2).

Проверяемые концепции:

- Тестирование, направленное на выявление максимальной скорости при использовании двойного хода (ДХ) и диагонального шага (ДИАГ) выполнялось на беговой дорожке (тредмилле).
- После 30 секунд работы с умеренной интенсивностью скорость беговой дорожки неуклонно увеличивалась до тех пор, пока спортсмен уже не был в состоянии увеличивать скорость передвижения и оставаться на беговой дорожке перед установленной отметкой, расположенной на расстоянии 1,5 м от передней части беговой дорожки. Достигнутая таким образом величина скорости на беговой дорожке регистрировалась и определялась как максимальная скорость (V_{max}) при использовании индивидуальной техники передвижения (StöggI и др., 2006 в, с).
- Тестирование на 1000 м при использовании двойного хода (в спринте) выполнялось на беговой дорожке.
- За счет применения устройства для самоконтроля скорости спортсмены должны были пройти 1000 м с максимально возможной скоростью с самого начала движения. Средняя скорость на 1000 м (V_{1000}) и индекс усталости рассчитывались как разница в процентах от V_{max} и V_{1000} . Были также определены HR и пик LA.
- В моделировании спринта классическим стилем приняли участие 12 спортсменов.
- Основываясь на данных соревнований по спринту на Кубке мира (WC) и правилах Международной федерации лыжного спорта (FIS), был проведен классический спринт на беговой

дорожке. Каждый спортсмен должен был выполнить протокол имитации спринта продолжительностью 31/2 часа (рис. 1).

- Вид деятельности между отдельными тестами был стандартизирован. Устройство по самоконтролю скорости регулировало скорость в забегах на беговой дорожке. Первые два забега (Н1,Н2) проводились с ограничением скорости, 3-ий (Н3) был произвольным, что позволило спортсменам самим регулировать скорость передвижения согласно утвержденной программе. Забег проводился на дистанции 1100 м с установкой на время 3:15 мин. Была проведена регистрация HR и VO₂ в 40 образцах забора крови для определения содержания лактата.
- После проведения теста по имитации спринта по данным видеозаписи анализировались исследуемые параметры во время трех забегов: частоты шага (SR), длина цикла (CL), а также техника прохождения дистанции и максимальная скорость передвижения.

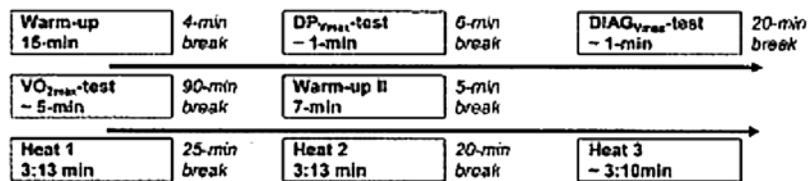


Рисунок 1. Протокол имитации спринта на тредмилле в лыжных гонках классическим стилем

Результаты

Анализ показателей максимальной скорости при использовании техники передвижения ДХ выявил значительную степень корреляции с результатами, полученными в спринте на 1000 м ($r = -0,95$, $P < 0,001$) (рис. 2). Разница в процентном отношении между максимальной скоростью и скоростью на 1000 м ($\%V_{\max}$) показала достоверно значимую корреляцию с индексом усталости ($r = 0,69$, $P < 0,01$) и на 1000 м ($r = 0,55$, $P < 0,05$) соответственно. Согласно полученным результатам можно видеть, что спортсмены у которых была меньшая разница между показателями максимальной скорости при использовании ДХ

и средней скорости прохождения дистанции 1000 м, показали более низкий уровень усталости и более высокую результативность на 1000 м. Индекс усталости имеет высокий уровень корреляции с показателями времени, зарегистрированными при прохождении дистанции 1000 м ($r = 0,86$, $P < 0,001$) и умеренный с V_{\max} ($r = -0,76$, $P < 0,001$).

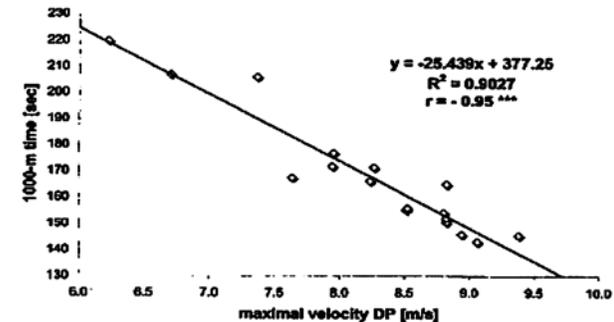


Рисунок 2. Показатели максимальной скорости на дистанции 1000 метров при использовании техники ДХ на лыжероллерах

При моделировании спринта максимальная скорость при ДХ и диагональном шаге показала самую высокую степень корреляции результатов спринта ($r=0,93$; $r=0,87$ $P < 0,001$), с последующей CL

($r=0,77$, $P < 0,01$). Несущественный уровень корреляции был выявлен между показателями максимальной скорости и $VO_{2\max}$ ($r=0,51$, $P > 0,05$). Не установлена корреляция между показателями максимальной скорости и CR. Степень корреляция между пиком LA и производительностью в спринте увеличивалась от забега к забегу (H_1 : $r=0,58$, $P < 0,05$; H_3 : $r=0,84$, $P < 0,001$). В трех забегах пик LA составил $14,4 \pm 3,6$, $12,4 \pm 3,7$, $13 \pm 3,3$ mmol/L (диапазон от 8,5 до 23,7 mmol/L), со значительным понижением от H_1 до H_2 . Показатели ЧСС составили 187 ± 6 , 189 ± 7 , 188 ± 7 уд/мин и показатель $VO_{2\text{peak}}$ – 96%, 93%, 91% от $VO_{2\max}$, в то время как произошло значительное снижение показателей VO₂ и дыхательного объема в H_2 ($P < 0,05$) и H_3 ($P < 0,01$) по сравнению с H_1 .

Существенных изменений в показателях времени прохождения дистанции во время всех трех забегов не наблюдалось.

Рисунки 3 и 4 иллюстрируют динамику показателей VO₂ и HR во время забега в спринте.

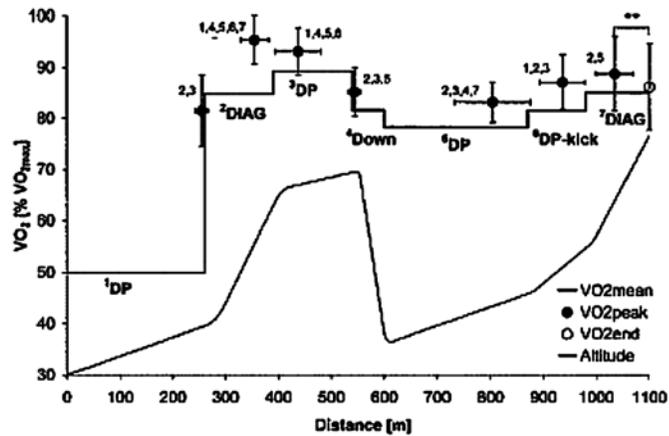


Рисунок 3. Динамика показателей VO_2 во время забега в спринте /Увеличение средних VO_{2mean} (сплошная линия) и пиковых значений VO_{2peak} (заполненные точки) при забеге I. Пунктирная линия показывает профиль трассы в протоколе спринта. DP – секция двойного хода; DIAG = часть подъема в основном диагональном шагом, DOWN= секция спуска, DP-kick – небольшой подъем, в основном, используя двойной ход с толчком (ударом). 1DP, 2DIAG, ... представляет отдельную секцию протокола в пронумерованном порядке. * 1,2,3 ... указывает на статистически значимые различия в отдельной секции, соответствующей пронумерованному участку трассы.

**Указывает на статистически значимое различие ($P < 0,01$) между VO_{2peak} секции последнего подъема к окончательному VO_{2end} (белые точки) этой секции/

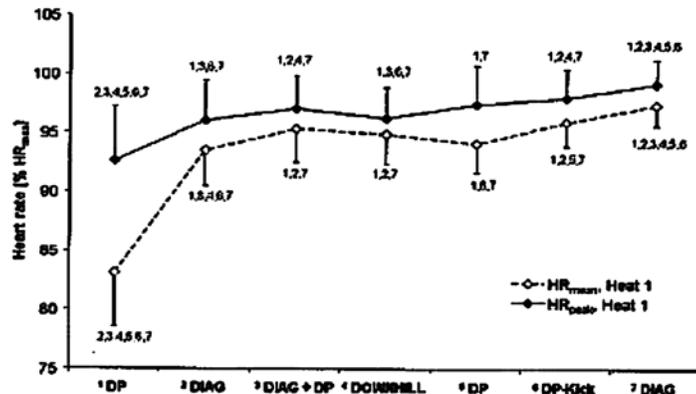


Рисунок 4. Динамика HR во время забега в спринте /Увеличение среднего диапазона сердечного ритма (HR_{mean}) (пунктирная линия) и пика частоты сердечных сокращений (HR_{peak}) (сплошная линия) при забеге I. DP = секция хвойного хода; DIAG= часть подъема в основном диагональном шагом, DOWN= секция спуска; DP-kick – небольшой подъем, в основном, используя двойной ход с толчком (ударом). 1DP, 2DIAG, ... представляет отдельную секцию протокола в пронумерованном порядке. * 1,2,3 ... указывает на статистически значимые различия в отдельной секции, соответствующей пронумерованному участку трассы/

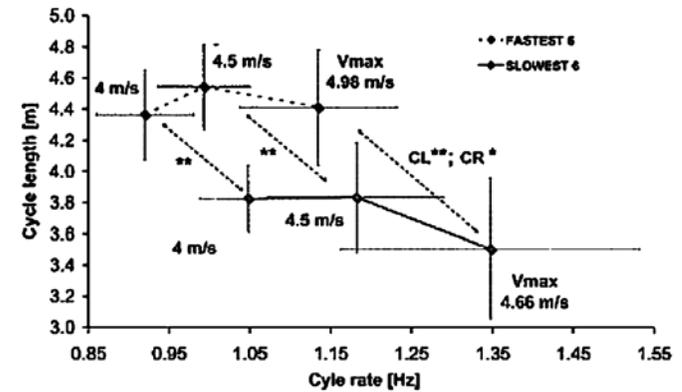


Рисунок 5. Увеличение диапазона цикла (CR) и длины цикла (CL) от субмаксимальной к максимальной скорости при диагональном шаге при тестировании с максимальной скоростью (*указывает на статистически значимые различия между шестью самыми быстрыми и шестью самыми медленными лыжниками на отдельных скоростях. Средние значения \pm SD. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$)

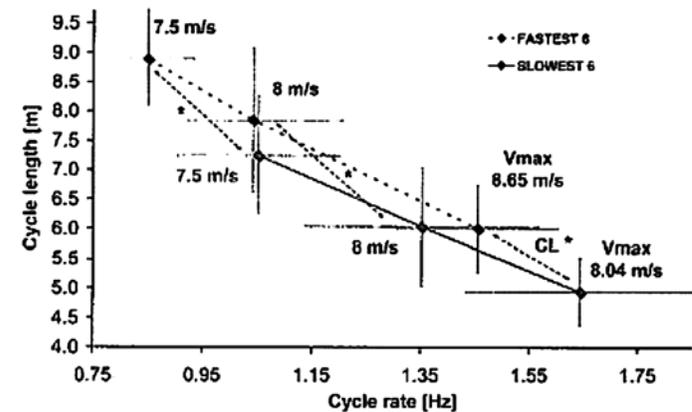


Рисунок 6. Увеличение диапазона и длины цикла начиная от субмаксимальной до максимальной скорости при двойном ходе в тесте с установкой на максимальную скорость (*указывает на статистически значимые различия между шестью самыми быстрыми и шестью самыми медленными лыжниками, передвигающимися с одной скоростью. Средние значения \pm SD. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$)

Обсуждение результатов

Высокий уровень показателей LA, HR (100% HR_{max}), VO_{2peak} (96, 93, и 91% VO_{2max}) в время трех забегов в спринте вместе с субъективными замечаниями спортсменов указывает на то, что аппарат самоконтроля скорости позволил лыжникам выступать в спринтерских забегах при максимальном напряжении сил. Таким образом, оказывается, что спринт в лыжных гонках можно смоделировать с помощью лыжероллеров на беговой дорожке.

Уменьшение величины показателей LA с H1 до H2 может быть результатом истощения запасов гликогена, в то время как снижение V_{O2} может быть вызвано гипоксией, возникающей при физической нагрузке, бронхиальным спазмом или усталостью дыхательных мышц (Judelson и соавт., 2004).

Более скоростные спортсмены смогли достичь более высоких уровней показателей LA без их понижения после трех забегов. Увеличение соотношения между пиком LA и результатами в спринте подчеркивает важность анаэробной мощности вместе с сопротивлением усталости. Уровень показателей V_{O2}, LA и дыхательного объема либо снижались от забега к забегу, либо дифференцированно менялись у более быстрых и медленных спортсменов, подчеркивая важную роль сопротивления усталости как фактора определяющего результативность в спринте.

Самая высокая степень корреляции между показателями результативности в спринте на 1000 м двойным ходом (ДХ) и классической техникой передвижения была выявлена для максимальной скорости при ДХ. Что касается спринтерских забегов, то результат может быть объяснен применением ДХ на основной части смоделированной лыжни, а также в соревнованиях.

Сочетание высокого уровня показателей VO_{2max} вместе с возможностью увеличения максимальной скорости в лыжном беге должны стать основой для достижения успеха в спринтерских соревнованиях по лыжным гонкам.

В итоге можно сказать, что тесты с установкой на максимальную скорость могут быть использованы для определения уровня подготовленности высококвалифицированных лыжников. Кроме того, положительное влияние высокой максимальной скорости на производительность в спринте в лыжных гонках предполагает, что это мог-

ло бы быть рационально для увеличения той тренировочной части, которая направлена на повышение скоростных способностей во всех используемых стилях в лыжных гонках по сравнению с традиционными тренировочными режимами работы.

В связи с ярко выраженной корреляцией максимальной скорости с результативностью в спринте в лыжных гонках возникает вопрос, каким образом лыжники контролируют скорость движения на дистанции при условии ее прохождения с максимальной скоростью и какие переменные отличают самых быстрых лыжников от медленных.

Положительная корреляция CL и отсутствие ее у CR с результативностью в спринте показали, что «быстрые спортсмены» за счет более высокой скорости в беге имели те же показатели CR, но достигали более длинные CL.

Таким образом, более быстрее спортсмены могут выполнить большее количество движений при одних и тех же показателях CR. Анализируя динамику показателей CR и CL начиная от субмаксимальной до максимальной скорости и их корреляцию с соответствующей V_{max}, возможно высказать следующие предположения.

Лыжник-спринтер должен стремиться к достижению оптимально длинного CL при использовании обеих техник, но, тем не менее, должен так же быть в состоянии увеличить CR без потери CL. У более скоростных спортсменов при субмаксимальных уровнях скорости на основе более продолжительного CL были возможности для увеличения их на тот момент низкого CR.

Однако все эти результаты были получены при имитации спринта на беговой дорожке с уклоном около 8°, следовательно, важность CR может увеличиться на более крутых подъемах и/или при прохождении дистанции на лыжах в реальных условиях тренировок и соревнований.

1. Hoffman MD, Clifford PS, Bender F. Effect of velocity on cycle rate and length for three roller skiing techniques. *Journal of Applied Biomechanics* 1995; 11:257-66.
2. Judelson DA, Rundell KW, Beck KC, King TM, Laclair KL. Effect of high-intensity submaximal work, with or without rest, on subsequent $\dot{V}O_{2max}$. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2004; 36 (2): 292-6.
3. Nilsson JE, Holmberg H-C, Tveit P, Hallen J. Effects of 20-s and 180-s double poling interval training in cross-country skiers. *European Journal of Applied Physiology* 2004; 92:121-7.
4. Ostrowski C, Bauer S. Entwicklungstendenzen im Skilanglauf-Auswertung von Ergebnissen der Olympischen Winterspiele 2002 in Salt Lake City. Trend analysis in cross-country skiing – Evaluation of results of the Olympic Winter Games 2002 in Salt Lake City. *Zeitschrift für angewandte Trainingswissenschaft* 2002; 9: 78-90.
5. Rusko HK. Cross country skiing. 1 ed. HK Rusko, editor. Germany: Blackwell Wissenschafts Verlag; 2003. 198 p. (HK Rusko editor).
6. StOggl T, Lindinger S., Muller E. Reliability and validity of test concepts for the cross country skiing sprint. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38 (3): 586-591, 2006a.
7. Stoggl T, Lindinger S., Muller E. Analysis of a simulated sprint competition in classical cross-country skiing. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*. In press 2006b.

ТРЕНИРОВОЧНЫЕ НАГРУЗКИ ЛЫЖНИКОВ В ПОДГОТОВИТЕЛЬНЫЙ ПЕРИОД ПОДГОТОВКИ

A. Oepulenas

*Литовская Академия физической культуры,
кафедра спортивных технологий*

Повышение эффективности подготовки высококвалифицированных лыжников в течение годового цикла, прежде всего, зависит от соблюдения рационально составленного тренировочного плана и грамотной диагностики динамики уровня подготовленности спортсменов под влиянием тренировочных нагрузок (Вомра, 1999, Muller и соавт, 1999).

Основу стратегии подготовки высококвалифицированных лыжников составляет специальная подготовка, направленная на увеличение удельного веса специфических тренировок, ориентированных на совершенствование физических способностей спортсменов и тем самым на увеличение их физических возможностей (Hottenrott, Urban, 1998, Gaskill и соавт, 1999, Rusko, 2003).

Во время ежегодного подготовительного периода (лето и осень) высококвалифицированные спортсмены национальных сборных команд большинства стран проводят 2-3 лыжных тренировочных мезоцикла в условиях высокогорья с наличием снега (Ronsen и Rusko, 2003).

Одним из нововведений в подготовке лыжников (лыжные гонки) является проведение лыжных тренировок в специальном лыжном тоннеле на искусственном снегу.

Общий километраж (упражнения на лыжах, бег, имитация скольжения, упражнения на лыжероллерах) высококвалифицированных спортсменов в рамках «ежегодного мезоцикла» (подготовительный период подготовки) составляет 11040-13294 км, в то время как непосредственно лыжная подготовка – 7230-8704 км (Rusko, 2003). Для того, чтобы выполнять такие объемные лыжные нагрузки спортсмены должны тренироваться летом и осенью с наличием снега.

В видах спорта на выносливость высококвалифицированные спортсмены для повышения уровня общей и специальной выносливости должны тренироваться в условиях гипоксии, чередуя тренировки в равнинных условиях с тренировками на высоте (Madsen, 1999, Rusko и соавт. 1999, Reiss, 2001, Wilber, 2004).

Результаты анализа влияния тренировок в условиях высокогорья на организм лыжников представлен в публикациях различных авторов (Mizuno и соавт., 1990, Ingjer, Myhre, 1992, Matsin и соавт., 1997, Schena соавт., 2002, Ronsen и Rusko, 2003), которые отмечают положительное воздействие таких тренировок на уровень функциональных возможностей организма спортсменов.

Одним из нововведений в подготовке лыжников (лыжные гонки) является организация и проведение лыжных тренировок в специальном лыжном тоннеле на искусственном снегу.

Актуальность исследования данной проблемы заключается в отсутствии методологии организации и проведении подобного вида подготовки высококвалифицированных спортсменов в специальном лыжном тоннеле и в условиях высокогорья в осенний и летний мезоциклы.

Исходя из этого, возникает вопрос о соотношении специфических лыжных тренировочных нагрузок с нагрузками, выполняемыми во время тренировок при отсутствии снега, а так же, в определении уровня интенсивности лыжных нагрузок в рамках тренировок на искусственном снежном покрытии в тоннеле и в естественных условиях летом и осенью в высокогорье (2500-2700 м над уровнем моря).

Целью данного исследования является анализ физических нагрузок в течение подготовительного периода (летнего и осеннего мезоциклов) в специальном лыжном тоннеле с искусственным снежным наполнением и в условиях высокогорья на естественном снежном покрытии, выполняемых кандидатами в олимпийскую сборную Литвы по лыжным гонкам.

Методы

Объектом данного исследования являются тренировочные нагрузки членов олимпийской сборной команды Литвы по лыжным гонкам.

Исследования проводились во время UTC в Вуокатти (Финляндия) с 23 по 29 июля 2005 г. в специальном тоннеле и во время UTC

в Рамзау (Австрия) с 6 по 22 сентября 2005 г. на высоте 2700 м над уровнем моря, в то время как спортсмены жили и выполняли другие упражнения на высоте 1700 м.

Были выполнены: анализ планов тренировок спортсменов, анализ личных журналов и анализ отчетов о физических нагрузках. Проводилась непрерывная запись ЧСС в период преодоления дистанции во время тренировок, определялась скорость выполненной нагрузки (ч), регистрировался километраж, пройденный на лыжах в час (км), измерялось потребление энергии (ккал). Измерялись при помощи пульсометров «Polar AccuRex-Plus». Была использована специальная компьютерная программа, предназначенная для пульсометров «Polar AccuRex-Plus».

Во время тренировок были проанализированы специфические лыжные нагрузки и колебания ЧСС лыжников I.T. (женщины), A.N. (мужчины) и M.S. (мужчины).

Результаты

Лыжные тренировки в тренировочном центре для лыжных гонок в г. Вуокатти (Финляндия) проводились в специальном тоннеле с 23 по 29 июля 2005 г. Лыжники занимались совершенствованием лыжной техники и развитием специальной выносливости для выполнения нагрузок в аэробных условиях работы во время лыжных тренировок в тоннеле. Объем тренировочной нагрузки во время лыжных тренировок был большой, однако, интенсивность выполнения упражнений была не высокой /между аэробными и анаэробными пороговыми значениями/ (таблицы 1, 2). Лыжники выполнили кроссовый бег, имитацию лыжных движений (лыжных ходов), в горных условиях упражнения на развитие аэробно-анаэробных возможностей и упражнения для совершенствования специальной силовой выносливости мышц ног.

На рисунке 1 представлена информация о 7 днях тренировочного цикла, а так же о нагрузках, выполненных лыжниками. Лыжница I.T. в среднем прошла (ходьба на лыжах и бег) 38,68 км за один тренировочный день, а лыжники A.N. и M.S. — 44,71 и 42,74 км соответственно. Лыжники выполняли упражнения на лыжах на высоте 2700 м над уровнем моря во время специального тренировочного мезоцикла (лыжный центр Рамзау /Австрия/ с 6 по 22 сентября).

Таблица 1
Характеристики лыжных тренировок лыжника I.T. (женщина)
в тоннеле в условиях искусственного снежного покрытия
(Вуокатти, с 23 по 29 июля 2006)

Date	The duration, minutes	Distance of the training, km	The metabolic rate, kcal	HR (beats/min), X±SD	Skiing duration in accordance with the cardiac systolic frequency % contributing to the total load (HR, beats/min)					
					120 and less	130	140	150	160	170
23-07	2:10:08	31.5	1554	142±13	5.5	10.8	24.5	22.5	32.6	4.1
24-07	2:02:46	26.0	1396	138±16.7	16.1	14.7	18.0	22.3	20.6	8.2
25-07	2:08:30	31.0	—	141±12.7	6.1	13.9	21.6	27.5	27.7	3.0
26-07	2:01:37	24.8	1656	128±11.0	32.4	16.0	16.8	19.8	13.2	1.7
27-07	2:40:33	41.2	1838	138±12.4	7.8	16.3	24.3	32.3	16.8	2.6
28-07	1:54:02	20.5	1021	134±16.7	32.4	17.2	13.9	26.7	19.5	—
29-07	2:30:53	38.3	1695	137±12.3	10.4	15.7	26.4	33.3	12.9	3.4
	Σ= 15:46:29	Σ= 233.3	Σ= 1528.3	—	Σ					
					14.38	14.91	30.78	26.34	30.47	3.8

Таблица 2
Характеристики лыжных тренировок лыжника I.T. (женщина)
в условиях высокогорья (2700 и над уровнем моря)

Date	The duration, minutes	Distance of the training, km	The metabolic rate, kcal	HR (beats/min), X±SD	Skiing duration in accordance with the cardiac systolic frequency % contributing to the total load (HR, beats/min)						
					120 and less	121-130	131-140	141-150	151-160	161-170	175
23-07	2:03:00	33.7	1809	157±14.9	11.8	19.4	22.2	24.0	17.1	5.5	—
24-07	2:10:54	31.7	—	—	—	—	—	—	—	—	—
25-07	2:06:29	31.5	1515	132±13.4	18.4	21.4	30.4	30.2	9.6	—	—
26-07	2:02:39	29.5	1666	129±17.0	31.6	17.9	16.7	21.3	12.0	0.7	—
27-07	2:41:23	45.0	1838	141±14.9	9.4	15.1	19.4	23.8	22.5	9.8	—
28-07	1:52:35	25.0	1430	135±16.6	20.2	19.1	18.4	18.9	18.0	5.1	0.3
29-07	2:30:41	43.0	2277	138±14.2	11.4	36.3	23.4	24.9	21.6	2.4	—
	Σ= 15:12:39	Σ= 239.4	Σ= 1234.2	—	Σ						
					17.13	58.20	21.75	22.15	16.1	3.92	—

Упражнения на лыжах-роллерах и кроссовый бег выполнялись на высоте 1700 м. Лыжники выполнили большой объем нагрузки (выполняя циклические упражнения) во время специального подготовительного мезоцикла в условиях высокогорья: лыжник I.T. прошел – 765 км, A.N. – 665 км и M.S. – 710 км. Непосредственно специальные лыжные нагрузки, составили 57,04-58,75% от общей нагрузки, выполненной во время циклических упражнений (таблица 3).

Показатели ЧСС лыжников регистрировалась во время каждой тренировки с использованием «Polar AccuRex-Plus» пульсометров (рис. 2, 3, 4, 5).

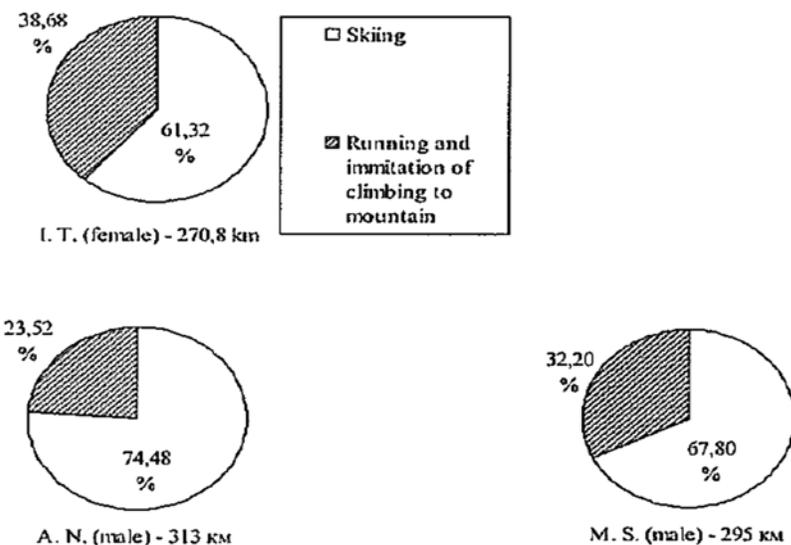


Рисунок 1. Процентное распределение физической нагрузки (в соответствии с измерениями, полученными во время тренировки), выполненной лыжниками во время лыжных тренировок в тоннеле в период мезоцикла (Вуокатти, с 23 по 29 июля 2006).

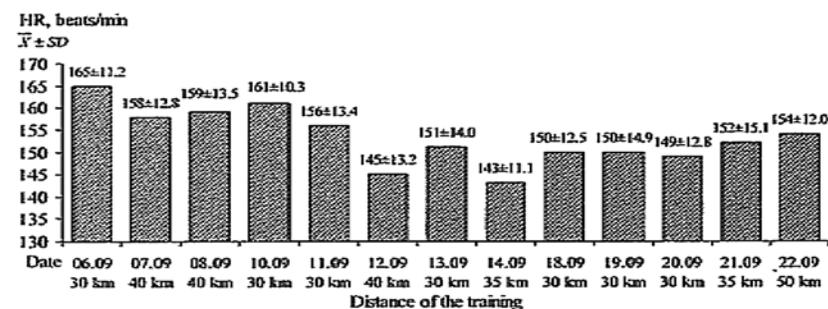


Рисунок 2. Характеристики лыжных нагрузок (высота 2700 м над уровнем моря) выполненных лыжником I.T. (женщины)

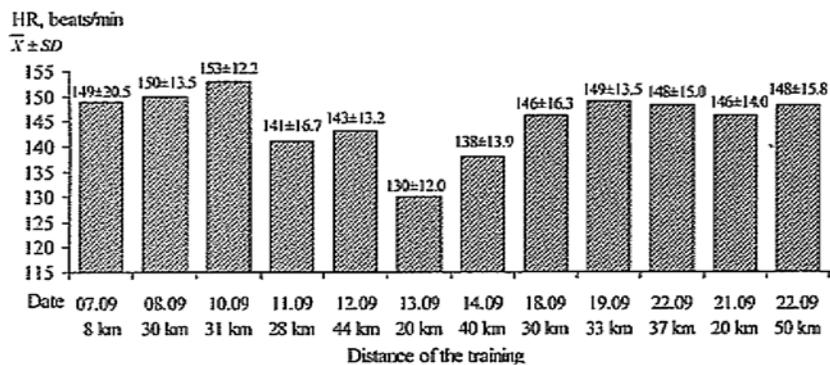


Рисунок 3. Характеристики лыжных нагрузок (высота 2700 м над уровнем моря) выполненных лыжником А.Н. (мужчины)

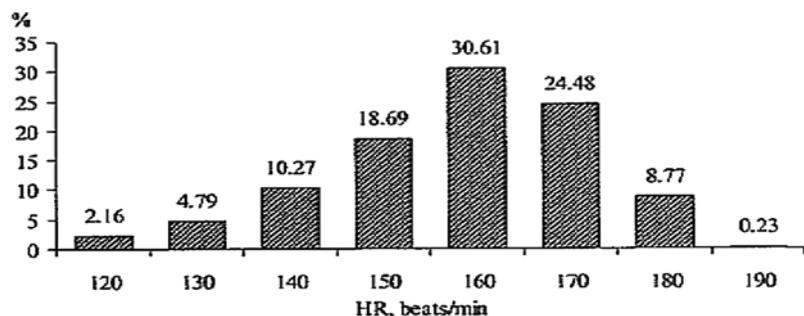


Рисунок 4. Динамика показателей ЧСС и процентное распределение лыжной нагрузки выполненной на высоте 2700 м., лыжником I.T. (женщина)

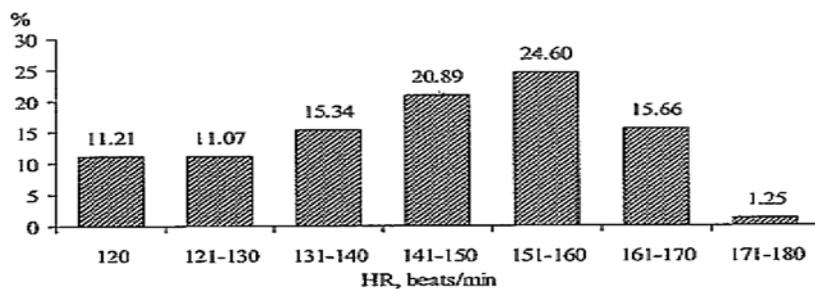


Рисунок 5. Динамика показателей ЧСС и процентное распределение лыжной нагрузки выполненной на высоте 2700 м, лыжником А.Н. (мужчина)

Таблица 3

Показатели нагрузок, выполненных во время циклических упражнений (Рамзау/Австрия/, с 6 по 25 сентября 2005) лыжниками из национальной сборной команды по лыжным гонкам во время UTC в горной среде (RD – день отдыха)

The sequence, date and the number of days of microcycles	Skiiing, km	Rollerskiiing, km	Running, km	The total, km	The daily load of cyclic exercises, km
Skier I. T. (female)					
1. 09-06-09 3+1 RD	110	40	12	162	54
2. 09-10-15 5+1 RD	165	108	16	288	57.6
3. 09-16-23 7+1 RD	175	92	48	315	45
The total, km	450	240	76	766	51
% of all cyclic loads	58.82	31.37	9.93		
Skier A. N. (male)					
1. 09-07-09 2+1 RD	38	–	–	38	19
2. 09-10-15 5+1 RD	163	66	37	266	53.2
3. 09-16-23 7+1 RD	188	106	67	361	51.6
The total, km	389	172	104	665	47,5
% of all cyclic loads	58.50	25.86	15.64		
Skier M. S. (male)					
1. 09-06-09 3+1 RD	86	39	15	140	46.7
2. 09-10-15 5+1 RD	187	68	13	268	53.6
3. 09-16-23 7+1 RD	132	89	81	302	43.1
The total, km	40.5	196	109	710	47,33
% of all cyclic loads	57.04	27.61	15.35		

По результатам исследований можно сказать, что тренировочный процесс лыжников, который включает в себя летний и осенний тренировочные мезоциклы был довольно эффективным. Было отмечено, что во время подготовительного периода индексы функциональных возможностей организма спортсмена увеличились (таблица 4).

Обсуждение результатов

Достижение высоких и стабильных спортивных результатов в большой степени зависит от уровня технической и физической подготовленности, а так же от способности функциональных систем организма лыжников обеспечивать выполнение объемной и интенсивной по своему характеру специфической нагрузки (Eisenman и соавт., 1989; Biladeau и соавт., 1994; Gregory и соавт., 1994; Lindiger, Muller, 1995; Viitasalo и соавт., 1997; Gaskill и соавт., 1999).

Таблица 4
Колебания индексов потребления кислорода и индексов ЧСС у членов национальной сборной команды Литвы во время подготовительного периода (выполнения тренировочных нагрузок переменной интенсивности)

The initials of the skiers	Research stages (months)	The limit of anaerobic threshold value				Critical intensity	
		HR		VO ₂		HR	VO ₂
		baseline	% HR max	ml/min/kg	% VO ₂ max	baseline	ml/min/kg
I. T. (female)	April	165	89.93	48.60	73.30	183	62.18
	15 of November	185	93.93	62.00	88.57	197	70.00
A. N. (male)	April	168	91.63	54.29	81.10	184	66.82
	15 of November	188	96.63	65.00	91.14	210	71.00
M. S. (male)	April	183	94.73	55.63	86.80	197	61.80
	15 of November	182	92.73	63.00	88.73	197	71.00

Непрерывное совершенствование техники передвижения на лыжах, в рамках ежегодного макроцикла, является необходимым компонентом спортивных навыков лыжника (Lindiger, Muller, 1995; Hottenrott, Urban, 1998).

В настоящее время лыжники разрабатывают различные варианты техник выполнения необходимых движений, направленных на улучшение скольжения во время подготовительного периода (летом и осенью) путем выполнения упражнений на лыжероллерах (Street и Frederick, 1995; Hoffman и соавт., 1998; Millet и соавт., 1998) и во время лыжных тренировок на снегу в условиях высокогорья.

Полученные в результате проведенных исследований данные свидетельствуют о том, что величина индивидуальных показателей ЧСС у лыжника не превышает ограничений значения анаэробного порога во время тренировок в тоннеле. Это заключение свидетельствует о том, что проведенные тренировки в искусственно созданных условиях способствовали повышению уровня специальной аэробной выносливости.

Проведенные лыжные тренировки (летние и осенние) в условиях высокогорья (2500–2700 м над уровнем моря) при наличии естественного снега оказали довольно существенное положительное влияние на увеличение функциональных возможностей организма, а так же на уровень технической подготовленности спортсменов (Mizuno и

соавт., 1990; Ingjer, Myhre, 1992; Madsen, 1999; Schena, 2002; Ronsen, Rusko, 2003).

Полученные данные свидетельствуют о том, что тренировки в условиях высокогорья оказывают существенное влияние на увеличение функциональных способностей лыжника в случае их проведения на высотах не менее 1800 м над уровнем моря, ежедневная продолжительность тренировки должна составлять как минимум 2 часа (Madsen, 1999). Тренировки в высокогорье улучшают адаптацию организма к нагрузкам, выполняемым в условиях гипоксии.

В соответствии с данными проведенных исследований (таблица 3) установлено, что во время подготовительного летнего мезоцикла в условиях высокогорья общая нагрузка должна быть распланирована следующим образом: лыжная подготовка должна составлять – 57-58%, лыжероллеры – 26-30%, кроссовый бег – 15-16%.

Установлено, что для повышения эффекта от выполняемой нагрузки лыжные тренировки должны проводиться с переменной интенсивностью: исследуемые индивидуальные показатели ЧСС при тренировках в высокогорье достигали уровня анаэробного порога или превышали его; при тренировках, проводимых на равнине показатели ЧСС значительно уменьшались и в дальнейшем не превышали величины значения аэробного порога (рис. 2, 3).

Исследователи пришли к заключению, что лыжники должны развивать не только специальную силу и силовую выносливость, но и выносливость к выполнению работы в условиях гипоксии (Hottenrott, Urban, 1998; Osteras и соавт, 2002). Специальная сила и силовая выносливость лыжников развивается путем проведения тренировок в условиях высокогорья на лыжероллерах во время специального подготовительного мезоцикла.

Для развития силы мышц верхних конечностей применялись упражнения на лыжероллерах, связанные с подъемом вверх по склону с использованием только лыжных палок, а аналогичные упражнения, но без использования лыжных палок, применялись для развития силы групп мышц нижних конечностей.

Основное условие целесообразности проведения подобных тренировок с использованием лыжероллеров заключается в том, чтобы все элементы техники лыжного хода были выполнены технически грамотно.

Выводы

1. Целесообразно совершенствовать различные варианты лыжных техник и работать для увеличения специальной аэробной выносливости во время летних лыжных тренировок в специальном лыжном тоннеле.
2. Целесообразно проводить тренировки летом и осенью в условиях высокогорья для повышения адаптации организма лыжников к условиям гипоксии и совершенствованию аэробной и анаэробной выносливости. Упражнения на лыжах сочетаются с упражнениями на лыжероллерах. Проведение тренировок на лыжероллерах способствует увеличению специальной силы и развитию специальной выносливости лыжников.
3. В соответствии с показателями ЧСС более 50% объема выполненных тренировочных нагрузок соответствовали индивидуальному уровню анаэробного порога лыжника во время лыжных тренировок в высокогорье.

Литература

1. Biladeau, B., Roy, B., Baulay, M. R. (1994). Effect of drafting on heart rate in cross-country skiing. *Journal of Medicine Science Sports and Exercises*, vol. 26 (5), 637–641.
2. Bompa, T. O. (1999). *Periodization: theory and methodology of training*. 4th United States: Human Kinetics.
3. Boulay, M. R., Serresse, O., Almeras, N., and Tremblay, A. (1994). Energy expenditure measurement in male cross-country skiers: comparison of two field methods. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26 (2), 248–253.
4. Eisenman, P. A., Johnson, S. C., Bainbridge, C. N., Zupan, M. F. (1989). Applied physiology of cross-country skiing. *Journal of Sports Medicine*, 8 (2). 67–79.
5. Gaskill, S. E., Serfass, R. C., Bacharach, D. W., Kelly, J. M. (1999). Responses to training in cross-country skiers. *Journal of Medicine Science Sports and Exercises*, 31(8), 1211–1217.
6. Gregory, R. W., Humphreys, S. E., and Street, G. M. (1994). Kinematic Analysis of Skating Technique of Olympic Skiers in the Women's 30 km Race. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 382–392.
7. Hoff, J., Gran, A., Helgerud, J. (2002). Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Scand Journal of Medicine Science Sports*, 12(5), 288–295.
8. Hoff, J., Helgerud, J., Wisloff, U. (1999). Maximal strength training improves work economy in trained female cross-country skiers. *Journal of Medicine Science Sports and Exercises*, 31, 870–877.
9. Hoffman, M. D. (1992). Physiological comparisons of cross-country skiing techniques (1992). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (9), 1023–1032.
10. Hoffman, M. D., Clifford, P.S., Snyder, A. C., O'Hagan, K. P., Mittelstadt, S. W., Roberts, M. M., Drummond, H. A., and Gaskill, S. E. (1998). Physiological effects of technique and rolling resistance in uphill roller skiing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (2), 311–317.
11. Hottenrott, K., Urban, V. (1998). *Handbuch für skilanglauf*. Aachen: Meyer & Meyer.
12. Ingjer, F., Myhre, K. (1992). Physiological effects of altitude training on elite male cross-country skiers. *Journal of Sports Science*, 10(1), 37–47.

15. Lindinger, S., Muller, B. (1995). Biomechanische Beschreibung ausgewählter moderner Skatingtechniken im Skilanglauf. *Leistungssport*, 2, 45–49.
16. Madsen, O. (1999). Hypoxia — the «magic pill» to enhance performance in endurance sports in the 21st century. In *Proceedings of the Second Annual International Altitude Training Symposium*. Flagstaff, AZ.
17. Matsin, T., Mägi, T., Alaver, M., Viru, A. (1997). *Coaching and Sport Science Journal* (1997), 2(2), 18–23.
18. Millet, O. Y., Hoffman, M. D., Candau, R. B., Buckwalter, J. B., Clifford, P. S. (1998). Cycle Rate Variations in Roller Ski Skating: Effects on Oxygen Uptake and Poling Forces. *International Journal of Sports Medicine*, 19, 521–525.
19. Mizuno, M., Juel, C., Bro-Rasmussen, T., Mygind, E., Schibye, B., Rasmussen, B., Saltin, B. (1990). Limb skeletal muscle adaptations in athletes after training at altitude. *Journal of Applied Physiology*, 68, 496–502.
20. Muller, E., Raschner, C., and Schwameder, H. (1999). The demand profile of modern high-performance training. In *Science in Elite Sport «International Symposium on Sciences for Training in Sport-Requirements and Opportunities for Achieving Optimum Synergies for the Athlete»*. March 13–15, 1998, Innsbruck, Austria. Edited by E. Muller, F. Ludescher, G. Zallinger (pp. 11–31). E&FN Spon. An imprint of Routledge.
21. Osteras, H., Helgerus, J., Hoff, J. (2002). Maximal strength-training effects on force-velocity and force-power relationships explain increases in aerobic performance in humans. *European Journal Appl Physiol*, 88(3), 255–263.
22. Paavolainen, L., Hakkinen, K., Rusko, H. (1991). Effects of explosive type strength training on physical performance characteristics in cross-country skiers. *European Journal Appl Physiol*, 62(4), 251–255.
23. Reiss, M. (2001). Basic methodological principles of altitude training in elite sport. In *Proceedings of the Second Annual International Altitude Training Symposium*. Flagstaff, AZ.
24. Ronsén, O., Rusko, H. (2003). Special and practical issues in cross country skiing. In *Handbook of Sports Medicine and Science Cross Skiing*. Edited by H. Rusko (pp. 141–175). Blackwell Science.
25. Rusko, H. (2003). Training for cross country skiing. *Handbook of Sports Medicine and Science Cross Country Skiing*. Edited by Heikki Rusko (pp. 62–100). Blackwell Science.
26. Rusko, H. K., Tiikaen, H., Paavolainen, L., Hamalainen, I., Kalliokovski, K., Puranen, A. (1999). Effect of living in hypoxia and training in normoxia on sea level VO₂max and red cell mass. *Journal of Medicine Science Sports and Exercises*, 31 (5), 86.
27. Schena, F., Cuzzolin, L., Rossi, L. et al. (2002). Plasma nitrite/nitrate and erythropoietin levels in cross-country skiers during altitude training. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42 (2), 129–134.
28. Street, O. M., and Frederick, E. C. (1995). Measurement of Skier-Generated Forces During Roller-Ski Skating. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 245–256.
29. Viitasalo, J., Norvapalo, K., Laakso, J., Leppavuori, A., Salo, A. (1997). Effects of 50 km racing on ski skating kinematics in the Falun World Championships in 1993. In *Science and Skiing I*. Edited by E. Muller, H. Schwameder, E. Kornexl, C. Raschner (pp.88–96). Cambridge.
30. Wilber, R. (2004). *Altitude Training and Athletic Performance*. Human Kinetic.

АНАЛИЗ ТРЕНИРОВОК ПРОВОДИМЫХ В УСЛОВИЯХ ВЫСОКОГОРЬЯ СПОРТСМЕНОВ, СПЕЦИАЛИЗИРУЮЩИХСЯ В ЗИМНИХ ВИДАХ СПОРТА

Robert F. Chapman, Jonathon L. Stickford u Benjamin D. Levine
Лаборатория работоспособности человека,
кафедра кинезиологии,
университет Индианы, Блумингтон, США
Институт физической культуры и гигиены окружающей среды,
пресвитерианская больница, Даллас; техасский университет
юго-западного медицинского центра, Даллас, США

Соревнования по зимним видам спорта, как правило, проводятся в условиях небольших или средних высот. Однако следует отметить, что практически при проведении почти всех Олимпийских игр, хотя бы один из стадионов находился на высоте более 1000 м над уровнем моря.

Непривычное для спортсменов воздействие высоты может оказать отрицательное влияние на их работоспособность и спортивные результаты. Резкое уменьшение поступления кислорода к работающим мышцам уменьшает показатели максимального потребления кислорода (МПК), что негативно сказывается на работоспособности и выносливости спортсменов в таких видах спорта, как лыжные гонки и биатлон. Уменьшение сопротивления воздуха в условиях высокогорья может существенно повлиять на представителей таких видов спорта, отличительными особенностями которых является необходимость достижения высоких скоростей и демонстрация сложных технических навыков (прыжки на лыжах с трамплина, конькобежный спорт, фигурное катание и хоккей). Расхождение между скоростью и восприятием обычно связано с интенсивностью работы (гипервентиляция легких, повышение интенсивности метаболических процессов, увеличение показателей ЧСС) и может привести к возникновению ошибок в технике выполнения движений и тактике

ведения соревновательной борьбы (затруднения определения оптимальной соревновательной скорости при прохождении дистанции или при выполнении обгона соперника и т.д.).

Для того, что уменьшить негативное влияние на спортсменов различных факторов, характеризующих условия высокогорья, при проведении соревнований можно выполнить следующие мероприятия.

Во-первых, увеличить продолжительность тренировок (количественные показатели времени пока не определены) для адаптации к возможным изменениям характеристик движения шайбы в хоккее, пули (дробь, пулька – при стрельбе из пневматической винтовки или пистолета) в стрельбе, особенностям выполнения движений в фигурном катании, прыжках с трамплина и т.п. Данные мероприятия можно также проводить и в таких условиях, когда тренировки спортсменов проходят в высокогорье, а участие в соревнованиях на равнине.

Во-вторых, предоставить время для акклиматизации в видах спорта на выносливость: по возможности, 3-5 дней, особенно на малых высотах (500–2000 м); 1-2 недели в среднегорье (2000–3000 м); минимум 2 недели (по возможности) в высокогорье (>3000 м).

В-третьих, максимально, насколько это только возможно, увеличить коэффициент восстановительных упражнений (оптимальное соотношение 1:3); рассмотреть возможность увеличения частоты замен в тех видах спорта, где это допустимо, например в хоккее.

В-четвертых, рассмотреть возможность использования дополнительного количества кислорода за пределами «игрового поля» (хоккей) или между заездами (конькобежный спорт или горные лыжи) для повышения интенсивности и скорости процесса восстановления сил спортсменов. Для спортсменов, принимающих участие в соревнованиях, связанных с максимальным проявлением различного рода выносливости, проводимых на равнине (на уровне моря) можно использовать модель высотных тренировок – «жить – высоко, тренироваться – низко». Применение данной модели, по мнению авторов, поможет спортсменам максимально повысить их работоспособность.

Спортсмены, специализирующиеся в зимних олимпийских видах спорта постоянно сталкиваются с различными «экологическими испытаниями», такими как: чрезвычайно низкая температура воздуха, изменения состояния льда и снега, а также различные параметры среднегорья и высокогорья, способные негативно повлиять на их работоспособность.

Хронологическая последовательность проведения зимних Олимпийских игр с указанием высот расположения принимающих городов и стадионов

Year	Winter Olympic Games host city	Altitude of host city	Altitude of select venues
1924	Chamonix, France	1035 m	—
1928	St Moritz, Switzerland	1822 m	—
1932	Lake Placid, NY, USA	568 m	—
1936	Garmisch-Partenkirchen, Germany	708 m	—
1940, 1944	(Cancelled, WWII)	—	—
1948	St Moritz, Switzerland	1822 m	—
1952	Oslo, Norway	204 m	—
1956	Cortina d'Ampezzo, Italy	1210 m	1752 m (speed skating)
1960	Squaw Valley, CA, USA	1880 m	—
1964	Innsbruck, Austria	574 m	574 m (ice events, ski jumping) 1180 m (Nordic) 1247 m (sled events) 1560–2340 m (Alpine)
1968	Grenoble, France	213 m	213 m (ice events) 1050–1920 m (luge) 1050–1710 m (Nordic) 1827 m (special slalom) 1860–3330 m (bobsled) 2090 m (giant slalom) 2252 m (downhill)
1972	Sapporo, Japan	23 m	1024 m (slalom, sled events) 1320 m (Alpine)
1976	Innsbruck, Austria	574 m	574 m (ice events, ski jumping) 1180 m (Nordic) 1247 m (sled events) 1560–2340 m (Alpine)
1980	Lake Placid, NY, USA	568 m	568 m (ice events) 895 m (Nordic, sled events) 1483 m (Alpine)
1984	Sarajevo, Yugoslavia	500 m	500 m (ice events) 1502 m (Nordic, biathlon) 1627 m (sled events) 1913 m (women's Alpine) 2067 m (men's Alpine)
1988	Calgary, AB, Canada	1048 m	1048 m (ice events) 1130 m (sled events, ski jumping, Nordic combined, freestyle skiing) 1400 m (biathlon, Nordic) 1525–2412 m (Alpine, freestyle)
1992	Albertville, France	352 m	352 m (figure and speed skating) 1200–3225 m (speed skiing) 1300–2700 m (Nordic, ski jumping) 1400 m (women's Alpine, hockey) 1650 m (Nordic and biathlon) 1850 m (slalom) 1970 m (sled events) 2100 m (freestyle skiing) 2827 m (Alpine)
1994	Lillehammer, Norway	180 m	122 m (ice events) 1030 m (slalom, giant slalom) 1039 m (super G, downhill)
1998	Nagano, Japan	300 m	374 m (ice events) 620 m (biathlon) 842 m (snowboard halfpipe) 1460 m (freestyle ski, sled events) 1680 m (ski jump, Alpine, Nordic) 1890 m (snowboard slalom) 1990 m (slalom)
2002	Salt Lake City, UT, USA	1320 m	1320 m (ice events) 1767 m (Nordic) 2131 m (ski jumping, sled events) 2377 m (freestyle skiing) 2590 m (most Alpine) 2838 m (downhill)
2006	Turin, Italy	239 m	1312 m (snowboard) 1354 m (sled events) 1510 m (aerials) 1518 m (Nordic, ski jumping) 1646 m (biathlon) 1737 m (women's Alpine) 2035 m (men's Alpine)
2010	Vancouver, BC, Canada	21 m	21 m (ice events) 786–983 m (sled events) 840–930 m (biathlon, Nordic, ski jumping) 910–1440 m (freestyle skiing, snowboard) 1545 m (women's downhill) 1662 m (men's downhill)
2014	Sochi, Russia	34 m	To be announced

Источник: зимние Олимпийские игры, последнее обновление 2008 г., МОК

До тех пор пока в большинстве зимних видов спорта неотъемлемой составляющей остается низкая температура воздуха, для проведения тренировок и соревнований используются горные курорты, расположенные на высотах от малых (500–2000 м) до умеренных (2000–3000 м), находящихся в самых отдаленных северных широтах.

Фактически, при проведении 20 последних зимних Олимпийских игр только 7 из принимающих городов (сюда относятся и специализированные стадионы /скоростной спуск на лыжах/) были расположены на высоте более 1000 м над уровнем моря (табл. 1).

Авторы считают, что осознание специфического, еще не полностью изученного влияния высоты на работоспособность спортсменов, специализирующихся в зимних олимпийских видах спорта, и важности применения новых эффективных методик для улучшения акклиматизации помогут спортсменам достичь максимальных спортивных результатов, как в тренировочной, так и в соревновательной деятельности.

Физические характеристики высоты

С увеличением высоты атмосферное давление снижается. Физические и физиологические эффекты, сопровождающие понижение давления, могут оказать существенное влияние на физическую работоспособность. Одно из основных последствий снижения атмосферного давления – это пропорциональное уменьшение кислорода в выдыхаемом воздухе при уменьшении парциального давления (PO_2). Плотность атмосферного воздуха находится под влиянием давления и непосредственно влияет на передвижение человеческого тела и/или перемещение спортивного снаряда в воздухе (Mehta, 1985).

Многие спортсмены показывают существенные различия в том, насколько сильно они подвержены влиянию изменения высоты или поглощенного PO_2 (Gore и соавт., 1997; Charman и соавт. 1999; Levine и соавт. 2008) и каким образом они, в итоге, адаптируются к снижению атмосферного давления в условиях высоты (Charman и соавт., 1998; Levine и Stray-Gundersen, 2006).

Особенности воздействия условий высокогорья

Воздействия на транспорт и поглощение кислорода

В условиях среднегорья происходит уменьшение показателей $\dot{V}O_{2\max}$ в выдыхаемом воздухе, что впоследствии, сказывается на снижении МПК спортсменов (подробно см. Wehrlin и Hallen, 2006). Хотя этот показатель не единственный, характеризующий уровень работоспособности, однако способность потреблять кислород в высоком темпе исторически связана с видами спорта, где в большой мере требуется проявление выносливости (Robinson и соавт., 1937; di Prampero, 2003; Levine, 2008). К таким видам спорта относятся следующие: лыжные гонки, биатлон, а так же конькобежный спорт (на дистанциях 1500, 5000 и 10000 м).

Так как, МПК во многом зависит от транспорта кислорода к задействованным при выполнении упражнений скелетным мышцам, любое нарушение, связанное с доставкой кислорода из атмосферного воздуха в митохондрии может негативно сказаться на уровне работоспособности. Снижение МПК в первую очередь является результатом снижения парциального давления, которое уменьшает легочную диффузию, снижает артериальное содержание кислорода и ухудшает его доставку к тканям (Buono и соавт., 1985; Wagner, 1996).

При сопоставлении результатов 11 исследований, посвященных определению величины показателей снижения МПК при сильном воздействии высоты у спортсменов с большим уровнем выносливости (Wehrlin и Hallen, 2006), МПК снижается на 7,7% на каждые 1000 м подъема на высоту над уровнем моря (рис. 1). Важно отметить, что результаты этих исследований свидетельствуют о том, что показатели МПК так же значительно уменьшаются на высотах ниже уровня моря, и даже на такой небольшой высоте как 580 м (Gore и соавт., 1997), негласно считающейся «ограничителем» МПК. Таким образом, понятие «порог высоты» при аэробном характере работы не относится к людям, с высоким уровнем выносливости (спортсмены, принимающие участие в соревнованиях, где требуется высокий уровень выносливости, заметят почти линейную зависимость снижения МПК от увеличения высоты над уровнем моря).

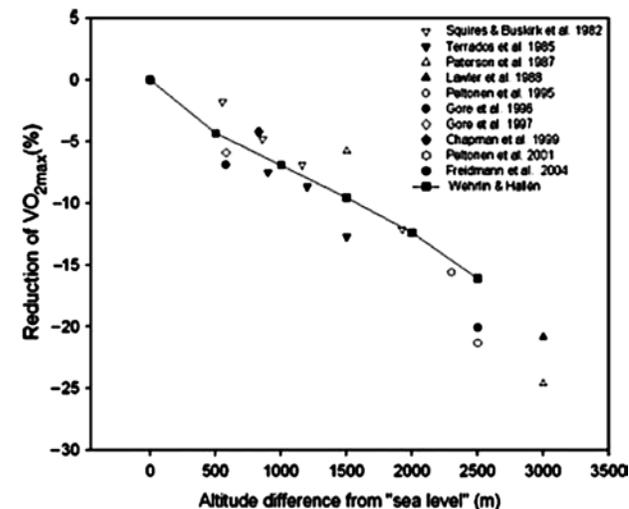


Рисунок 1. Динамика показателей МПК в зависимости от высоты над уровнем моря (на графике представлены только результаты спортсменов, успешно прошедших акклиматизацию в условиях высоты и имевших высокий уровень выносливости, со средним значением МПК > 60 мл кг^{-1} мин^{-1} ; значение МПК уменьшается на $\sim 7,7\%$ с каждыми 1000 м подъема на высоту)

Однако не все спортсмены будут демонстрировать одинаковое снижение МПК в условиях гипоксии. Опубликованные данные демонстрируют широкую вариабельность в особенностях воздействия высоты на показатели МПК (Chapman и соавт., 1999; Wehrlin и Hallen, 2006). Вероятной причиной является $-+$ различная степень ограничений легочного газообмена, высокий поминутный сердечный выброс и легочный кровоток, наблюдаемый у спортсменов с высоким уровнем выносливости (Dempsey и Wagner, 1999; Levine, 2008). Примерно 50% высококвалифицированных выносливых спортсменов демонстрируют снижение артериального оксигемаглобинового насыщения (S_{aO_2}) при выполнении упражнений «до отказа» даже на уровне моря (Powers и соавт. 1988), а у спортсменок коэффициент заболеваемости может превышать 50% (Richards и соавт. 2004).

Бегуны, у которых было понижение $S_{aO_2} < 90\%$ при выполнении упражнений «до отказа» на уровне моря продемонстрировали значительное снижение МПК (4,2%) на высоте 1000 м, в то время как бегу-

ны, которые сохранили $S_{aO_2} > 92\%$ во время выполнения упражнений «до отказа» на уровне моря не показали никаких изменений МПК на той же высоте (Chapman и соавт., 1999). Более того, те же исследования продемонстрировали значительную отрицательную корреляцию между S_{aO_2} и МПК на уровне моря и снижение МПК на высоте. Данное положение также распространяется на определение работоспособности. Например, в группе из 26 высококвалифицированных бегунов, спортсмены с самым высоким S_{aO_2} во время выполнения упражнений «до отказа» на уровне моря продемонстрировали наименьшую потерю результативности при беге на 3000 м. Они начинали тренировки на равнине (уровень моря), затем продолжали в течение 3 дней на высоте 2100 м (R. F. Chapman, J. Stray-Gundersen и B. D. Levine, неопубликованные данные). В целом, результаты этих исследований показывают, что способность сохранять артериальную кислородную насыщенность во время выполнения тяжелых упражнений оказывает сильное влияние на возможность сохранения МПК и работоспособность при выполнении упражнений в условиях высоты.

Так же очевидно, что спортсмены сами выбирают более низкую скорость выполнения упражнений на высоте (Levine и Stray-Gundersen, 1997; Brosnan и соавт., 2000.). Это является прямым ответом на измененные афферентные сигналы идущие от скелетных мышц, а так же спортсмены сообщают о быстром «нарастании» усталости (Amann и соавт. 2006). Эта проблема особенно заметна при относительно непродолжительном отдыхе между подходами. Например, когда соотношение между продолжительностью выполнения упражнений и временем, отводимым на восстановление составляет 1:3 или более, влияние высоты минимально (Brosnan и соавт. 2000). При увеличении этого соотношения до 1:1 проявляется непомерный рост усталости и снижение работоспособности, в результате чего, происходит 10% снижение мощности (рис 2; Brosnan и соавт., 2000).

Влияние высоты на сопротивление воздуха, «подъемную силу» и «тягу»

В спортивных соревнованиях, где требуются большие скорости, человеческое тело должно преодолеть различные виды сопротивлений для достижения настолько высокой скорости, насколько это возможно. Одним из ключевых компонентов данного преодоления является «эффект замедленной тяги». Количество подъемов и «тяг», с которыми сталкивается человек, выполняющий физические упраж-

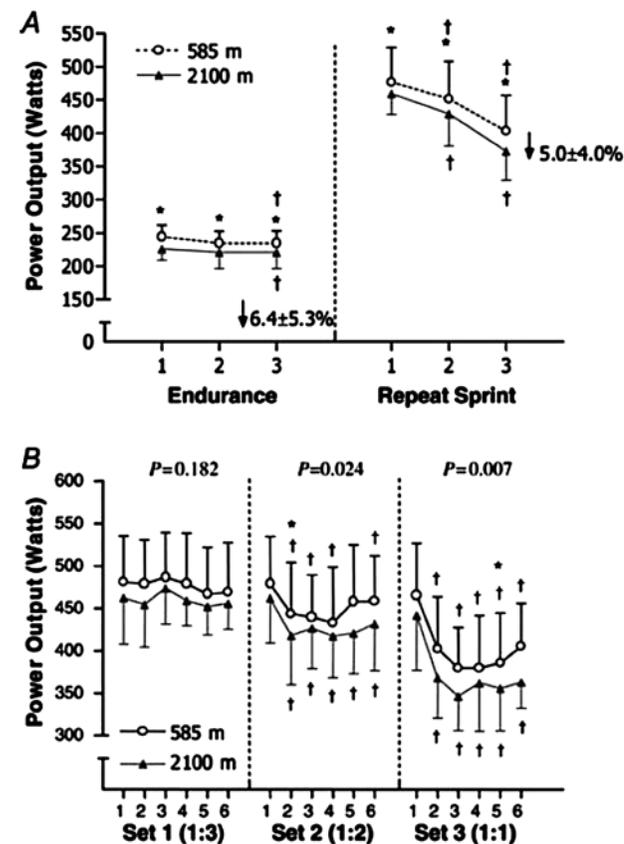


Рисунок 2. Изменения мощности выполняемой работы во время повторной интервальной езды на велосипеде на различных высотах (Значение средней выходной мощности приведены ± стандартное отклонение во время выполнения 3 непрерывных комплексов упражнений на выносливость по 10 мин, повторных интервальных тренировок в спринте (A) и для каждого интервала во время проведения повторных интервальных тренировок в спринте (B), на высоте 585 м /доля вдыхаемого кислорода: 0,2093/ и моделируемой высоте 2100 м /доля вдыхаемого кислорода: 0,1742/.

A — выходная мощность для 6 спринтеров в каждом комплексе упражнений представлены как средние значения для каждого комплекса. Условные обозначения: — уменьшение; * — существенная различие между условиями, $P < 0,05$; -существенное отличие от первого комплекса, $P < 0,05$.

B — указывает на основное влияние высоты на каждый комплекс в интервалах, подсчитанный с использованием 2-полосного вариационного анализа с повторными измерениями. * — достоверное различие между условиями; — существенное отличие от значений первого интервала, $P < 0,05$, n=8 испытуемых).

нения, зависит от формы и размера тела, содержания жидкости в окружающей среде, в которой выполняются упражнения (т.е. воздух или вода), а так же от скорости перемещения тела относительно среды (Нау, 1985).

В таких зимних видах спорта как шорт-трек, конькобежный спорт, скоростной спуск, супер G, бобслей, санный спорт, скелетон, характеризующихся высокими скоростями передвижения спортсменов изменения в «поднятии» и «тяге» существенно влияют на работоспособность. Установлено, что в высокогорье при уменьшении высоты на каждые 305 метров плотность воздуха понижается на ~ 3%, что приводит к уменьшению «эффекта замедления тяги».

Таким образом, по мнению автора, скорость выполнения спортсменами движений и максимальные скорости передвижения самих спортсменов в воздушной среде могут быть достигнуты в условиях высокогорья.

В качестве примера в таблице 2 представлены результаты компьютерного моделирования выступлений спортсменов на соревнованиях по конькобежному спорту (спринт) проведенных на различных высотах. DeKoning и van Ingen Schenau (DeKoning и van Ingen Schenau, 2000) установили, что при условии сохранения факторов, характеризующих качество льда постоянными, модель прогнозирует улучшение результата на 2,2-4,7% на дистанциях 500-1500 м при подъеме спортсмена от Хамар (126 м) до Солт-Лейк-Сити (1305 м; DeKoning и van Ingen Schenau, 2000).

Спортсменам необходимо знать о таких особенностях влияния различных высот на эффективность их деятельности при выполнении, как технических, так и тактических приемов во время выступлений в соревнованиях в различных условиях (распределение

времени при выполнении прыжков в фигурном катании, выполнение обгона соперника на дистанции, преодоление резких поворотов и т.д.).

Установлено, что снижение сопротивления воздуха также влияет на «подъемную силу», которая уменьшается примерно 15% на высоте 1500 м по сравнению с уровнем моря, т.е. длина траектории полета снарядов увеличивается, а ее высота уменьшается.

Примером спортивной деятельности, где снижение сопротивления воздуха может негативно сказаться на мастерстве исполнения технических элементов может служить фигурное катание. Уменьшение «тяги» и увеличение «подъемной силы» (что происходит в условиях тренировок и соревнований на высоте) может вызвать незначительное увеличение количества вращений при исполнении прыжков. Например, при скорости вращения 5 оборотов s^{-1} общая продолжительность прыжка фигуриста высокого уровня составляет 0,68 с во время выполнения четвертного прыжка. При величине указанных показателей на высоте 1600 м вращение увеличится на ~ 1 градус. На соревнованиях, где успех или неудача зависит от остроты лезвия конька, небольшое отклонение может привести к значительным последствиям. Кроме того, у высококвалифицированных фигуристов скорость на подходе к прыжку может достигать 7 ms^{-1} (King и соавт., 2003), а при сниженном сопротивлении воздуха (в условиях высокогорья) она может неожиданно увеличиться и оказать негативное влияние на дальнейшее исполнение прыжка и приземление, в том случае, когда спортсмен не готов к внезапно возникшим изменениям внешних условий.

Примерно так же неожиданное увеличение скорости полета может негативно сказаться на технике выполнения прыжков с трамплина и соответственно на результативности их выступлений на соревнованиях. В связи с этим, перед выступлениями на соревнованиях в среднегорье или высокогорье спортсменам необходимо провести ряд тренировок в предполагаемых условиях проведения соревнований с целью корректировки своих технических навыков выполнения прыжков (Schmölzer и Müller, 2005).

Например, на прыжковом трамплине в Парк Сити (Юта, США) на Олимпийских играх в 2002 г. где плотность воздуха на 20% ниже обычной (плотности на уровне моря), средняя скорость разгона спортсмена составляла 25,93 ms^{-1} и была на ~ 1 ms^{-1} больше средней

Таблица 2
Компьютерное моделирование влияния высоты на результаты в конькобежном спорте

	Location (altitude above sea level)				
	Hamar (126 m)	Nagano (375 m)	Inzell (690 m)	Calgary (1035 m)	Salt Lake City (1305 m)
Race distance					
500 m	39.70 s	39.49 s	39.25 s	38.98 s	38.81 s
1000 m	1 min 18.53 s	1 min 17.24 s	1 min 17.02 s	1 min 16.15 s	1 min 15.56 s
1500 m	2 min 04.41 s	2 min 03.05 s	2 min 01.43 s	1 min 59.69 s	1 min 58.55 s

скорости, развиваемой прыгунами с трамплина при выступлении на меньших высотах в соревнованиях проводимых на Кубок мира. Математическое моделирование показывает, что увеличение скорости от 25 до 26 мс⁻¹ приводит к 8% увеличению аэродинамических сил, что требует обязательной (отнюдь не малой) корректировки навыков спортсмена.

За последние два десятилетия произошли большие изменения в технике прыжков на лыжах с трамплина. Все высококвалифицированные прыгуны сейчас используют «V-технику» для лыж при полете с целью увеличения подъемной силы и удлинения расстояния полета (Seo и соавт., 2004). Потрясающая догадка о влиянии высоты на технические изменения во время полета и результата в прыжках на лыжах с трамплина поступила из работы Schmölzer и Müller (2005). Согласно данным исследований (Schmölzer и Müller, 2005), спортсмен динамично приспосабливает свою технику для минимизирования влияния «тяги» при отталкивании. Однако изменение положения тела увеличивает сопротивление воздуха на заключительном этапе полета «эффект парашюта», где траектория полета становится очень крутой незадолго до приземления. Спортсмен, в первую очередь, выполняет эти действия для изменения угла (который имеет название β -угол) за счет изменения положения тела относительно лыж. Низкая плотность воздуха на высоте уменьшает величину аэродинамической силы, в результате чего снижается обратный крутящий момент (уменьшая подъемную силу) воздействующий на тело спортсмена во время полета. В результате во время полета спортсмен не может наклоняться далеко вперед в условиях высокогорья, как он это привык делать выполняя прыжки с трамплинов, расположенных на уровне моря (в Парк Сити среднее значение β -угла во время всего полета составляет 16,1 градуса, а величина β -угла при прыжках с трамплинов находящихся на более низких высотах составляет 11,7 градуса). При компьютерном моделировании прыжка с трамплина в условиях высокогорья его длина увеличивается на 4,4 метра по сравнению с длиной прыжка на равнине. Все эти и другие изменения внешних условий требуют от спортсмена внесения соответствующих изменений в технику выполнения прыжков и дополнительных тренировок.

Благодаря увеличению скорости передвижения в условиях высокогорья меньшее по величине сопротивление воздуха функционально более значимо, чем вызванное высотой снижение МПК. В результате чего мировые рекорды в велосипедном спорте, такие как одиночный одночасовой заезд, чаще всего, устанавливаются на высоте. Результаты математического моделирования комбинированного воздействия высоты на аэробную мощность выполняемой работы и сопротивление воздуха при одночасовых соревнованиях в велосипедном спорте позволяют предположить, что оптимальная высота для таких соревнований находится в пределах от 3400 до 4000 м (Perronet и соавт., 1991). Дистанция, пройденная на такой высоте за 1 час высококвалифицированным велосипедистом, увеличится (теоретически) на ~ 3,9-4,8 км.

Используя аэродинамическую трубу для измерения различий в трении при различной величине сопротивления воздуха у конькобежцев van Ingen Schneau (1982) создал модель, прогнозирующую, результативность выступлений на соревнованиях в конькобежном спорте на дистанциях до 10 000 м. Полученные результаты свидетельствуют о том, что скорость на дистанции возрастает, несмотря на уменьшение МПК спортсменов (табл. 3).

Когда автор применил эту модель (ретроспективно) к результатам забегов советских конькобежцев, полученным на катках, расположенных на уровне моря (<100 м) и в Алма-Ате (<1700 м), улучшения во времени прохождения дистанции на высоте были немного меньше, но все же присутствовали на всех дистанциях от 500 до 10 000 м.

Интересно отметить, что действующие мировые рекорды, как для мужчин, так и для женщин в любом соревновании по конькобежному спорту были установлены либо в Калгари (1035 м) либо в Солт-Лейк-Сити (1305 м). Кроме того, все Олимпийские рекорды, установленные на всех дистанциях, на Олимпийских играх 2002 г. в Солт-Лейк-Сити, не были улучшены на Олимпийских играх в Турине (239 м) в 2006 г. несмотря на ожидаемые преимущества, связанные с улучшением инвентаря и технических средств за прошедшее время.

Таблица 3

Прогнозы, связанные с влиянием высоты, на результаты в конькобежном спорте, полученные с использованием аэродинамической трубы и математического моделирования (произошло уменьшение времени /с/ прохождения дистанции по сравнению с результатами, полученными в условиях равнины)

Altitude	Race distance			
	500 m	1500 m	5000 m	10 000 m
500 m	0.58 s	0.62 s	0.66 s	0.68 s
1000 m	1.16 s	1.21 s	1.31 s	1.36 s
1500 m	1.72 s	1.81 s	1.95 s	1.99 s
1700 m	1.95 s	2.05 s	2.21 s	2.27 s

Акклиматизации

Постоянное воздействие условий высокогорья стимулирует процесс акклиматизации, что приводит к ряду физиологических изменений в организме, проявляющихся в улучшении доставки кислорода к работающим мышцам и увеличении физической работоспособности. К этим наиболее заметным изменениям относятся: увеличение эритроцитов, повышение содержания гемоглобина и увеличение альвеолярной вентиляции (Levine и Stray-Gundersen, 1997, 2006). Кроме того, при постоянном пребывании на высоте (от небольшой до умеренной) в скелетных мышцах может произойти повышение плотности капилляров, повышение митохондриальной плотности внутри клетки, повышение содержания миоглобина (Hoppele и Vogt, 2001). Все эти происходящие изменения в комплексе могут улучшить способность адаптации к выполнению физической нагрузки в условиях высоты. Для спортсменов, участвующих в видах спорта, связанных с проявлением высокого уровня выносливости, правильная высотная акклиматизация оказывает положительное влияние на результат.

Влияние акклиматизация в условиях высокогорья на работоспособность спортсменов

Вероятно, существуют два ключевых вопроса для организации правильной подготовки спортсмена к участию в соревнованиях в видах спорта, предъявляющих повышенные требования проявлениям

выносливости в условиях высокогорья: 1. На какой высоте спортсмен должен жить?; 2. Сколько необходимо дней пребывания на высоте для достаточной акклиматизации до начала соревнования?

Что касается выбора правильной высоты, то данные свидетельствуют о том, что спортсмен должен проходить акклиматизацию на той высоте, на которой планируется проведение соревнований (Levine и соавт., 2008).

Что касается определения оптимального времени продолжительности подготовки в условиях высокогорья для необходимой акклиматизации спортсменов, то большинство авторов, проводивших многочисленные исследования в данной области, рекомендуют начинать подготовку за 2 недели до начала соревнований (Chapman и Levine, 2000; Gore и соавт. 2008; Levine и соавт. 2008).

Данные рекомендации могут быть изменены в зависимости от высоты проживания спортсмена и высоты, на которой планируется проведение соревнований. Например, при соревнованиях, проводимых на небольшой высоте, приемлемый период акклиматизации может составлять 3-5 дней, для акклиматизации в условиях умеренных высот необходим временной период в 1-2 недели (Bartsch и соавт. 2008). Некоторые спортсмены пытались соревноваться в условиях высоты без предварительной акклиматизации. Однако имеющиеся в распоряжении данные позволяют предположить, что резкое снижение максимальной аэробной мощности и работоспособности под влиянием высоты 2300 м произойдет в течение первых 16-24 часов, а затем будет стабильно увеличиваться в течение первых 2 недель с использованием дополнительного медицинского сопровождения (рис. 3, Schüler и соавт., 2007).

Существует много других соображений, которые не менее важны, в том числе нарушение суточного ритма функционирования организма, наличие жилья и наличие тренировочных удобств. Здесь перечислены только несколько факторов, с учетом того, что предложенные рекомендации должны быть индивидуализированы для каждого спортсмена или команды.

Рекомендуется так же, чтобы спортсмены, готовясь к соревнованиям в условиях высокогорья, учитывали известное правило – «жить – высоко, тренироваться – низко» (Levine и Stray-Gundersen, 1997). При таком подходе спортсмен живет на высоте, получая все преимущества процесса высокогорной акклиматизации, постоянно подвер-

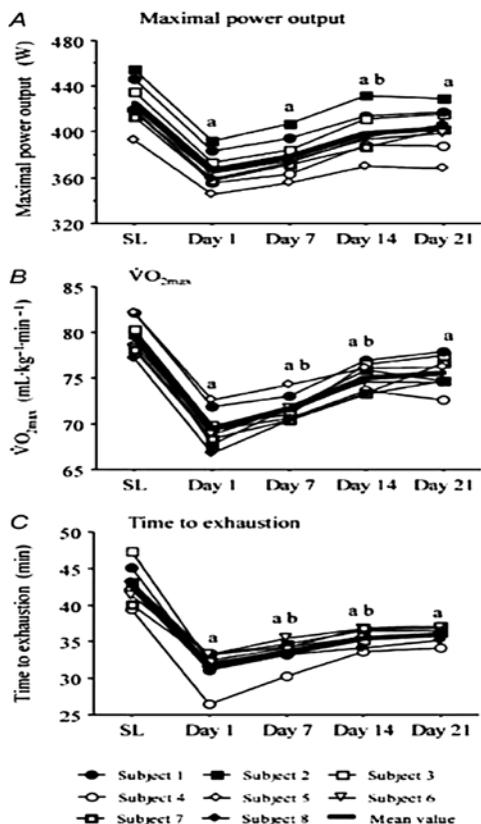


Рисунок 3. Влияние воздействия условий высокогорья и процесса акклиматизации на максимальную мощность выполняемой работы, величину МПК и время до состояния полного утомления во время статической нагрузки в велоспорте /Индивидуальные реакции испытуемых (n=7) для максимальной выходной мощности (A), МПК (B) и время до полного утомления (C) во время статической нагрузки в велоспорте (езды на велосипеде). Испытуемые были протестированы на высоте равной уровню моря и после возвращения с высоты 2340 м на 1, 7, 14 и 21 день/

гаясь воздействию гипоксии, но выполняет тренировочные нагрузки высокой интенсивности на малой высоте, где приток кислорода и необходимая интенсивность выполняемой нагрузки могут быть сохранены.

Даже когда тренировки на небольшой высоте невозможны по материально-техническим причинам, тренировки на базе, находящейся на уровне моря могут быть смоделированы при использовании «гипоксического дыхания» такого же, которое возникает в условиях высокогорья. Спортсмены на Олимпийской тренировочной базе в Colorado Springs (1860 м, атмосферное давление 610 мм рт. ст., вдыхаемый PO₂ 128 мм рт. ст.) регулярно тренируются при 26% вдыхаемого кислорода, что делает вдыхаемый PO₂ на уровне

159 мм рт. ст. равным значению уровня моря (Wilber, 2007). Эта стратегия доказала свою эффективность при тестировании высококвалифицированных велосипедистов (Morris и соавт., 2000). Данная стратегия так же была использована национальной сборной США по конькобежному спорту (Wilber, 2007) при подготовке к соревнованиям, проходившим в условиях высокогорья (зимние Олимпийские игры в Солт-Лейк-Сити).

Нет конкретных данных о расчете времени пластичности процессов моторики в условиях высоты под воздействием уменьшенной плотности воздуха. Для опытных спортсменов, принимающих участие в соревнованиях в условиях высокогорья, для внесения соответствующих корректив в технику выполнения необходимых движений требуется значительное количество повторений. Однако в настоящее время, по данному вопросу отсутствуют какие либо конкретные научно обоснованные рекомендации.

Высотная акклиматизация для работоспособности на уровне моря

На протяжении четырех десятилетий спортсмены, специализирующиеся в видах спорта, где необходим высокий уровень выносливости, использовали тренировки в условиях различных высот (среднегорье, высокогорье) для повышения работоспособности при выступлении в соревнованиях, проводимых на стадионах, расположенных на уровне моря.

При условии достаточной акклиматизации на высоте происходит значительное улучшение работы кислородно транспортной функции, усвоение кислорода тканями и мышцами, увеличение МПК. Однако это происходит только в том случае, если акклиматизация прошла успешно. В начале акклиматизации в условиях высоты наблюдается обратный эффект, т.е. ухудшение транспортной функции доставки кислорода к работающим мышцам, его усвояемости, уменьшение МПК и др.

В результате происходит ухудшение многих процессов в организме спортсменов, обеспечивающих выполнение необходимых физических нагрузок в условиях гипоксии, ухудшаются координационные способности и, как следствие, нарушается техника выполнения спортивных движений, быстро развивается утомление и т.д. (Levine и Stray-Gundersen, 1997). В связи с этим, для минимизации отрицательного эффекта влияния высоты исследователи предлагают для

подготовки к соревнованиям использование модели организации тренировок, заключающейся в том, чтобы спортсмены проживали в условиях высоты, а проводили тренировки в равнинной области: «жить — высоко, тренироваться — низко» (Levine и Stray-Gundersen, 1997).

Бегуны на длинные дистанции, которые в течение 4 недель проживали на высоте 2500 м в течение 4 недель и принимали соответствующие железосодержащие пищевые добавки, продемонстрировали значительное увеличение количества эритроцитов (~8%) и МПК (~5%) по сравнению с этими же показателями, измеренными в условиях равнины. Только группа спортсменов после проведения УТС в условиях высоты и, выполнивших одно из двух обязательных условий: все каждодневные тренировки или только высокоинтенсивные тренировки проводить на высоте ниже 1250 м, продемонстрировала существенное улучшение результатов (1,5%) в забеге на 5000 м, проведенном на высоте равной уровню моря.

Для эффективного применения модели «высотных тренировок» — «жить — высоко, тренироваться — низко» существуют следующие требования.

Правильный выбор высоты для проживания спортсменов при подготовке к соревнованиям

Для получения положительного эффекта от «высотных тренировок» совершенно необязательно стремиться проживать на максимально доступной высоте.

Согласно данным Levine и Stray-Gundersen (2006), бегуны, проживавшие в течение 4 недель на высоте 2805 м (с тренировками на небольшой высоте), продемонстрировали меньшее улучшение результата в беге на 3000 м на уровне моря (1,4%), по сравнению с группой спортсменов, живших на высотах 2454 м (2,7%) и 2085 м (2,8%), не смотря на чуть более высокий уровень содержания эритропоэза (гормон, отвечающий за выработку красных кровяных телец).

Хотя отдельные реакции эритропоэтина на постоянное воздействие высоты значительно различаются (Charman и соавт., 1998), минимальный высотный порог для большинства спортсменов обычно проявлялся на высоте ~ 2000 м. Оптимальными рекомендуемыми высотами для проживания в период подготовки к соревнованиям считаются высоты в диапазоне от 2000 и 2500 м (Levine и Stray-Gundersen, 2006).

Продолжительность пребывания в условиях высоты

Несмотря на значительное увеличение эритроцитов, наблюдаемое после 3 недель проживания в условиях высокогорья, следует отметить, что удвоение их количества произошло после дополнительной (четвертой) недели пребывания на высоте (Levine и Stray-Gundersen, 2006). Таким образом, 4 недели — это минимально-рекомендуемое время проживания на высоте. Временной период пребывания на высоте менее двух недель, вероятно, будет недостаточным для существенного повышения содержания эритропоэза для увеличения уровня работоспособности.

Ежедневная продолжительность воздействия

Согласно результатам исследований, полученным Rusko и соавт. (2004), ежедневное шестнадцатичасовое искусственное воздействие высоты (с достаточным содержанием азота) на протяжении 4 недель приводит к значительному увеличению эритроцитов (~ 5%). Тем не менее, этот показатель меньше, чем увеличение массы эритроцитов (~ 8%), наблюдаемое в период 4-недельного 24х часового пребывания на высоте. Также установлено, что восьмичасовое воздействие специальной азотосодержащей смеси на протяжении 23 дней не приводит к каким-либо заметным изменениям массы эритроцитов (Ashende и соавт., 1999). Точно так же, прерывистое гипоксическое дыхание в течение 70–90 минут в день при 10% содержания кислорода в воздухе и трехчасовое пребывание в искусственно созданных условиях высоты 5500 м не показали никаких изменений в концентрации эритроцитов после 4 недель эксперимента, несмотря на кратковременные увеличения уровня содержания эритропоэтина (Julian и соавт., 2004).

Рекомендации для спортсменов зимних видов спорта, планирующих выступления на высоте

1. Увеличить продолжительность тренировок для адаптации к возможным изменениям характеристик движения шайбы в хоккее, пули (дробь, пуля — при стрельбе из пневматической винтовки или пистолета) в стрельбе, особенностям выполнения движений в фигурном катании, прыжках с трамплина и т.п. Данные мероприятия можно также проводить и в таких условиях, когда тренировки спортсменов проходят в высокогорье, а участие в соревнованиях на равнине.

2. Период времени для акклиматизации спортсменов, специализирующихся в видах спорта, в которых требуется высокая степень выносливости, должен быть не менее 3-5 дней на небольшой высоте (500-2000 м); 1-2 недели на средней высоте (2000-3000 м); и как минимум 2 недели на большой высоте (>3000 м).
3. В максимально возможной степени увеличить соотношения между физическими упражнениями и периодами восстановления (по мнению автора, оптимальное соотношение 1:3) и проводить наиболее частые замены в тех видах спорта, где это разрешено, например, хоккей.
4. Для повышения эффективности восстановительных мероприятий решить вопрос об использовании дополнительного количества кислорода вне игрового поля (хоккей) или между заездами (конькобежный спорт, горные лыжи).
5. Для подготовки к участию в соревнованиях, проводимых на стадионах, расположенных на уровне моря целесообразно использовать модель «высотных тренировок» — «жить — высоко, тренироваться — низко».

Литература

1. Amann M, Eldridge MW, Lovering AT, Stickland MK, Pegelow DF & Dempsey JA (2006). Arterial oxygenation influences central motor output and exercise performance via effects on peripheral locomotor muscle fatigue in humans. *J Physiol* 575, 937–952.
2. Ashenden MJ, Gore CJ, Dobson GP & Hahn AG (1999). «Live high, train low» does not change the total haemoglobin mass of male endurance athletes sleeping at a simulated altitude of 3000 m for 23 nights. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 80, 479–484.
3. Bartsch P, Saltin B & Dvorak J; Federation Internationale de Football Association (2008). Consensus statement on playing football at different altitude. *Scand J Med Sci Sports* 18(Suppl 1), 96–99.
4. Bernardi L, Passino C, Serebrovskaya Z, Serebrovskaya T & Appenzeller O (2001). Respiratory and cardiovascular adaptations to progressive hypoxia: effect of interval hypoxic training. *Eur Heart J* 22, 879–886.
5. Beidleman BA, Muza SR, Fulco CS, Jones JE, Lammi E, Staab JE & Cymerman A (2009). Intermittent hypoxic exposure does not improve endurance performance at altitude. *Med Sci Sports Exerc* 41, 1317–1325.
6. Brosnan MJ, Martin DT, Hahn AG, Gore CJ & Hawley JA (2000). Impaired interval exercise responses in elite female cyclists at moderate simulated altitude. *J Appl Physiol* 89, 1819–1824.
7. Chapman RF, Emery M & Stager JM (1999). Pulmonary gas exchange limitations in normoxia influence the decline in VO₂max in mild hypoxia. *Med Sci Sports Exerc* 31, 658–663.
8. Chapman RF & Levine BD (2000). The effects of hypoand hyperbaria on sport performance. In *Exercise and Sports Science*, ed. Garrett WE & Kirkendall JT, pp. 447–458. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia.
9. Chapman RF, Stray-Gundersen J & Levine BD (1998). Individual variation in response to altitude training. *J Appl Physiol* 85, 1448–1456.
10. DeKoning JJ & van Ingen Schenau GJ (2000). Performance-determining factors in speed skating. In *Biomechanics in Sport: Performance Improvement and Injury Prevention*, ed. Zatsiorski VM, pp. 232–246. Blackwell Science, Malden, MA, USA.
11. Dempsey JA & Wagner PD (1999). Exercise-induced arterial hypoxemia. *J Appl Physiol* 87, 1997–2006. di Prampero PE (2003). Factors limiting maximal performance in humans. *Eur J Appl Physiol* 90, 420–429.

12. Ericsson KA & Lehman AC (1996). Expert and exceptional performance: evidence of maximal adaptation to task constraints. *Annu Rev Psychol* 47, 273–305.
13. Factsheet: Olympic Winter Games, update January 2008. International Olympic Committee.
14. Gore CJ, Little SC, Hahn AG, Scroop GC, Norton KI, Bourdon PC, Woolford SM, Buckley JD, Stanef T, Campbell DP, Watson DB & Emonson DL (1997). Reduced performance of male and female athletes at 580 m altitude. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75, 136–143.
15. Gore CJ, McSharry PE, Hewett AJ & Saunders PU (2008). Preparation for football competition at moderate to high altitude. *Scan J Med Sci Sports* 18(Suppl 1), 85–95.
16. Hay JG (1985). *The Biomechanics of Sports Techniques*, pp. 169–187. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA.
17. Hoppeler H & Vogt M (2001). Muscle tissue adaptations to hypoxia. *J Exp Biol* 204, 3133–3139.
18. Julian CG, Gore CJ, Wilber RL, Daniels JT, Fredericson M, Stray-Gundersen J, Hahn AG, Parisotto R & Levine BD (2004). Intermittent normobaric hypoxia does not alter performance or erythropoietic markers in highly trained distance runners. *J Appl Physiol* 96, 1800–1807.
19. King D, Smith S, Higginson B, Muncasy B & Schierman G (2003). Characteristics of triple and quadruple toe-loops performed during the Salt Lake City 2002 Winter Olympics. *Sports Biomech* 3, 109–123.
20. Levine BD (2008). VO₂, max: what do we know and what do we still need to know? *J Physiol* 586, 25–34.
21. Levine BD & Stray-Gundersen J (1997). «Living high-training low»: effect of moderate-altitude acclimatization with low-altitude training on performance. *J Appl Physiol* 83, 102–112.
22. Levine BD & Stray-Gundersen J (2006). Dose-response of altitude training: how much altitude is enough? In *Hypoxia and Exercise*, ed. Roach R, pp. 233–247. Springer, New York.
23. Levine BD, Stray-Gundersen J & Mehta RD (2008). Effect of altitude on football performance. *Scand J Med Sci Sports* 18(Suppl 1), 76–84.
24. McCole SD, Claney K, Conte JC, Anderson R & Hagberg JM (1990). Energy expenditure during bicycling. *J Appl Physiol* 68, 748–753.
25. McConnell GK, Costil DL, Widrick JJ, Hickey MS, Tanaka H & Gustin PB (1993). Reduced training volume and intensity maintain aerobic capacity but not performance in distance runners. *Int J Sports Med* 14, 33–37.
26. McIntyre J, Zago M, Berthoz A & Lacquaniti F (2003). The brain as a predictor: on catching flying balls in Zero-G. In *The Neurolab Spacelab Mission: Neuroscience Research in Space*, ed. Buckey JC & Homick J, pp. 55–62. Houston.
27. Mehta RD (1985). Aerodynamics of sports balls. *Ann Rev Fluid Mech* 17, 151–189.
28. Morris DM, Kearney JT & Burke ER (2000). The effects of breathing supplemental oxygen during altitude training on cycling performance. *J Sci Med Sports* 3, 165–175.
29. Perronet F, Bouissou P, Perrault H & Ricci J (1991). The one hour cycling record at sea-level and at altitude. *Cycling Sci* 3, 16–22.
30. Powers SK, Dodd S, Lawler J, Landry G, Kirtley M, McKnight T & Grinton S (1988). Incidence of exercise induced hypoxemia in elite endurance athletes at sea level. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 58, 298–302.
31. Richards JC, McKenzie DC, Warburton DE & Road JD (2004). Prevalence of exercise-induced arterial hypoxemia in healthy women. *Med Sci Sports Exerc* 36, 1514–1521.
32. Robinson S, Edwards HT & Dill DB (1937). New records in human power. *Science* 85, 409–410.
33. Rusko H, Tikkanen H & Peltonen J (2004). Altitude and endurance training. *J Sports Sci* 22, 928–945.
34. Schmolzer B & Müller W (2005). Individual flight styles in ski jumping: results obtained during Olympic Games competition. *J Biomech* 38, 1055–1065.
35. Schuler B, Thomsen JJ, Gassmann M & Lundby C (2007). Timing the arrival at 2340 m altitude for aerobic performance. *Scand J Med Sci Sports* 17, 588–594.
36. Seo K, Murakami M & Yoshida K (2004). Optimal flight technique for V-style ski jumping. *Sports Eng* 7, 97–103.
37. Torre-Bueno JR, Wagner PD, Slatzman HA, Gale GE & Moon RE (1985). Diffusion limitation in normal humans during exercise at sea level and simulated altitude. *J Appl Physiol* 58, 989–995.
38. Townsend NE, Gore CJ, Stray-Gundersen J, Rodriguez FA, Truijens MJ & Levine BD (2004). Ventilatory acclimatization to intermittent hypoxia in well-trained runners and swimmers. *Med Sci Sports Exerc* 36, S337.
39. Van Ingen Schneau GJ (1982). The influence of air friction in speed skating. *J Biomech* 15, 449–458.
40. Wagner PD (1996). A theoretical analysis of factors determining V O_{2MAX} at sea level and altitude. *Respir Physiol* 106, 329–343.

41. Wehrlin JP & Hallen J (2006). Linear decrease in VO_{2max} and performance with increasing altitude in endurance athletes. Eur J Appl Physiol 96, 404–412.
42. Wilber RL (2007). Application of altitude/hypoxic training by elite athletes. Med Sci Sports Exerc 39, 1610–1624.

ИНТЕРВАЛЬНАЯ (ПЕРИОДИЧЕСКАЯ) ГИПОКСИЧЕСКАЯ ТРЕНИРОВКА

*DR. ДЖОН HELLEMANS FRNZCGP,
практикующий врач/тренер
Dr МАЙК HAMLIN,
научный работник в спортивной сфере*

Тренировка в условиях высокогорья впервые стала применяться после Олимпийских игр проходивших в Мексике (1964). Тогда было замечено, что спортсмены в видах спорта, где требуется высокий уровень выносливости, испытывали недомогание во время олимпийских игр и были неспособны достичь своей лучшей спортивной формы. Спортсмены, которые прошли акклиматизацию в условиях высокогорья до игр, чувствовали себя значительно лучше. Более того, по возвращению на уровень моря для участия в последующих соревнованиях ими было установлено много личных и мировых рекордов.

Длительное время ученые не находили объективных значимых экспериментальных доказательств, подтверждающих преимущество проведения тренировок в условиях высокогорья, игнорируя положительные отзывы тренеров и спортсменов, ссылающихся на свои субъективные ощущения и восприятия о пользе подобных тренировок.

Несмотря на мнение ученых, тренеры и спортсмены продолжали экспериментировать с различными вариантами и схемами организации предсоревновательной подготовки в условиях высокогорья.

В середине 1990-х тренировка в условиях высокогорья была официально включена в программу подготовки сборной команды Новой Зеландии по триатлону. Ее применение положительно сказалось на результативности спортсменов.

После полученного удачного опыта организации тренировок в Северной Америке и Европе в условиях высокогорья по принципу **«жить высоко – тренироваться высоко»** последовали попытки преимущественно в Северной Америке организации и проведения подобных тренировок по принципу **«жить высоко – тренироваться низко»**.

В последние годы необходимые условия для организации предсоревновательной подготовки спортсменов в условиях высокогорья и среднегорья были найдены на Южном острове в Новой Зеландии, где местность и условия (www.snowfarm.nz.com) позволяют использовать модель «жить высоко – тренироваться низко», а также «жить высоко – тренироваться высоко».

В процессе подготовки спортсменов к соревнованиям можно также использовать в качестве полезного дополнения имитацию (моделирование) условий, возникающих на разных высотах.

Обычная тренировка на высоте («жить высоко – тренироваться высоко»)

По личному опыту авторов, высота, находящаяся в пределах диапазона 1500 м – 2000 м является оптимальной для проведения обычной тренировки на высоте. Более опытные спортсмены могут жить (и тренироваться) на большей высоте. Однако тренировки на указанных высотах вызывают меньше побочных эффектов при сохранении всех достоинств высокогорной подготовки.

В опубликованных работах представлены результаты исследований подтверждающие наличие структурных и гематологических изменений (адаптаций) происходящих при проведении обычных тренировок («жить высоко – тренироваться высоко») в условиях высокогорья (таблица 1).

Таблица 1. Адаптация к гипоксии

Структурная	Гематологическая
↓ Размер мышечных волокон	↑ EPO
↑ Капиллярная плотность	↑ Гемоглобин
↑ Митохондриальная плотность	↑ Гематокрит
↑ Запас миоглобина	↑ 2,3-DPG
↑ Оксидативные ферменты	

Экспериментально подтверждено, что совершенствование скоростных способностей спортсменов в процессе интенсивных тренировок в условиях высокогорья замедляется. Это относится непосредственно к бегу и плаванию.

Ввиду пониженного сопротивления воздуха (на высоте) скорость передвижения велосипедистов в равнинных условиях после высокогорных тренировок фактически увеличивается.

Как правило, в первые дни многие спортсмены испытывают некоторые побочные эффекты из-за воздействия условий высокогорья (таблица 2).

Таблица 2. Побочные эффекты высокогорья

- Увеличенная вентиляция
- Головные боли
- Диарея
- Бессонница
- Сонливость
- Обезвоживание
- Сухость кожи

Большинству спортсменов, по мнению авторов, нужно уменьшить частоту и продолжительность тренировок, а так же снизить их интенсивность, особенно в первую неделю пребывания на высоте.

«Жить высоко – тренироваться низко»

Benjamin Levine и James Stray-Gunderson в конце 1990-х годов представили доказательства, свидетельствующие о преимуществе проживания в условиях высокогорья (оптимальная физиологическая адаптация) и пользе проведения тренировок в среднегорье (оптимальная тренировочная адаптация).

Они сравнили 3 группы спортсменов. Одна группа жила и тренировалась в среднегорье, другая жила и тренировалась в высокогорье, а третья готовилась, используя формулу «жить высоко – тренироваться низко» (таблица 3).

Таблица 3. Исследуемые параметры в условиях высокогорья и среднегорья

	Высоко – высоко	Высоко – низко	Низко- низко
Максимум VO ₂	↑	↑	⇔
Красные кровяные тельца	↑	↑	⇔
Скорость при VO _{2max}	↓	↑	⇔
Скорость при максимальном устойчивом состоянии	↓	↑	⇔
Забег на время на дистанции 5 км	↓ ↑	↑	⇔

- Результативность падает на высоте
- Максимальный VO_2 не улучшается
- Ограниченная реакция EPO

Chapman, Stray-Gunderson, Levine 1998

Было установлено, что возможно использование различных индивидуальных форм (формул, схем) подготовки спортсменов, в зависимости от особенностей протекания процессов адаптации их организма к условиям высоты (таблица 4).

Таблица 4. Индивидуальные схемы подготовки

1. Жить в высокогорье – тренироваться в высокогорье
2. Жить в высокогорье – тренироваться в среднегорье
3. Жить низко – тренироваться низко
4. Жить очень высоко – тренироваться в высокогорье
5. Жить на малых высотах – тренироваться на уровне моря
6. Жить низко – тренироваться высоко

Имитация высоты

Различные формы имитации высоты представлены в таблице 5.

Таблица 5

Варианты (методы) имитация условий высоты

- Декомпрессионная камера (гипобарическая гипоксия)
- Задержка дыхания (гиперкапническая гипоксия)
- Дыхание на сопротивление (респираторная гипоксия)
- Палатка высоты (нормоксическая гипоксия)
- Периодическая гипоксическая тренировка (периодическая нормобарическая гипоксия)

Интервальная (периодическая) гипоксическая тренировка

Интервальная гипоксическая тренировка представляет собой периодическое воздействие на спортсмена (в положении сидя) гипоксического (9-15%) и нормоксического воздуха в течение 1-2 часов ежедневно в пределах 2-3 недель.

Благодаря интервальной природе воздействия, можно достигнуть величины показателей, характеризующих условия высокогорья, влияние которых проявляется в значительном снижении уровня содержания кислорода в крови. Устройства, которые обеспечивают интервальную гипоксическую тренировку, называются гипоксикаторами.

Обычно они обеспечивают содержание кислорода в воздухе в количестве 9-15%, что соответствует диапазону высот от 6,600 м до 2,700 м над уровнем моря. Недавно выпущено ручной прибор, который имеет название Alti-power. Этот прибор очень удобен в эксплуатации и предназначен для домашнего пользования или применения во время различных поездок и экспедиций.

Индивидуальные схемы проведения эксперимента основаны на десятиминутном гипоксическом тестировании, которое обычно выполняется в течение десяти минут при воздействии воздуха, содержащего 11-13% кислорода. Содержание кислорода во время тестирования измеряется с помощью пульсовой оксиметрии.

В таблице 6 представлены результаты тестирования 3 групп испытуемых, использовавших интервальную гипоксическую тренировку: спортсмены, пациенты и скалолазы.

Таблица 6

Результаты применения интервальной гипоксической тренировки

PaSO_2	Неделя 1	Неделя 2	Неделя 3
Спортсмены	88-92%	84-88%	80-84%
Пациенты	92-96%	88-92%	84-88%
Скалолазы	84-88%	80-84%	76-80%

Адаптация к интервальному (периодическому) воздействию гипоксии предусматривает изменения в деятельности следующих систем организма:

1. Системе доставки кислорода
2. Дыхательной системе
3. Нейроэндокринной системе
4. Метаболической системе
5. Иммунной системе
6. Генной транскрипции

Механизмы транспортировки кислорода и его переработки в мышцах и тканях организма совершенствуются за счет увеличения ЕРО, ретикулоцитов, повышения уровня гемоглобина, гематокрита, 2, 3/DPG, улучшения микроциркуляции крови, увеличения содержания миоглобина, митохондрий и оксидативных энзимов.

Что касается реакции со стороны дыхательной системы, то проведенные исследования на животных показывают увеличение альвеолярной поверхности легких, диффузионных возможностей альвеолярных капилляров, и увеличение капиллярного русла, а так же повышение жизнеспособности и улучшение вентиляции легких.

Со стороны нейроэндокринной системы, отмечается увеличение стрессоустойчивости. Это происходит благодаря увеличению содержания бета-эндорфинов и серотонина в центральной нервной системе, а также снижению норэпинефрина. На периферии наблюдается увеличение бета-эндорфинов, простагландинов и простаглицлина, а также уменьшение катехоламина. Метаболическая адаптация заключается в увеличении цитохрома р 450, 7 альфа-холестеролгидроксилазы, способности к буферизации и т.д. Также экспериментально подтверждено увеличение чувствительности к инсулину.

Иммунная система в целом показывает положительную реакцию повышением активизации бета лимфоцитов, образованием антител, фактором некроза тумора интерферона и антиоксидантных энзимов. Происходит уменьшение активизации Т-лимфоцитов (вызванной стрессом) в подавлении клеток-убийц.

Особого внимания заслуживает защитный «кардиоэффект», вызываемый интервальной гипоксической тренировкой, включая уменьшение холестерина LDL, общего холестерина, веса тела, зависимости от курения (центральное влияние), кровяного давления, сниженный риск воздействия аритмии, а также уменьшение количества кислорода, потребляемого сердечной мышцей.

Изменения в иммунной системе приводят к понижению иммунных комплексов, и в связи с этим значительно уменьшают аллергические реакции.

С точки зрения физиологических и метаболических адаптационных процессов, интервальная гипоксическая тренировка может использоваться в сфере медицины в качестве вспомогательной терапии, для лечения хронических недомоганий, включая хроническую

усталость, депрессию, заболевания сердечнососудистой системы, гипертензию, аллергии, дерматит, астму, желудочно-кишечные расстройства, гинекологические и гормональные расстройства.

Главные различия между продолжительным влиянием гипоксии, и ее периодическим воздействием представлены в таблице 7.

Таблица 7. Гипоксическое воздействие

<i>Продолжительное</i>	<i>Периодическое</i>
Стресс	Минимальный стресс
Фиксированная доза	Контроль за дозой
Синдром дизадаптации	Отсутствие синдрома дизадаптации
Уменьшенная активность анти-оксидантов	Увеличенная активность анти-оксидантов
	Усиленная реакция со стороны фактора генетической транскрипции (HIF-1)

К основным противопоказаниям применения интервальной гипоксической тренировки относятся все заболевания в стадии обострения, хроническое и временное обструктивное заболевание легких, множественный склероз и т.п.

Результаты 3-х недельного исследования особенностей воздействия интервальной гипоксической тренировки (ИТ), проведенного впервые в 1998 г. на 10 высококвалифицированных спортсменах представлены в таблице 8.

Таблица 8

Результаты исследований (1998г.) особенностей воздействия интервальной гипоксической тренировки (ИТ) на 10 высококвалифицированных спортсменов

Увеличение гемоглобина на $4,4\% \pm 2,1\%$ (PC 0,05)

Увеличение гематокрита на $4,8\% \pm 1,3\%$ (PC 0,05)

Увеличение ретикулоцитов на $28,7\% \pm 19,2\%$ (PC 0,05)

Рост результативности $3,1\% \pm 1,7\%$ (PC 0,05)

Исследования 1998 г. не предусматривали формирования контрольной группы испытуемых

Недавно проведенное авторами анонимное исследование на 22 спортсменах с различным уровнем выносливости было направле-

но на изучение влияния интервальной гипоксической тренировки (ИТ).

Обе группы спортсменов вдыхали воздух через маски, удерживаемые руками в течение 90 минут ежедневно, в среднем 5 раз в неделю на протяжении 3 недель. Испытуемые получали либо нормобарический гипоксический газ, либо обычный атмосферный воздух с помощью гипоксикатора Go2. Схема тренировки включала вдыхание 13% кислорода в 1 и 2 дни, 12% с 3 по 5 день, 11% в течение 2-ой недели и 10% в течение 3-ей недели. В «группе плацебо» (контрольной группе) гипоксический воздух был замещен обычным атмосферным воздухом. Забег на 3 км выполнялся под контролем на открытом воздухе на 400 метровой беговой дорожке с синтетическим покрытием.

Группа ИТ (экспериментальная группа спортсменов, подвергавшаяся воздействию интервальной гипоксической тренировки) при забеге на 3 км показала улучшение результата (время, показанное при пробегании дистанции) на 2,3%, в то время как результаты спортсменов контрольной группы («группы плацебо») не улучшились (таблица 9).

Таблица 9
Средние значения изменений в результатах на дистанции 3 км на 2-й и 17-й дни после применения интервальной гипоксической тренировки (ИТ) и имитации ее воздействия

	Изменения в пробегании дистанции (%)				Вероятность, что разница существенна ^a	
	ИТ	Плацебо	разница ± 95% CL	P	%	Существенно
После 2 дня	-2.3	-0.6	-1.7 ± 2.3	.14	85	Вероятно
После 17 дня	-2.2	0.1	-2.3 ± 2.1	.03	96	Весьма вероятно

^a Существенным изменением считается улучшение результата на > 0.5%. P: значение p ± 95%CL: добавьте и вычтите это число к среднему показателю для получения пределов достоверности 95% для получения полной разницы.

Результаты гематологического теста (таблица 10).

Таблица 10

Средние значения изменений в параметрах крови на 2 и 12 день после воздействия интервальной гипоксической тренировки у спортсменов экспериментальной группы (ИТ) и «группы плацебо» (контрольной группы)

	Дни после воздействия	Изменения в замерах (%)				Вероятность, что разница существенна ^a	
		ИТ	Плацебо	разница ± 95% CL	P	%	Существенно
Гемоглобин (%)	2	-0.9	-1.1	0.2 ± 3.2	.90	23	Маловероятно
	12	-0.7	-3.2	2.5 ± 4.2	.23	70	Возможно
Гематокрит (%)	2	-0.8	-2.3	1.5 ± 3.1	.44	78	Вероятно
	12	-0.6	-4.2	3.6 ± 4.1	.08	96	Весьма вероятно
Средне-клеточный объем (%)	2	-0.3	0.1	-0.4 ± 0.8	.31	1	Почти нет
	12	-0.5	-0.4	-0.1 ± 0.9	.83	6	Маловероятно
Средняя клетка	2	0.1	0.6	-0.5 ± 1.1	.37	2	Крайне маловероятно
Гемоглобин (%)	12	-0.8	0.7	-1.5 ± 1.4	.04	1	Почти нет
Ретикулоциты (%)	2	4.2	-19.3	23.5 ± 21.1	.03	97	Весьма вероятно
	12	10.7	-3.9	± 14.6 21.7	.18	87	Вероятно
Белые кровяные тельца (%)	2	-6.5	-9.5	3.0 ± 15.9	.70	64	Возможно
	12	-1.6	-19.2	± 17.6 16.8	.04	98	Весьма вероятно
Железо сыворотки (%)	2	-23.5	22.3	-45.8 ± 38.2	.02	98	Весьма вероятно
	12	-61.9	18.5	-80.4 ± 41.8	.01	99	Почти наверняка
Ферритин (%)	2	-6.7	10.2	-16.9 ± 19.7	.09	67	Возможно
	12	-14.4	-4.5	-9.9 ± 21.2	.35	40	Возможно

^a Вероятность существенных изменений величины показателей параметров крови, где существенно считается 0,2 от базового показателя между стандартным отклонением для испытуемого в каждом измерении ± 95% CL: ± 95%CL: добавьте и вычтите это число к среднему показателю для получения пределов достоверности в 95% для получения полной разницы

КОНТРОЛЬ СКОРОСТИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ТЕХНИКИ ОДНОВРЕМЕННОГО ХОДА ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫМИ ЛЫЖНЫМИ ГОНЩИКАМИ

ШТЕФАН ЙОЗЕФ ЛИНДИНГЕР (STEFANJOSEPHLINDINGER)^{1,2},

ТОМАС ШТЁГГЛЬ (THOMASSTÖGGL)^{1,2},

ЭРИХ МЮЛЛЕР (ERICHMÜLLER)^{1,2} и

ГАНС-КРИСТЕР ХОЛМБЕРГ (HANS-CHRISTIERHOLMBERG)^{3,4}

¹ Отделение спортивной науки и кинезиологии, Университет Зальцбурга,

г. Зальцбург, АВСТРИЯ; ² Лаборатория Кристиана Дюплера,

"Биомеханика лыжного спорта", Университет Зальцбурга, г. Зальцбург, АВСТРИЯ;

³ Отдел медико-санитарных дисциплин, Шведский центр исследования зимних видов спорта,

Университет Центральной Швеции, Остерзунд, ШВЕЦИЯ; и

⁴ Олимпийский комитет Швеции.

В течение последних 15 лет использование одного из вариантов техники передвижения на лыжах, называемого одновременным ходом (англ. doublepoling = DP) существенно расширилось (11), и в настоящее время именно он является основным в лыжных гонках (21).

Основные причины данного явления заключаются в постоянном повышении качества лыжной экипировки, инвентаря, подготовки лыж, трасс, а также более рациональном использовании верхней части тела лыжников высокой квалификации для повышения эффективности техники передвижения на лыжах (23).

Указанные выше положительные изменения стали возможны, помимо прочего, благодаря появлению и распространению ряда новых форм гонок, например, таких, как, классический спринт или гонка с общего старта (26). Участие в подобных соревнованиях предъявляет повышенные требования к лыжникам, заключающиеся в необходимости повышения скорости бега на лыжах с помощью использования одновременного хода на определённых участках трассы классической гонки, особенно на финише.

В ходе предыдущих исследований (10, 11) были проанализированы современные тенденции дальнейшего совершенствования техни-

ки бега и дано определение высокоэффективного одновременного хода. Этот вариант техники характеризуется более выраженным рисунком движений «сгибания-разгибания» в суставах нижней части тела, сокращением времени отталкивания и увеличением продолжительности свободного скольжения, а также возросшими усилиями и импульсами силы, которые обеспечивают более «взрывной характер» отталкивания палками.

Проведившиеся ранее исследования, направленные на изучение различных техник лыжных гонок показали, что увеличение скорости до субмаксимальных величин сопровождается возрастанием, как частоты циклов, так и длины цикла ($\text{cyclelength} = \text{CL}$) во всех случаях, за исключением одновременного хода, при котором отмечалось лишь возрастание частоты отталкивания палками ($\text{polingfrequency} = \text{Pf}$).

Различные авторы отмечали, что при достижении максимальных скоростей с помощью использования одновременного хода длина цикла или оставалась неизменной (16), или даже сокращалась (8, 13, 27). Таким образом, все эти исследования показали, что контроль скорости при одновременном ходе осуществляется исключительно за счёт изменения частоты отталкивания палками (Pf). С другой стороны, известно, что у лыжников с различным уровнем результатов длина цикла может быть различной (25). Всё большее число исследований показывает, что эффективность использования одновременного хода может быть повышена посредством увеличения длины цикла за счёт наращивания мощности и мышечной силы (7, 17, 19) и/или дальнейшего совершенствования техники передвижения на лыжах спортсменами высокой квалификации (10, 11).

Принимая во внимание все приведенные факты, характеризующие эффективность передвижения на лыжах с помощью использования одновременного хода, авторы решили провести данные исследования, которые направлены на более детальное изучение механизмов, обеспечивающих увеличение скорости бега на лыжах.

Методика

Испытуемые

В рассматриваемых исследованиях добровольно приняли участие двенадцать гонщиков-лыжников высокой квалификации, членов юниорской и основной сборных команд Швеции (приведены сред-

ний показатель \pm среднее отклонение и диапа-зон: $23 \pm 1,6$ года, от 20 до 26 лет; $178 \pm 5,1$ см, от 172 до 186 см; $71,6 \pm 7,0$ кг, от 60 до 84 кг). Их средний (\pm среднее отклонение) показатель VO_{2max} составил $73,1 \pm 4,5$ мл/кг/мин (в диапазоне от 66 до 80 мл/кг/мин).

Указанный показатель измерялся, с целью получения физиологических характеристик испытуемых, при движении коньковым ходом на роликовых лыжах по беговой дорожке с приводом от электродвигателя (производства компании Rodby, г. Зодерталье, Швеция) с использованием эргоспирометрической системы (система AMIS 2001 производства компании Innovation A/S, г. Оденсе, Дания). Все испытуемые имели достаточный опыт работы на беговой дорожке, как во время тренировок, так и при проведении тестов. Перед подписанием своего соглашения на участие в рассматриваемых испытаниях все испытуемые были в полной мере проинформированы относительно характера и порядка реализации данного проекта в целом. Методика и описание настоящего исследования были одобрены Университетом Умео, г. Умео, Швеция.

Измерения

В качестве цикла одновременного хода был определён период от одной постановки правой палки на грунт до следующей постановки той же палки (правой) на грунт, с идентификацией момента постановки по данным усилия на палке.

Каждый цикл (С) одновременного хода подразделяется на фазу отталкивания палками (PP) и фазу свободного скольжения (RP), в ходе которой выполняется маховое движение руками. Все данные усреднялись по показателям восьми циклов для каждой из анализируемых скоростей одновременного хода и каждого из испытуемых.

Усилие, воздействующее на палку и плантарное (подошвенное) усилие Все испытуемые пользовались карбоновыми гоночными лыжными палками. Правая палка была оснащена специальным устройством, позволяющим осуществлять измерение осевого усилия. Телескопическая конструкция палок позволяла легко, в пределах от 140 до 165 см, подгонять их длину в соответствие с предпочтениями под каждого конкретного спортсмена при беге классическим стилем.

В ходе всех исследований одновременного хода средняя длина палок составляла 152 ± 5 см (в диапазоне от 144 до 157 см), что соот-

ветствовало 85 ± 3 % роста испытуемых. Запись данных по усилиям опорной реакции грунта, действующим вдоль оси палки, производилась с частотой 2000 Гц.

Измерение указанных усилий осуществлялось посредством одноосного тензометрического динамометра (производства компании Biovision, г. Верхайм, Германия) с диапазоном измерений от 0,5 до 50 кН, массой 15 г, установленного в короткий (80 мм) и лёгкий (65 г) алюминиевый корпус.

Корпус с датчиком (измерительным преобразователем) устанавливался в карбоновую трубку непосредственно под ручку палки, в целях сведения к минимуму моментов инерции, возникающих при маховом движении руки. Калибровка динамометрического датчика проводилась с использованием специального калибровочного устройства в составе небольшой железной платформы, устанавливаемой перпендикулярно трубке палки, и десяти стандартных разновесов (массой от 5 до 50 кг), устанавливаемых на платформу в ходе калибровки. Расчёт графической кривой силы производился методом линейного регрессионного анализа разности значений, выдаваемых динамометрическим преобразователем, и масс стандартных разновесов, выраженных через вес в ньютонах (Н).

В качестве коэффициента преобразования поступающих от палки значений в вольты в значения силы в ньютонах использовался наклон графической прямой линейной регрессии ($R = 0,997$). Подтверждение корректности рассматриваемой системы измерения усилий на палки производилось согласно рекомендациям, предложенным Холмбергом и др. (11). Показатели средней абсолютной ошибки в процентах, в сравнении с данными, поступавшими от силоизмерительной платформы АМТИ (производства компании АМТИ, г. Уотертаун, штат Массачусетс, США) составил порядка 3,8 %.

Исходя из полученных данных, определялись абсолютное и относительное максимальное усилие, направленное на палку, время достижения максимального усилия и скорость нарастания этого усилия.

Все относительные значения силы выражались в процентах к массе тела конкретного спортсмена. Вертикальные плантарные (подошвенные) усилия опорной реакции грунта измерялись для правой ноги посредством устройства PedarMobileSystem (производства компании NovelGmbH, г. Мюнхен, Германия) и регистрировались с частотой 100 Гц. Калибровка стелек производилась посредством ка-

либровочного устройства типа Pedar, описание которого приведено во многих источниках (11). В целях детализации анализа величина длины стопы делилась по палам – на передний и задний отделы стопы. Относительные усреднённые усилия переднего и заднего отделов стопы рассчитывались для всей продолжительности фаз отталкивания и скольжения.

Кинематика суставов

Измерение углов, образующихся в локтевом, тазобедренном и коленном суставах (ЕА, НА и КА, соответственно) проводилось посредством гониометров в составе потенциометров (производства компании Megatron, г. Мюнхен, Германия) и тензодатчиков (производства компании Penny&GilesControlsLtd., г. Крайстчёрч, Великобритания) с частотой 2000 Гц.

Калибровочные измерения проводились по пять раз для каждого из трёх указанных суставов при углах 90° и 180°, при этом значения углов рассчитывались из соответствующих усреднённых данных напряжения (в вольтах), продемонстрировавших наличие линейной зависимости.

Углом 90° считалось положение предплечья перпендикулярно плечу, бедра перпендикулярно туловищу и голени перпендикулярно бедру.

Угол 180° соответствовал полностью вытянутому и выпрямлённому руке и ноге, а также бедру, располагающемуся на одной линии с туловищем.

Сбор и расчёт всех переменных по углам суставов производился для каждого из циклов исходя из графических кривых углов суставов.

Регистрация данных касающихся углов суставов проводилась в определённые моменты, в частности, при постановке палки на грунт, при измерении максимального усилия на палку, при достижении минимальных и максимальных значений угла в процессе отработки фазы отталкивания палками и/или фазы скольжения.

Конкретные моменты регистрации указаны в подписях к соответствующим рисункам.

Средняя угловая скорость (AV) определялась по диапазону движения сгибания-разгибания (ROM), делённому на продолжительность выполнения движения сгибания-разгибания.

Продолжительность цикла (СТ), абсолютная и относительная (в процентах от продолжительности цикла) продолжительности отталкивания палками, продолжительность свободного скольжения, ча-

стота отталкивания палками ($Pf = 1 \times CT^{-1}$) и длина цикла ($CL = CT \times$ скорость) определялись и рассчитывались исходя из данных, получаемых при регистрации усилия воздействующего на палку.

Получение и анализ данных

Сбор всех данных касающихся кинематики и кинетики, за исключением данных, характеризующих плантарные усилия (получены с помощью устройства PedarMobileSystem производства NovelGmbH), проводился с помощью комплексной измерительной системы (компании Biovision) в составе двух блоков ввода на 16 каналов, подключенных к платам аналогово-цифрового преобразования (12-битовые платы аналогово-цифрового преобразования DAQ-700 компании NationalInstruments, г. Остин, штат Техас, США) и двух переносных IBM – совместимых карманных компьютеров (модель Compaq RAQH 3800), которые обеспечивали сохранение и хранение данных, а также их дальнейший анализ в офф-лайнном режиме.

Обработка всех данных осуществлялась с использованием ПО (программного обеспечения) IKE-Master Software (компании IKE-SoftwareSolutions, г. Зальцбург, Австрия).

Общий замысел эксперимента

Все тесты проводились на беговой дорожке с электроприводом (компании Rodby), специально предназначенной для проведения экспериментов с использованием роликовых лыж. Чтобы исключить колебания сопротивления качению, все испытуемые пользовались одной и той же парой лыж (модель Pro-SkiC2 компании Sterners, г. Нихаммар, Швеция). Исследование одновременного хода проходило при наклоне беговой дорожки, составлявшем 1°, как и в ряде других исследований, проводившихся ранее (10, 11). Расчёт индивидуальной максимальной скорости одновременного хода (V_{max}) основывался на данных предварительного эксперимента с возрастающей интенсивностью одновременного хода, проводившегося до изменения испытуемого. Показатель V_{max} рассчитывался по формуле $V_{max} = Vf + [(t/240) \times 3 \text{ км/ч}]$, где Vf – скорость, достигнутая при последней выдержанной испытуемым рабочей нагрузке (в км/ч), t – продолжительность этой последней рабочей нагрузки (в секундах), а 3 км/ч – разница скоростей (ΔV) двух последних рабочих нагрузок. Кинетический и кинематический анализ одновременного хода проводился на

пяти последовательно возрастающих скоростях – 9, 15, 21 и 27 км/ч, а также на индивидуальной максимальной скорости одновременного хода V_{max} ($29,5 \pm 1,3$ км/ч, диапазон от 27,8 до 31 км/ч), с отдельными сериями измерений для каждой из скоростей.

Все испытательные забеги включали в себя фазу ускорения составляющую порядка 15 секунд, за которой следовали 15 полных циклов одновременного хода, для которых и проводилась регистрация данных. После каждого забега следовало (во избежание утомления испытуемого) перерыв продолжительностью 3 минуты.

Перед началом эксперимента для всех испытуемых проводилась стандартная разогревающая разминка продолжительностью 10 минут. Содержание разминки состояло в одновременном ходе на 60 и 75 % индивидуальной V_{max} (попеременно 2 x 2 мин на 60 % и 2 x 3 мин на 75 %).

Все эксперименты (тесты) описанного исследования были проведены в течение 12 дней.

Статистика

Все полученные данные рассчитывались обычным способом и были представлены средними значениями и стандартными отклонениями. Расчёт для анализа изменений всех определённых переменных для всех пяти различных скоростей, достигнутых при использовании одновременного хода проводился с помощью метода дисперсионного анализа повторных измерений. После определения общей статистической значимости в динамике по времени проводился апостериорный анализ по методу Бонферрони с целью определения изменений измеренных переменных по скоростям. Уровень статистической значимости устанавливался при $P < 0,05$ для всех аналитических расчётов. Обработка всех статистических исследований проводилась посредством ПО SPSS 12.0 Software (компания SPSS Inc., г. Чикаго, штат Иллинойс, США) и Office Excell 2003 (компания Microsoft Corporation, г. Редмонд, штат Вашингтон, США).

Результаты

Характеристики цикла одновременного хода

Все переменные цикла отображены в таблице 1, а также на рисунках 1А и 2В. По мере увеличения скорости до 27 км/ч продолжитель-

ность цикла (СТ) и абсолютная продолжительность отталкивания постепенно уменьшались до $1,02 \pm 0,10$ с и $0,28 \pm 0,03$ с, соответственно (все значения $P < 0,05$), при отсутствии дальнейших изменений по достижении V_{max} . Относительная продолжительность отталкивания и скольжения, соответственно, уменьшалась и возрастала до скорости 21 км/ч включительно (все значения $P < 0,05$), без дальнейших изменений. Частота отталкивания (Pf) постоянно возрастала вместе со скоростью вплоть до достижения V_{max} (от $0,62 \pm 0,10$ и до $1,08 \pm 0,11$ Гц; все значения $P < 0,05$). Изменение длины цикла (CL) проходило по той же схеме до 27 км/ч включительно (от $4,14 \pm 0,53$ до $7,68 \pm 0,78$ м; все значения $P < 0,05$), после чего прекратилось. Из чего следует, что показатель Pf/CL по мере возрастания скорости практически не менялся, составив, в среднем $0,14 \pm 0,04$ Гц/м.

Усилие, действовавшее на палку и плантарное усилие

Все переменные силы отображены в таблице 1, а также на рисунках 3А и 3В.

Максимальное усилие, действовавшее на палку увеличивалось до величины достигшей 3038 ± 956 Н/с (все значения $P < 0,05$), аналогично, при отсутствии дальнейших изменений на V_{max} .

Таблица 1. Характеристики цикла и усилия, действовавшего на палку при обычных и максимальных скоростях при использовании одновременного хода

Переменные	9 км/ч	15 км/ч	21 км/ч	27 км/ч	V_{max} ($29,5 \pm 1,3$ км/ч)
CT (s)	$1.66 \pm 0.21^{a,b,c,d,e}$	$1.44 \pm 0.17^{a,b,c,d,e}$	$1.22 \pm 0.16^{a,b,c,d,e}$	$1.02 \pm 0.10^{a,b,c,d,e}$	$0.93 \pm 0.09^{a,b,c,d,e}$
PT _{abs} (s)	$0.67 \pm 0.11^{a,b,c,d,e}$	$0.45 \pm 0.05^{a,b,c,d,e}$	$0.34 \pm 0.03^{a,b,c,d,e}$	$0.28 \pm 0.03^{a,b,c,d,e}$	$0.26 \pm 0.03^{a,b,c,d,e}$
RT _{rel} (%CT)	$39.4 \pm 4.1^{b,c,d,e}$	$68.2 \pm 2.9^{a,b,c,d,e}$	$71.8 \pm 3.3^{a,b}$	$72.2 \pm 4.9^{a,b}$	$72.2 \pm 2.4^{a,b}$
CL (m)	$4.14 \pm 0.53^{a,b,c,d,e}$	$5.98 \pm 0.69^{a,b,c,d,e}$	$7.11 \pm 0.92^{a,b,c,d,e}$	$7.68 \pm 0.78^{a,b,c,d,e}$	$7.53 \pm 0.88^{a,b,c,d,e}$
PKCL index	0.16 ± 0.06	0.12 ± 0.04	0.12 ± 0.04	0.13 ± 0.02	0.15 ± 0.03
PPF _{max} (Hz)	$145.0 \pm 82.1^{a,b,c,d,e}$	$187.1 \pm 73.7^{a,b,c,d,e}$	$228.4 \pm 77.8^{a,b}$	$249.5 \pm 71.2^{a,b,c,d,e}$	$241.3 \pm 72.3^{a,b}$
TPPF (s)	$0.21 \pm 0.04^{a,b,c,d,e}$	$0.16 \pm 0.03^{a,b,c,d,e}$	$0.12 \pm 0.02^{a,b,c,d,e}$	$0.08 \pm 0.02^{a,b,c,d,e}$	$0.07 \pm 0.01^{a,b,c,d,e}$
RFD (Ns ⁻¹)	$804 \pm 869^{a,b,c,d,e}$	$1225 \pm 794^{a,b,c,d,e}$	$2018 \pm 959^{a,b,c,d,e}$	$3038 \pm 956^{a,b,c,d,e}$	$3398 \pm 1186^{a,b,c,d,e}$

Все данные представлены в виде среднего значения \pm стандартное отклонение (SD) для 12 испытуемых (все значения $P < 0,05$).

- ^a Отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч
- ^b Отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч
- ^c Отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч
- ^d Отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч
- ^e Отличается от аналогичного показателя для V_{max}

V_{max} – максимальная скорость одновременного хода; CL – длина цикла; PT_{abs} – абсолютная продолжительность отталкивания (палками); RT_{rel} –

относительная продолжительность свободного скольжения; CL — длина цикла; показатель PF/CL — отношение частоты отталкивания (палками) к длине цикла; PPF_{abs} — абсолютное максимальное усилие, направленное на палку; $TTPF$ — время достижения максимального усилия, направленного на палку; RFD — скорость нарастания усилия

Плантарное усилие по мере возрастания скорости менялось лишь незначительно. При этом среднее относительное усилие на задней части стопы в ходе фазы отталкивания ($ARFF_{pprel}$) увеличилось по мере достижения 27 км/ч почти вдвое (все значения $P < 0,05$), после чего стабилизировалось. И наоборот, среднее относительное усилие на передней части стопы в ходе фазы отталкивания ($AFFF_{pprel}$) практически не менялось при всех скоростях.

Характеристики угла в локтевом суставе (EA)

Все переменные, относящиеся к локтевому суставу отображены в таблице 2 и на рисунке 4.

Угол в локтевом суставе при постановке палки на грунт (EA_{pole_in} ; событие 1) неизменно составлял $105^\circ \pm 16^\circ$ на всех скоростях и у всех лыжников. Первая часть фазы отталкивания характеризовалась всё более акцентированным сгибанием руки в локте по мере возрастания скорости. Минимальный угол в локтевом суставе (EA_{min_pp} ; событие 3) уменьшался с $84^\circ \pm 25^\circ$ до $65^\circ \pm 19^\circ$ ($P < 0,05$), одновременно, диапазон движения сгибания ROM ($ROM_{E_flex_pp}$; события 1-3) возрастал до достижения скорости 27 км/ч включительно ($P < 0,05$), при отсутствии дальнейших изменений по обоим указанным показателям при выходе на V_{max} . Продолжительность (t) сгибания в локтевом суставе сокращалась до достижения 27 км/ч включительно (все значения $P < 0,05$), что, в совокупности с прочим, привело к четырёхкратному возрастанию средней угловой скорости сгибания ($AV_{E_flex_pp}$) до 406 ± 165 град/с (все значения $P < 0,05$), каковое (значение) и выдерживалось в дальнейшем. При возрастании скорости с 21 до 27 км/ч разность между углами в локтевом суставе при максимальном усилии на палку ($EAPPF$; событие 2) и EA_{min_pp} (событие 3) возросло при скорости от 9 до 27 км/ч, почти вдвое (все значения $P < 0,05$), при отсутствии изменений в дальнейшем.

Время достижения максимального усилия на палку снижалось до 62 % по мере повышения скорости до 27 км/ч (все значения $P < 0,05$),

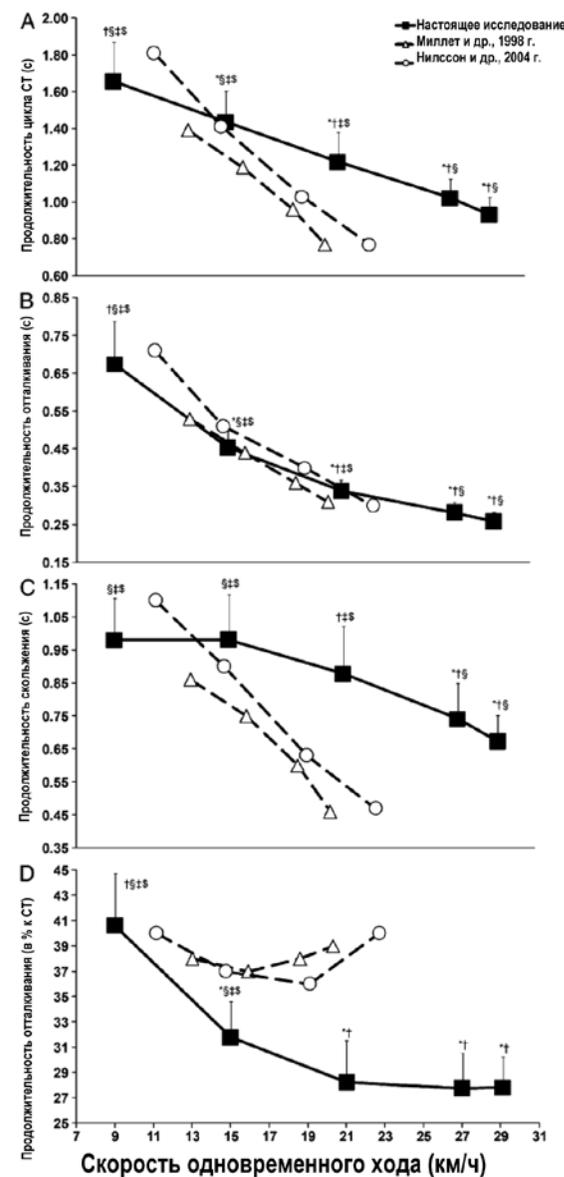


Рисунок 1. Продолжительность цикла (А), продолжительность фазы отталкивания (В), продолжительность фазы свободного скольжения (С) и относительная продолжительность фазы отталкивания (D) при обычных и максимальных скоростях одновременного хода /Отображённые значения, полученные в ходе настоящего исследования, представлены средними величинами \pm стандартное отклонение; значения, полученные из исследования Миллета и др. (13) и Нилссона и др. (16) — средними значениями. Обозначения: * — отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч; † — отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч; § — отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч; ‡ — отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч; \$ — отличается от аналогичного показателя для V_{max} (все значения $P < 0,05$)/

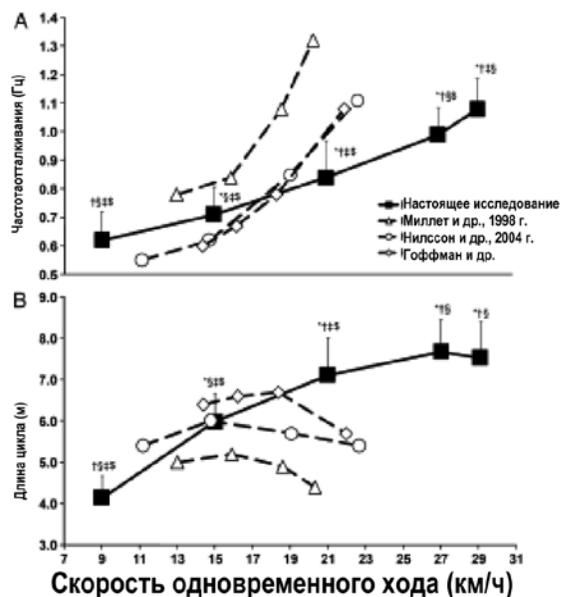


Рисунок 2. Частота отталкивания Pf (A) и длина цикла CL (B) при обычных и максимальных скоростях одновременного хода /Отражённые значения, полученные в ходе настоящего исследования, представлены средними величинами \pm стандартное отклонение; значения, полученные из исследования Миллета и др. (13), Нилссона и др. (16) и Гоффмана и др. (8) – средними значениями. Обозначения: * – отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч; † – отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч; § – отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч; ‡ – отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч; § – отличается от аналогичного показателя для Vmax (все значения $P < 0,05$)/

при отсутствии дальнейших изменений на V_{max} , по достижении минимальной величины, составившей $0,07 \pm 0,01$ с. В то же время отмечалось почти четырёхкратное увеличение скорости нарастания усилия ($c 1^\circ \pm 1^\circ$ до $5^\circ \pm 3^\circ$; $P < 0,05$), а собственно событие EAPPF стало происходить раньше ($-0,03 \pm 0,01$ с; $P < 0,05$), причём без дальнейшего изменения всех указанных показателей до выхода на указанные скорости и при достижении V_{max} .

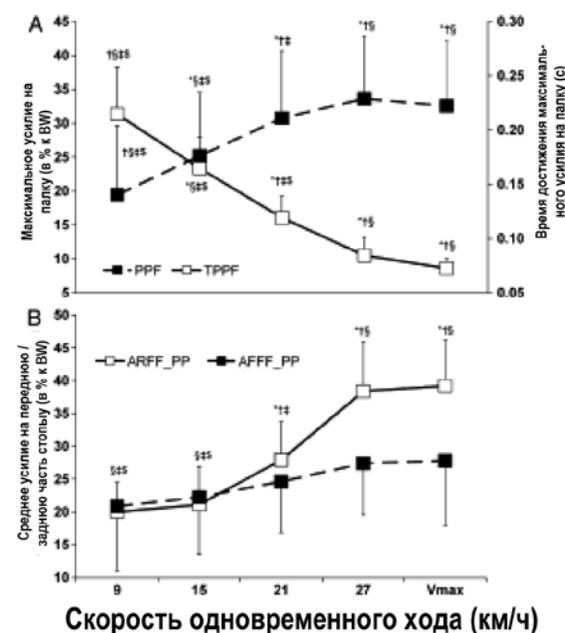


Рисунок 3. Максимальное усилие, передаваемое на палку (PPF) и время достижения максимального усилия, передаваемого на палку (TPPF) (A), а также средние усилия, направленные на переднюю и заднюю части стопы в процессе отработки фазы отталкивания (ARFF_PP и AFFP_PP, соответственно) (B) при обычных и максимальных скоростях одновременного хода /Отражённые значения представлены средними величинами \pm стандартное отклонение. + Обозначения: * – отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч; † – отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч; § – отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч; ‡ – отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч; § – отличается от аналогичного показателя для Vmax (все значения $P < 0,05$)/

Вторая часть фазы отталкивания палками, состоящая в разгибании руки в локтевом суставе (события 3-4), характеризовалась 1) постоянным сокращением времени разгибания (t) и 2) возрастанием диапазона движений разгибания в локтевом суставе ($ROM_{E_{ext_PP}}$) по мере повышения скорости до 27 км/ч, что, в совокупности, привело к почти четырёхкратному возрастанию средней угловой скорости разгибания руки ($AV_{E_{ext_PP}}$) до 548 ± 105 град/с (все значения $P < 0,05$). Дальнейших изменений при V_{max} не отмечалось.

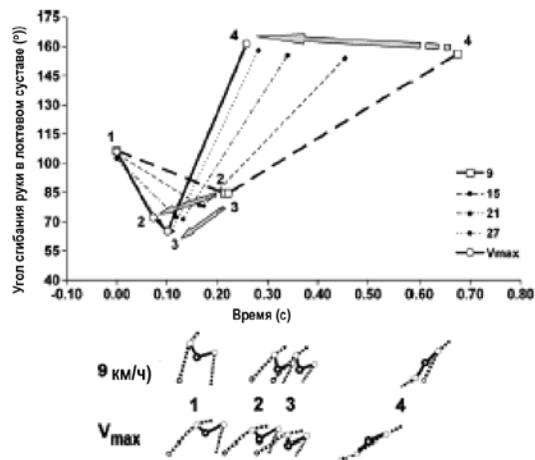


Рисунок 4. Угол в локтевом суставе при постановке палки на грунт (EAPole_in) (1) и максимальное усилие, передаваемое на палку (2), минимальный угол в локтевом суставе в процессе отработки фазы отталкивания (3) при обычных и максимальных скоростях одновременного хода (вверху) /Отображённые значения представлены средними величинами. Репрезентативные кинеграммы показаны для 9 км/ч и максимальной скорости V_{max} (внизу). Переменные локтевого сустава, выраженные в виде средних величин \pm стандартное отклонение, представлены ниже в таблице 2/

Характеристики угла в тазобедренном суставе (НА)

Все переменные, касающиеся тазобедренного сустава отображены в таблице 3 и на рисунке 5А (включая события с первого по седьмое). Угол в тазобедренном суставе при постановке палки на грунт (NA_{Pole_in} ; событие 1) уменьшался с $161^\circ \pm 14^\circ$ до $133^\circ \pm 12^\circ$ по мере увеличения скорости до 27 км/ч (все значения $P < 0,05$), после чего стабилизировался.

За данным событием следовала фаза сгибания в тазобедренном суставе, в ходе которой имело место постепенное уменьшение минимального угла в тазобедренном суставе в процессе отработки фазы отталкивания (NA_{min_PP} ; событие 3) с $126^\circ \pm 14^\circ$ до $96^\circ \pm 13^\circ$ по мере увеличения скорости до 27 км/ч (все значения $P < 0,05$), без дальнейшего снижения при достижении V_{max} .

Диапазон движения бедра при сгибании в тазобедренном суставе в процессе отработки фазы отталкивания ($ROM_{H_flex_PP}$; события 1-3) существенно не менялся (у всех лыжников) и при всех скоростях со-

ставлял, в среднем, $37^\circ \pm 9^\circ$. Время сгибания ноги в тазобедренном суставе в процессе отработки фазы отталкивания (t) сокращалось по мере достижения скорости 27 км/ч (все значения $P < 0,05$). Всё это, в совокупности, привело к почти трёхкратному возрастанию средней скорости сгибания в тазобедренном суставе в процессе отработки фазы отталкивания ($AV_{H_flex_PP}$) до 259 ± 55 град/с по мере достижения 27 км/ч.

Изменение скорости с 21 на 27 км/ч сопровождалось увеличением разности между углом в тазобедренном суставе при приложении максимального усилия на палку (NA_{PPF} ; событие 2) и минимальным углом в тазобедренном суставе в процессе отработки фазы отталкивания (NA_{min_PP} ; событие 3) с $4^\circ \pm 2^\circ$ до $7^\circ \pm 3^\circ$ ($P < 0,05$), при отсутствии изменений при предшествующих и максимальной скоростях, при этом NA_{PPF} постоянно случалось на $0,07 \pm 0,03$ с раньше NA_{min_PP} .

Следующая и последняя части фазы отталкивания характеризовались незначительным — на от 3° до 6° — разгибанием ноги (события 3-4) в тазобедренном суставе при всех скоростях, завершаясь постепенным уменьшением угла в тазобедренном суставе к концу фазы отталкивания (NA_{Pole_Out} ; событие 4) по мере достижения скорости 27 км/ч включительно (все значения $P < 0,05$), после чего и данный показатель оставался на постоянном уровне.

Первая, и основная часть следующей за отталкиванием фазы скольжения характеризовалась дальнейшим акцентированным разгибанием в тазобедренном суставе (события 4-6), которое завершалось выдерживанием максимального угла тазобедренного сустава в течение всей последующей части фазы скольжения (NA_{max_RP} ; событие 6), составлявшего, по всему диапазону V_{sm} , $171^\circ \pm 8^\circ$ и незначительно снижавшегося на V_{max} до $165^\circ \pm 7^\circ$ (9 км/ч в сравнении с V_{max} ; $P < 0,05$).

Диапазон движений в тазобедренном суставе при отработке фазы скольжения ($ROM_{H_ext_RP}$) увеличивался до скорости 21 км/ч (все значения $P < 0,05$), без последующих изменений до V_{max} , тогда как время (t) разгибания в тазобедренном суставе при отработке фазы скольжения сокращалось по мере изменения скорости одновременного хода от минимальной к максимальной ($P < 0,05$). Соответственно, средняя скорость разгибания ноги в тазобедренном суставе в ходе отработки фазы скольжения ($AV_{H_ext_RP}$) возросла по мере достижения 27 км/ч вдвое, т.е. до 107 ± 23 град/с (все значения $P < 0,05$), после чего выдерживалась на том же уровне.

Таблица 2. Характеристики угла в локтевом суставе (ЕА) при обычных и максимальной скоростях при использовании одновременного хода

Переменные	9 км/ч	15 км/ч	21 км/ч	27 км/ч	V_{max} (29,5 ± 1,3 км/ч)
EA_{min} (°)	106 ± 21	105 ± 22	102 ± 24	103 ± 23	106 ± 18
EA_{max} (°)	85 ± 25 ^{а,б,в,г}	79 ± 27 ^а	72 ± 24 ^{а,б}	70 ± 20 ^а	72 ± 18 ^а
$EA_{min,PP}$ (°)	84 ± 25 ^{а,б,в,г}	78 ± 27 ^{а,б,в}	71 ± 24 ^{а,б,в,г}	65 ± 19 ^{а,б,в}	65 ± 17 ^{а,б,в}
$EA_{min,RP}$ (°)	156 ± 11	154 ± 11 ^{а,б}	155 ± 12 ^{а,б}	158 ± 11 ^{а,б}	161 ± 9 ^{а,б}
$EA_{max,PP}$ (°)	170 ± 7 ^а	174 ± 7	175 ± 7 ^а	174 ± 7	176 ± 2
$t_{E_{flex,PP}}$ (с)	0,22 ± 0,05 ^{а,б,в,г}	0,17 ± 0,03 ^{а,б,в,г}	0,13 ± 0,03 ^{а,б,в,г}	0,11 ± 0,02 ^{а,б,в,г}	0,10 ± 0,01 ^{а,б,в,г}
$t_{E_{ext,PP}}$ (с)	0,45 ± 0,06 ^{а,б,в,г}	0,28 ± 0,03 ^{а,б,в,г}	0,21 ± 0,02 ^{а,б,в,г}	0,17 ± 0,02 ^{а,б,в,г}	0,16 ± 0,02 ^{а,б,в,г}
$ROM_{E_{flex,PP}}$ (°)	23 ± 15 ^{а,б,в,г}	27 ± 17 ^{а,б,в,г}	31 ± 18 ^{а,б,в,г}	38 ± 20 ^{а,б,в,г}	41 ± 18 ^{а,б,в,г}
$ROM_{E_{ext,PP}}$ (°)	72 ± 17 ^{а,б,в,г}	76 ± 18 ^{а,б,в,г}	84 ± 17 ^{а,б,в,г}	93 ± 14 ^{а,б,в,г}	96 ± 14 ^{а,б,в,г}
$AV_{E_{flex,PP}}$ (°·с ⁻¹)	105 ± 83 ^{а,б,в,г}	159 ± 97 ^{а,б,в,г}	236 ± 115 ^{а,б,в,г}	344 ± 152 ^{а,б,в,г}	406 ± 165 ^{а,б,в,г}
$AV_{E_{ext,PP}}$ (°·с ⁻¹)	173 ± 91 ^{а,б,в,г}	275 ± 88 ^{а,б,в,г}	405 ± 83 ^{а,б,в,г}	548 ± 102 ^{а,б,в,г}	620 ± 122 ^{а,б,в,г}

Все данные представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение (SD) для 12 испытуемых (все значения $P < 0,05$).

- а Отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч
- б Отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч
- в Отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч
- г Отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч
- е Отличается от аналогичного показателя для V_{max}

PP – фаза отталкивания палками; RP – фаза свободного скольжения; V_{max} – максимальная скорость одновременного хода; EA_{Pole_in} – угол в локтевом суставе при постановке палок на грунт; EA_{PPF} – угол в локтевом суставе при приложении максимального усилия, направленного на палку; EA_{min_PP} – минимальный угол в локтевом суставе в ходе фазы отталкивания; EA_{Pole_Out} – угол в локтевом суставе в конце фазы отталкивания; EA_{max_RP} – максимальный угол в локтевом суставе в ходе фазы скольжения; $t_{E_{flex,PP}}$ – время разгибания в локтевом суставе в ходе отработки фазы отталкивания; $t_{E_{ext,PP}}$ – время сгибания в локтевом суставе в ходе отработки фазы отталкивания; $ROM_{E_{flex,PP}}$ – диапазон движений (сгибания) в локтевом суставе в ходе отработки фазы отталкивания; $ROM_{E_{ext,PP}}$ – диапазон движений (разгибания) в локтевом суставе в ходе отработки фазы отталкивания; $AV_{E_{flex,PP}}$ – средняя угловая скорость сгибания руки в локтевом суставе в ходе отработки фазы отталкивания; $AV_{E_{ext,PP}}$ – средняя угловая скорость разгибания руки в локтевом суставе в ходе отработки фазы отталкивания

Таблица 3. Характеристики угла в тазобедренном суставе (НА) при обычных и максимальной скоростях при использовании одновременного хода

Переменные	9 км/ч	15 км/ч	21 км/ч	27 км/ч	V_{max} (29,5 ± 1,3 км/ч)
NA_{min} (°)	161 ± 14 ^{а,б,в,г}	153 ± 14 ^{а,б,в,г}	141 ± 13 ^{а,б,в,г}	133 ± 12 ^{а,б,в,г}	132 ± 14 ^{а,б,в,г}
NA_{max} (°)	131 ± 14 ^{а,б,в,г}	117 ± 14 ^{а,б,в,г}	110 ± 14 ^{а,б,в,г}	104 ± 14 ^{а,б,в,г}	105 ± 15 ^{а,б,в,г}
$NA_{min,PP}$ (°)	126 ± 14 ^{а,б,в,г}	113 ± 13 ^{а,б,в,г}	104 ± 14 ^{а,б,в,г}	96 ± 13 ^{а,б,в,г}	95 ± 16 ^{а,б,в,г}
$NA_{min,RP}$ (°)	134 ± 13 ^{а,б,в,г}	118 ± 12 ^{а,б,в,г}	106 ± 14 ^{а,б,в,г}	100 ± 14 ^{а,б,в,г}	97 ± 16 ^{а,б,в,г}
$NA_{max,PP}$ (°)	173 ± 10	173 ± 8	171 ± 9	168 ± 9	167 ± 9
$ROM_{NA,PP}$ (°)	39 ± 12 ^{а,б,в,г}	55 ± 13 ^{а,б,в,г}	63 ± 13 ^{а,б,в,г}	66 ± 17 ^{а,б,в,г}	66 ± 16 ^{а,б,в,г}
$ROM_{NA,RP}$ (°)	12 ± 8 ^{а,б,в,г}	20 ± 9 ^{а,б,в,г}	30 ± 10 ^{а,б,в,г}	35 ± 12 ^{а,б,в,г}	34 ± 12 ^{а,б,в,г}
$t_{H_{flex,PP}}$ (с)	0,34 ± 0,11 ^{а,б,в,г}	0,22 ± 0,07 ^{а,б,в,г}	0,17 ± 0,05 ^{а,б,в,г}	0,14 ± 0,05 ^{а,б,в,г}	0,12 ± 0,04 ^{а,б,в,г}
$t_{H_{ext,PP}}$ (с)	0,81 ± 0,12 ^{а,б,в,г}	0,85 ± 0,14 ^{а,б,в,г}	0,73 ± 0,13 ^{а,б,в,г}	0,84 ± 0,12 ^{а,б,в,г}	0,55 ± 0,08 ^{а,б,в,г}
$AV_{H_{flex,PP}}$ (°·с ⁻¹)	110 ± 43 ^{а,б,в,г}	185 ± 45 ^{а,б,в,г}	213 ± 53 ^{а,б,в,г}	259 ± 55 ^{а,б,в,г}	295 ± 68 ^{а,б,в,г}
$AV_{H_{ext,PP}}$ (°·с ⁻¹)	49 ± 15 ^{а,б,в,г}	66 ± 16 ^{а,б,в,г}	88 ± 19 ^{а,б,в,г}	107 ± 23 ^{а,б,в,г}	128 ± 12 ^{а,б,в,г}
$AV_{H_{flex,C}}$ (°·с ⁻¹)	112 ± 80 ^{а,б,в,г}	193 ± 82 ^{а,б,в,г}	246 ± 65 ^{а,б,в,г}	300 ± 75 ^{а,б,в,г}	314 ± 73 ^{а,б,в,г}

Все данные представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение (SD) для 12 испытуемых (все значения $P < 0,05$).

- а Отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч
- б Отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч
- в Отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч
- г Отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч
- е Отличается от аналогичного показателя для V_{max}

C – цикл; PP – фаза отталкивания палками; RP – фаза свободного скольжения; V_{max} – максимальная скорость одновременного хода; NA_{Pole_in} – угол в тазобедренном суставе при постановке палок на грунт; NA_{PPF} – угол в тазобедренном суставе при приложении максимального усилия, направленного на палку; NA_{min_PP} – минимальный угол в тазобедренном суставе в ходе фазы отталкивания; NA_{Pole_Out} – угол в тазобедренном суставе в конце фазы отталкивания; NA_{max_RP} – максимальный угол в тазобедренном суставе в ходе фазы скольжения; $ROM_{H_{ext,RP}}$ – диапазон движений (разгибания) в тазобедренном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $ROM_{H_{flex,RP}}$ – диапазон движений (сгибания) в тазобедренном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $t_{H_{flex,PP}}$ – время разгибания в тазобедренном суставе в ходе отработки фазы отталкивания; $t_{H_{ext,RP}}$ – время сгибания в тазобедренном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $AV_{H_{ext,RP}}$ – средняя угловая скорость разгибания в тазобедренном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $AV_{H_{flex,C}}$ – средняя угловая скорость сгибания в тазобедренном суставе в течение цикла (полного движения /сгибание/ в тазобедренном суставе).

Фаза скольжения в составе цикла одновременного хода завершалась фазой сгибания в тазобедренном суставе (события 6-7 (1')), что продолжалось вплоть до фазы отталкивания следующего цикла с достижением HA_{\min_PP} (события 1-3 следующего цикла).

Диапазон движений (сгибание ноги) в тазобедренном суставе при отработке фазы скольжения ($ROM_{H_flex_RP}$) в процессе увеличения скорости до 21 км/ч возрастал вдвое (все значения $P < 0,05$), после чего оставался неизменным, тогда как время сгибания не менялось, составив в среднем $0,13 \pm 0,08$ с для всех лыжников и по всему диапазону скоростей.

Рассматривая среднюю скорость сгибания в тазобедренном суставе для всего цикла, т.е. вместе и для фазы отталкивания, и для фазы скольжения в ходе событий 6-7(1)-3 ($AV_{H_flex_C}$), то следует отметить последовательное возрастание данного показателя до 300 ± 75 град/с по мере увеличения скорости до 27 км/ч и отсутствие его изменений при V_{\max} .

Характеристики угла в коленном суставе (КА)

Все значения переменных, характеризующие изменения угла в коленном суставе представлены в таблице 4 и на рисунке 5В (включая события с первого по седьмое). Угол в коленном суставе при постановке палки на грунт (KA_{Pole_in} ; событие 1) уменьшался по мере увеличения скорости с 15 до 27 км/ч ($P < 0,05$), при отсутствии изменений как при более низких скоростях, так и на V_{\max} . Постановка палки на грунт при всех скоростях сопровождалась выраженным сгибанием ноги в коленном суставе, при этом минимальный угол (в коленном суставе) в ходе отработки фазы отталкивания (KA_{\min_PP} ; событие 3) постепенно уменьшался со $148^\circ \pm 12^\circ$ до $129^\circ \pm 13^\circ$ по мере достижения скорости 27 км/ч (все значения $P < 0,05$), после чего оставался неизменным (устанавливался на достигнутом уровне).

Диапазон движений (сгибание ноги) в коленном суставе в процессе отработки фазы отталкивания ($ROM_{K_flex_PP}$; события 1-3) оставался без изменений в пределах $16^\circ \pm 6^\circ$ при всех скоростях, однако время (t) сгибания ноги в коленном суставе в фазе отталкивания постоянно сокращалось по мере достижения 27 км/ч (все значения $P < 0,05$), в результате чего скорость сгибания ноги в коленном суставе в фазе отталкивания ($AV_{K_flex_PP}$) возросла при достижении V_{\max} до 143 ± 28 град/с ($P < 0,05$).

Разность между углом в коленном суставе при приложении максимального усилия к палке (KA_{PPF} ; событие 2) и минимальным углом в коленном суставе в фазе отталкивания (KA_{\min_PP} ; событие 3) возрастала с $2^\circ \pm 1^\circ$ до $6^\circ \pm 3^\circ$ только в диапазоне между 15 км/ч и V_{\max} ($P < 0,05$), при этом KA_{PPF} постоянно принимался на $0,06 \pm 0,03$ с раньше KA_{\min_PP} . Конечная часть фазы отталкивания характеризовалась разгибанием ноги в коленном суставе от 4° до 8° при всех скоростях, завершаясь уменьшением угла в коленном суставе в конце фазы отталкивания (KA_{Pole_Out} ; $P < 0,05$) в диапазоне скоростей V_{sm} при стабилизации данного показателя при V_{\max} .

Начало фазы скольжения демонстрировало незначительное (при более высоких скоростях до 6°) сгибание ноги в коленном суставе (события 4-5), за которым следовало акцентированное разгибание ноги в коленном суставе (события 5-6). Максимальный угол в коленном суставе на этапе скольжения (KA_{\max_RP} ; событие 6) выдерживался на уровне $165^\circ \pm 7^\circ$ у всех лыжников и при всех скоростях.

Диапазон движений (разгибание ноги) в коленном суставе в фазе скольжения ($ROM_{K_ext_RP}$) возрастал вплоть до скорости 21 км/ч включительно (все значения $P < 0,05$) при отсутствии дальнейших изменений до достижения V_{\max} , тогда как время (t) сгибания ноги в колене в фазе скольжения демонстрировало явную, хотя и нестабильную тенденцию к сокращению на протяжении всего диапазона скоростей – от 9 км/ч до V_{\max} включительно ($P < 0,05$).

Всё это вместе взятое приводило к четырёхкратному увеличению средней скорости разгибания ноги в коленном суставе в фазе скольжения ($AV_{K_ext_RP}$) при скорости 27 км/ч, 63 ± 17 град/с при отсутствии дальнейших изменений данного показателя при V_{\max} .

Завершающая часть, как фазы скольжения, так и всего цикла одновременного хода характеризовалась сгибанием ноги в коленном суставе (события 6-7), которое продолжалось и в процессе последующей фазы отталкивания (события 1-3 следующего цикла). Диапазон движений (сгибание ноги) в коленном суставе в фазе скольжения ($ROM_{K_flex_RP}$) увеличился до скорости 27 км/ч ($P < 0,05$), без дальнейших изменений при V_{\max} , тогда как время (t) сгибания ноги в колене в фазе скольжения сохранялось на уровне $0,16 \pm 4$ с для всех лыжников и при всех скоростях. Касательно всего этапа сгибания ноги в коленном суставе в диапазоне от KA_{\max_RP} до KA_{\min_PP} (события 6-7 / 1-3) следует отметить постоянное возрастание средней скорости

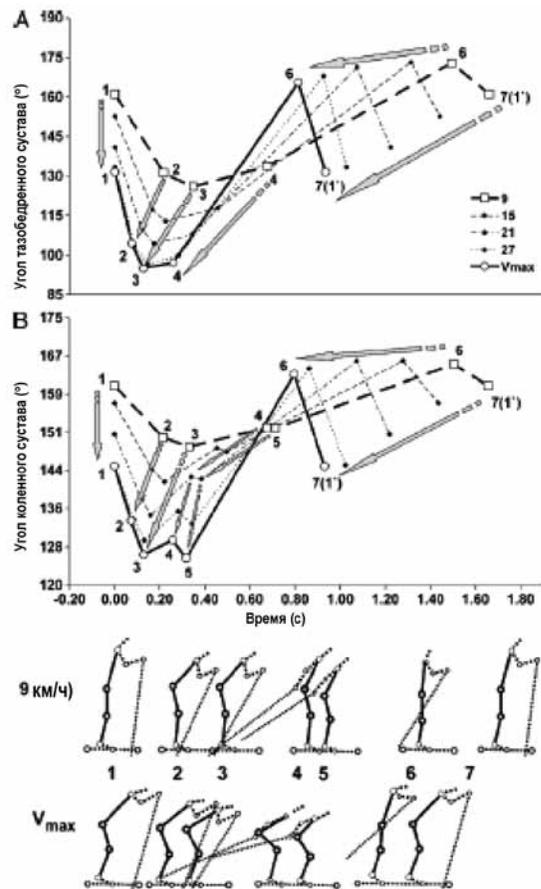


Рисунок 5. Углы в тазобедренном (А) и коленном (В) суставах при постановке палки на грунт (1), максимальное усилие на палку (2), минимальные углы в фазе отталкивания (3), завершение фазы отталкивания (4), минимальный угол (в коленном суставе) в фазе скольжения (5) максимальный угол в фазе скольжения (6) и при следующей постановке палки на грунт (7(1')) при субмаксимальных и максимальной скоростях одновременного хода /Все приведённые данные представлены средними значениями. Репрезентативные кинеграммы показаны для 9 км/ч и максимальной скорости V_{max} (внизу). Переменные тазобедренного и коленного суставов, представленные в таблицах 3 и 4, выраженные в виде средних величин \pm стандартное отклонение/

сгибания ноги в колене для всего цикла в целом ($AV_{K_{flex}C}$) вплоть до скорости 27 км/ч, когда было достигнуто значение 124 ± 27 град/с (все значения $P < 0,05$), без дальнейшего изменения данного показателя при V_{max} .

Интерпретация полученных результатов

В ходе рассматриваемого исследования были получены следующие основные исходные сведения:

1. Лыжники высокой квалификации увеличивают скорость одновременного хода посредством наращивания как частоты отталкиваний Pf , так и длины цикла CL ;
2. Наращивание длины цикла на высоких скоростях достигается за счёт увеличения усилия воздействующего на палки, несмотря на сокращение продолжительности фазы отталкивания, а также времени достижения этого максимального усилия (направленного на палки);
3. По мере увеличения скорости хода адаптация кинематики локтевого сустава обеспечивается уменьшением минимального угла при возрастании как диапазона движений сгибания и разгибания, так и средней скорости их выполнения;
4. Аналогичная адаптация работы ног характеризуется: а) уменьшением углов в тазобедренном и коленном суставах при постановке палок на грунт, а также соответствующих минимальных углов в фазе отталкивания, б) возрастанием диапазонов движений и средних значений скоростей сгибания ноги в тазобедренном и коленном суставах в период постановки палок на грунт, в) увеличением диапазонов движений и средних значений скоростей разгибания ноги в тазобедренном и коленном суставах в фазе скольжения.

Характеристики цикла

Постоянное увеличение частоты отталкиваний Pf , полученное в ходе настоящего исследования, отмечалось также и по результатам предыдущих исследований одновременного хода (8, 13 16). Однако при проведении предыдущих исследований авторы исходили из того, что именно наращивание Pf и является основным методом увеличения скорости при использовании одновременного хода (25). Суще-

ственное возрастание длины цикла CL одновременного хода по мере увеличения субмаксимальных скоростей V_{sm} в прежних исследованиях не отмечалось. Ранее считалось, что в области V_{sm} длина цикла CL выдерживается на одном уровне (8, 13, 16), оставаясь неизменной (16) или даже уменьшаясь при V_{max} (8, 13).

Это разногласие можно объяснить тем, что:

Во-первых, в данном случае испытуемые «отрабатывали одновременным ходом» на более высоком уровне – с V_{max} , на 30-50 % превышающей аналогичный показатель предыдущих исследований (рис. 1А и 2В). Средняя величина V_{max} достигала 29,5 км/ч (8,2 м/с) при CL7,5 м и Pf 1,06 Гц (64,8 цикла отталкивания в минуту). По мнению авторов данного исследования, столь высоких скоростей попросту невозможно достичь без одновременного увеличения как Pf, так и CL.

Во-вторых, вторая возможная причина наблюдаемого параллельного увеличения CL и Pf может состоять в том, что в течение последнего десятилетия среди высококвалифицированных лыжников получила распространение, новая «техническая схема», предполагающая большую комплексность движение с большей степенью вовлечения в работу нижней части тела (коленных, тазобедренных и голеностопных суставов), а также с использованием иных схем работы рук и плеч (11).

Как выяснилось, указанная новая техника одновременного хода в целом характеризуется меньшими минимальными углами в локтевых, тазобедренных, коленных и голеностопных суставах, а также более высокими средними значениями скорости сгибания руки (схема с широким отведением локтей) и меньшим изгибанием туловища. Это дает возможность лыжникам прилагать большие по величине усилия к палкам и (11), что, по всей видимости, и позволяет им увеличивать длину цикла CL. В дополнение к этому, большая продолжительность фазы свободного скольжения при меньшей Pf (рис. 1С и 2А), присущая данному современному варианту техники одновременного хода, способствует (как показали исследования) уменьшению частоты сердечных сокращений и концентрации молочной кислоты в крови, а также увеличению времени работы до изнеможения («до отказа») (10).

Если рассмотреть ситуацию, сложившуюся в других видах спорта, то окажется, что оптимизация соотношения длины частоты циклов может осуществляться разными путями.

Таблица 4. Характеристики угла в коленном суставе (КА) при обычных и максимальной скоростях при использовании одновременного хода

Переменные	9 км/ч	15 км/ч	21 км/ч	27 км/ч	V_{max} (29,5 ± 1,3 км/ч)
KA_{pole_in} (°)	161 ± 9 ^{abc}	157 ± 9 ^{abc}	151 ± 11 ^{abc}	145 ± 12 ^{abc}	144 ± 13 ^{abc}
KA_{ppf} (°)	150 ± 12 ^{abcde}	144 ± 12 ^{abcde}	138 ± 13 ^{abcde}	133 ± 14 ^{abc}	133 ± 14 ^{abc}
KA_{min_pp} (°)	148 ± 12 ^{abcde}	141 ± 13 ^{abcde}	134 ± 14 ^{abcde}	129 ± 13 ^{abc}	126 ± 14 ^{abc}
KA_{min_rp} (°)	152 ± 8 ^{abc}	148 ± 10 ^{abc}	142 ± 12 ^{abc}	135 ± 14 ^{abc}	129 ± 16 ^{abc}
KA_{max_rp} (°)	152 ± 7 ^{abc}	147 ± 9 ^{abc}	142 ± 12 ^{abc}	133 ± 14 ^{abc}	126 ± 16 ^{abc}
KA_{max_c} (°)	165 ± 8	166 ± 7	166 ± 6	165 ± 7	163 ± 6
$ROM_{K_flex_pp}$ (°)	12 ± 5 ^{abcde}	12 ± 5 ^{abcde}	19 ± 9 ^{abc}	32 ± 11 ^{abc}	38 ± 15 ^{abc}
$ROM_{K_flex_rp}$ (°)	5 ± 4 ^{abcde}	9 ± 5 ^{abcde}	15 ± 8 ^{abcde}	20 ± 11 ^{abc}	19 ± 10 ^{abc}
t_{Kflex_pp} (s)	0,33 ± 0,09 ^{abcde}	0,22 ± 0,05 ^{abcde}	0,16 ± 0,03 ^{abcde}	0,13 ± 0,02 ^{abc}	0,13 ± 0,02 ^{abc}
t_{Kext_rp} (s)	0,79 ± 0,14 ^{abc}	0,78 ± 0,14 ^{abc}	0,69 ± 0,15 ^{abc}	0,52 ± 0,09 ^{abc}	0,48 ± 0,09 ^{abc}
$AV_{K_ext_rp}$ (°·s ⁻¹)	50 ± 35 ^{abcde}	80 ± 39 ^{abcde}	106 ± 32 ^{abcde}	122 ± 34 ^{abc}	143 ± 28 ^{abc}
$AV_{K_flex_pp}$ (°·s ⁻¹)	16 ± 7 ^{abcde}	24 ± 9 ^{abcde}	36 ± 14 ^{abcde}	63 ± 17 ^{abc}	86 ± 33 ^{abc}
$AV_{K_flex_c}$ (°·s ⁻¹)	44 ± 35 ^{abcde}	70 ± 33 ^{abcde}	104 ± 38 ^{abcde}	124 ± 37 ^{abc}	143 ± 35 ^{abc}

Все данные представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение (SD) для 12 испытуемых (все значения $P < 0,05$).

- ^a Отличается от аналогичного показателя для 9 км/ч
- ^b Отличается от аналогичного показателя для 15 км/ч
- ^c Отличается от аналогичного показателя для 21 км/ч
- ^d Отличается от аналогичного показателя для 27 км/ч
- ^e Отличается от аналогичного показателя для V_{max}

C – цикл; PP – фаза отталкивания палками; RP – фаза свободного скольжения; V_{max} – максимальная скорость одновременного хода; KA_{Pole_in} – угол в коленном суставе при постановке палок на грунт; KA_{ppf} – угол в коленном суставе при приложении максимального усилия, направленного на палку; KA_{min_pp} – минимальный угол в коленном суставе в ходе фазы отталкивания; KA_{Pole_Out} – угол в коленном суставе в конце фазы отталкивания; KA_{min_rp} – минимальный угол в коленном суставе в ходе фазы скольжения; KA_{max_rp} – максимальный угол в коленном суставе в ходе фазы скольжения; $ROM_{K_ext_rp}$ – диапазон движений (разгибания) в коленном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $ROM_{K_flex_rp}$ – диапазон движений (сгибания) в коленном суставе в ходе отработки фазы скольжения; t_{Kflex_pp} – абсолютное время разгибания ноги в коленном суставе в ходе отработки фазы отталкивания; t_{Kext_rp} – время разгибания в коленном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $AV_{K_ext_rp}$ – средняя угловая скорость разгибания в коленном суставе в ходе отработки фазы скольжения; $AV_{K_flex_c}$ – средняя угловая скорость сгибания ноги в коленном суставе в течение цикла (полного движения / сгибание/ в тазобедренном суставе)

Пловцы, к примеру, наращивают скорость посредством увеличения частоты гребков (SR). Это сопровождается уменьшением длины гребка (SL) и возрастанием отношения SR/SL частоты гребков к длине гребка (24, 29). Выбор такой стратегии объясняется, очевидно, значительными силами сопротивления ($F = \text{константа} \times V$), поскольку плотность воды в тысячу раз превышает плотность воздуха (6). Повышение частоты циклов позволяет отчасти компенсировать снижение скорости при прохождении непропульсивных (т.е. не способствующих напрямую движению) фаз.

При беге скорость контролируется посредством варьирования, как частоты, так и длины шагов. Такая стратегия адаптации к скорости согласуется с результатами, данными исследований, полученными при изучении особенностей техники выполнения одновременного хода на беговой дорожке, при том что лыжникам приходилось преодолевать лишь сопротивление «качению» роликовых лыж, без учета сопротивления воздуха. Отсутствие сопротивления воздуха как раз и следует принимать во внимание при интерпретации различий в полученных результатах, поскольку согласно результатам данного и предыдущих исследований (8, 13, 16), проводившихся с использованием роликовых лыж на беговой дорожке или лыж на трассе, длина цикла CL меняется вместе со скоростью. Следует также иметь в виду, что цикл одновременного хода характеризуется существенными изменениями при сопротивлении воздуха, ибо при отталкивании палками тело лыжника принимает более «сгруппированное» положение, а в фазе скольжения несколько выпрямляется (25). Если основываться на данных Свенссона (28), то сопротивление воздуха при максимальной для настоящего исследования скорости одновременного хода (8,2 м/с) можно принимать равным приблизительно 10 Н при сгруппированном и 20 Н при выпрямленном положении тела. Из этого следует, что влияние, оказываемое возросшим сопротивлением воздуха при более высоких скоростях, могло бы привести к изменению полученного графика зависимости длины цикла от скорости в сравнении с аналогичными данными, полученными при использовании одновременного хода при прохождении дистанции в реальных условиях.

Судя по результатам данного исследования, как продолжительность цикла СТ, так и абсолютные продолжительности фаз отталкивания и скольжения, сокращались по мере увеличения скорости в

пределах диапазона V_{cm} при отсутствии дальнейших изменений при V_{max} , что не вполне соответствует результатам предыдущих исследований (13, 16), где сообщалось о постоянном снижении указанных показателей по мере возрастания показателей скорости во всем диапазоне (рис. 1А-С). Результаты, указанных исследований продемонстрировали так же и несколько большую (0,30 с) продолжительность фазы отталкивания при каждой из V_{max} по сравнению с результатами данных исследований (0,26 с).

Значения абсолютной продолжительности фазы скольжения для всего диапазона V_{cm} , с V_{max} включительно, оказались заметно выше по сравнению с аналогичными данными, полученными в ходе вышеупомянутых исследований. Следует также отметить, что большая продолжительность фазы скольжения является, судя по всему, одним из характерных признаков широко применяемой ныне лыжниками-гонщиками высокой квалификации нового (быстрого) варианта техники одновременного хода, характеризующегося, снижением уровня лактата в крови и частоты сердечных сокращений (10, 11).

Отмечавшееся при высоких скоростях сокращение продолжительности контакта палки с грунтом ($< 0,28$ с) было обусловлено сокращением составляющих указанного показателя, а именно времени сгибания руки в локтевом суставе ($< 0,11$ с), времени достижения максимального усилия передаваемого на палку ($< 0,08$ с) и времени разгибания руки в локтевом суставе ($< 0,17$ с). В этой связи целесообразным представляется обсуждение вопроса, насколько сокращение указанных временных промежутков соотносится с критическим пределом времени, необходимого для полного подключения мышечных волокон типа I и II с целью создания необходимого по величине усилия. Исследования характеристик группы «сила-скорость» показали, что для создания максимального натяжения и, соответственно, усилия (1-3) мышечным волокнам типа I требуется от 100 до 140 мс, а типа IIa — от 55 до 85 мс. Исходя этого, получается, что временной интервал, указанный выше для медленно сокращающихся волокон, по своей продолжительности превышает как время сгибания руки в локтевом суставе, так и время достижения максимального усилия передаваемого на палку (результаты получены при высоких скоростях в ходе настоящего исследования). Из этого следует, что при беге с высокой скоростью лыжники не должны полностью подключать к работе оба типа мышечных волокон. Однако лыжники высокого класса

обеспечивают для себя такую возможность посредством использования во время бега с высокой скоростью чётко выраженной преактивации мышц (предварительной активации) перед постановкой палок на грунт, добываясь, за счёт приобретаемого таким образом усиления, приложения к палкам больших сил (11).

Указанные явления могут играть аналогичную роль и в лыжных гонках, в частности, при движении одновременным ходом.

Относительно сокращения продолжительностей контакта с грунтом в локомоции человека у Минетти (14) отмечается, что наличие обратной зависимости между продолжительностью контакта и скоростью означает, что способность к накоплению энергии в эластичных структурах, с её последующим высвобождением, является в рассматриваемом случае лимитирующим фактором. Второй проблемой является ограничение, связанное с остановкой движения ноги или палки относительно грунта, из-за чего имеет место уменьшение той доли развиваемого сокращением мышц усилия, которая, непосредственно, обеспечивает поступательное движение. Минетти (14) предлагает обойти оба указанных выше лимитирующих фактора посредством использования лыжных палок новой конструкции, обеспечивающих скольжение толкающей части палки. Это могло бы позволить существенно снизить требуемую скорость сокращения мышечных волокон, как бы отчасти перенося его в фазу скольжения.

В процессе настоящего исследования выяснилось, что стабилизовавшаяся при трёх максимальных значениях скорости относительная продолжительность отталкивания оказалась примерно на 25 % меньше по сравнению с указанной в выше упомянутых исследованиях, при соответственно возросшей относительной продолжительности скольжения (таблица 1 и рис. 1D). О наличии такого рода различий между более «быстрыми» и более «медленными» спортсменами уже сообщалось у Холмберг и др. (10).

Силовые характеристики

Аналогично Миллет и др. (13), настоящее исследование показало, что в пределах диапазона V_{sm} максимальное усилие, передаваемое на палки возрастает с увеличением скорости. Кроме того, при различных скоростях отмечалось также сокращение времени достижения максимального усилия направленного на палки в пределах от 0,21 до 0,07, обусловленное четырёхкратным увеличением скорости нарастания усилия.

Имея в виду рассмотренное выше сокращение продолжительности отталкивания по мере возрастания скорости, становится ясным, что для того, чтобы увеличение скорости происходило не за счёт одного лишь возрастания частоты циклов Pf, но и благодаря увеличению длины цикла CL, важно добиться не только быстрого, но и существенного приложения усилий. Известно, что лыжники, показывающие лучшие результаты развивают большее по величине усилие, передаваемое на палки (11). Настоящее же исследование показало, насколько важной для достижения максимальных скоростей является способность быстро развивать мощное усилие, направленное на палки. По сравнению с усилием на палки, плантарное усилие оказалось менее склонным к изменениям по мере возрастания скорости (рис. 5B). Данное обстоятельство авторы склонны интерпретировать как одно из проявлений стратегии, позволяющей лыжникам принимать как можно более сгруппированное положение тела с наклоном вперёд в целях: 1) удержания баланса «вперёд-назад»; 2) нейтрализацию (по принципу действия-противодействия) незначительной, но направленной назад реакции палок в конце цикла, что позволяет прилагать к палкам более мощные горизонтальные усилия, и 3) смещения давления с зоны нанесения мази сцепления к зоне скольжения в задней части лыжи, обеспечивая уменьшение величины трения во время скольжения по снегу при выполнении одновременного хода.

Кинематика суставов

Полученные в процессе настоящих исследований данные стали первым описанием кинематики суставов при различных скоростях, достигаемых при использовании одновременного хода. Для их интерпретации использовался комплексный подход. Положение локтя при постановке палок на грунт оставалось неизменным при всех скоростях, в отличие от углов в тазобедренном (HA) и коленном (KA) суставах, которые становились больше по мере увеличения скорости в пределах диапазона V_{sm} (рис. 4, а также 5A и B). Увеличение скорости сопровождалось принятием лыжниками всё более сгруппированного положения тела при постановке палок на грунт, что, по всей видимости, позволяло им располагать палки таким образом, чтобы обеспечивалось получение от них наибольшего движущего усилия. Во всех исследуемых суставах происходило движение «сгибание» в фазе отталкивания при скоростях до 27 км/ч включительно, сопровождав-

шееся уменьшением углов во всех суставах. По мере увеличения скорости, происходило увеличение минимального угла и продолжительности сгибания (таблицы 3-4) при росте средних угловых скоростей движения в суставах, с достижением максимального показателя в локтевом суставе (344 град/с). Всё это способствовало увеличению, в фазе отталкивания, величины максимального усилия направленного на палки и скорости нарастания усилия. Показатели разгибания руки в локтевом суставе, также являющиеся одним из важнейших способствующих поступательному движению факторов, характеризовались снижением времени разгибания и ростом диапазона движений (ROM) при разгибании, что, в свою очередь, приводило к увеличению средней скорости (AV) движения в суставе (с 143 до 548 град/с). И наоборот, движения разгибания в тазобедренном и коленном суставах были значительно менее акцентированными, что может быть объяснено тем фактом, что нижняя часть тела при движении одновременным ходом играет скорее вспомогательную роль (стабилизация и уравнивание), прежде всего обеспечивая создание усилия передаваемого на палки в конечной части фазы отталкивания.

Можно также предположить, что незначительное разгибание ноги в колене (рис. 5В; события 3-4) приводит к приложению голенью, в конце фазы отталкивания, незначительного толкающего усилия вперёд, которое, возможно, призвано оказывать некоторое противодействие в направлении, обратном отталкиванию палками.

В отличие от локтевого сустава, тазобедренный и коленный суставы играют важную роль в фазе скольжения: 1) обеспечивая выпрямление тела с целью «поднятия» центра тяжести и приведения тела в положение готовности к постановке палок на грунт во время очередного цикла; 2) позволяя использовать всё тело спортсмена, при взаимодействии рук, туловища и ног, для создания усилия направленного на палки посредством выполнения движений сгибания в тазобедренном и коленном суставах, выполняемых со значительной амплитудой незадолго до постановки палок на грунт (10, 11). Эти важные последовательные комбинации сгибаний и разгибаний согласуются с выраженным ростом генерируемых усилий, который наблюдается при увеличении скорости. Следует также отметить, что максимальные углы в тазобедренном (НА) и коленном (КА) суставах в фазе скольжения не менялись во всем диапазоне скоростей, при том что соответствующие диапазоны движений ROM разгибания возрастали,

начиная с низкого сгруппированного положения при передвижении одновременным ходом в конце фазы отталкивания. Данное явление можно объяснить уменьшением величины углов в суставах при наступлении события «отрыв палок от грунта» (рис. 5А и 5В; событие 4). Средние скорости AV разгибания в тазобедренном и коленном суставе, превышающие 100 град/св течение первых двух третей фазы скольжения на «гоночных скоростях» свыше 25 км/ч, можно было бы воспринимать как своего рода вызов с точки зрения координации движений и техники. Акцентированное выпрямление туловища требует высокого уровня синхронизации и значительной мощи мышц-разгибателей спины. «Максимальные разгибания» в тазобедренном и коленном суставах должны достигаться в процессе отработки цикла одновременного хода, особенно при высоких скоростях, с опережением, достаточным для своевременного приведения тела спортсмена в состояние готовности к эффективному сгибанию в суставах для выполнения очередной постановки палок на грунт. Такие циклически повторяющиеся движения вверх и вниз являются серьёзным вызовом с энергетической точки зрения, поскольку порядка 70 % совокупной массы тела приходится на его верхнюю часть (30).

В отличие от российской школы, где цикл бега подразделяется на два периода по две фазы в каждом, за рубежом встречается вариант техники с тремя фазами, а именно эксцентрической (с силовым разгибанием ноги), статической, называемой также пропульсивной (нога, почти не двигаясь от бедра и ниже, выносится вперёд в отрыве от грунта) и концентрической (со сгибанием ноги перед выполнением эксцентрической фазы следующего цикла) – *прим. перев.*

Сгибание в тазобедренном и коленном суставах, выполняемое с увеличенным диапазоном ROM и возросшей средней скоростью AV, продолжается до достижения в фазе отталкивания, минимального угла. Как показало настоящее исследование, данное движение (сгибание) в значительной степени определяет возможность генерирования мощных усилий направленных на палки и, соответственно, достижение высоких показателей при использовании одновременного хода (10, 11).

Имитация лыжных гонок на беговой дорожке, установленной в помещении, сопровождается рядом ограничений и недостатков, одним из которых является приблизительность оценки влияния, оказываемого сопротивлением воздуха. Одним из вариантов решения

данной проблемы могло бы стать проведение исследования с использованием ещё и аэродинамической трубы, что позволило бы исследователям, в частности, изучить влияние, оказываемое сопротивлением ветра на длину цикла CL, которая, как представляется, должна возрастать по мере увеличения скорости.

Ещё одним недостатком настоящего исследования является отсутствие данных в формате 3D, которые позволили бы провести более детальный анализ ряда специфических аспектов, касающихся применения одновременного хода. Одним из которых, является комплекс движений в плечевом суставе, обычно выполняемых, при использовании современной техники одновременного хода, с несколько большим отводом рук от тела (11), а также возможное влияние данной особенности на величину усилия, прилагаемого к палкам. Ещё одним важным аспектом исследования особенностей техники двойного хода является изучение величины и закономерности изменений различных углов, образующихся при движениях туловища и перемещении палок, а также траектории перемещения центра тяжести в разных плоскостях во время передвижения одновременным ходом.

В заключение следует отметить, что настоящее исследование продемонстрировало использование лыжными гонщиками высокого класса новой техники перемещения на лыжах для достижения более высокой скорости посредством увеличения как частоты циклов Pf, так и длины цикла CL. Увеличение частоты цикла CL достигалось за счёт генерирования более значительных усилий за время отталкивания, сократившееся до физиологически критических значений с точки зрения интервалов времени, позволяющих подключить и быстрые, и медленные мышечные волокна, что вообще-то представляется абсолютно необходимым для развития максимально возможной мощности работы. Возникающая в данном случае проблема решается посредством увеличения диапазона движений ROM, сокращения продолжительности времени «сгибания-разгибания» и повышения средней угловой скорости AV.

Следует отметить также возрастание, по мере увеличения скорости, функциональной значимости фазы скольжения, что обусловлено возникновением необходимости в: 1) более быстром и существенном изменении положения тела перед выполнением очередной фазы отталкивания, а также 2) более размашистом и быстром движении

(сгибание) в тазобедренном и коленном суставах для выполнения очередной постановки палок на грунт, что позволяет добиваться более эффективного и быстрого генерирования усилий во всем диапазоне скоростей.

Применение рассмотренных рекомендаций направленных на повышение эффективности техники выполнения движений при использовании двойного хода требует увеличение возможности генерирования значительных усилий передаваемых на палки в течение ограниченного времени, огромной удельной мощности работы взрывного характера и высочайших уровней совершенствования двигательных навыков.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ТЕХНИКИ ПЕРЕДВИЖЕНИЯ КЛАССИЧЕСКИМ ХОДОМ ПРОФЕССИОНАЛЬНЫХ ЛЫЖНЫХ ГОНЩИКОВ

ГАНС-КРИСТЬЕ ХОЛМБЕРГ (HANS-CHRISTIERHOLMBERG)^{1,2}
СТЕФАН ЛИНДИНГЕР (STEFANLINDINGER)^{3,4}
ТОМАС ШТОГЕЛЬ (THOMASSTOGGL)^{3,4}
ЭРИХ АЙТЦЛЬМАЙЕР (ERICHEITZLMAIR)^{3,4} и
ЭРИХ МЮЛЛЕР (ERICHMOLLER)^{3,4}

¹ Швеция, Стокгольм, Каролинский институт, Кафедра физиологии и фармакологии; ² Швеция, Стокгольм, Стокгольмский университет физического здоровья и спорта, Прибрежная лаборатория; ³ Австрия, Зальцбург, Зальцбургский университет, Департамент спорта и кинезиологии; Австрия, Зальцбург, Лаборатория Кристиана Дофплера⁴, «Биомеханика катания на лыжах»

На протяжении последних двух десятилетий все большее распространение среди лыжных гонщиков высокого класса получает техника передвижения на лыжах с помощью классического хода (23).

Основными факторами, способствовавшими этому процессу является строительство более подготовленных и качественных трасс, а так же значительно улучшенные технические характеристики лыж и лыжных палок. Данная техника передвижения на лыжах является более экономичной, особенно на ровных участках трассы (7). С целью изучения физиологических аспектов особенностей техники классического хода был проведен целый ряд исследований (2, 5, 6, 8, 10-14, 17-20, 22, 26, 27, 29, 30).

Конкретной целью данного исследования было проведение комплексного биомеханического анализа техники классического хода в процессе лыжных гонок. Это было необходимо для того, чтобы изучить сложные механизмы техники классического хода. Данное исследование включает изучение особенностей работы верхней и нижней части тела с помощью использования электромиографии и комбинации кинетических и кинематических методов (исследование проводилось на лыжниках – мужчинах).

Методы

Испытуемые

Одиннадцать профессиональных лыжников (члены шведской сборной до 23 лет и сборной команды юниоров), 21 ± 8 лет (20-25), $179,1 \pm 4,7$ см (171 – 185), и $70,6 \pm 8,0$ кг (номера 56-83) добровольно участвовали в качестве субъектов исследования. Все испытуемые были знакомы с особенностями передвижения на роликовых лыжах по беговой дорожке. Классическая длина палок составляет 151 ± 4 см (143-155). Среднее значение VO_{2max} спортсменов составляло $72,3 \pm 3,8$ мл \cdot кг⁻¹ \cdot мин⁻¹ (65-80). Эти показатели были получены при диагональном катании на беговой дорожке с помощью использования эргоспирометрической системы (AMIS 2001, InnovisionA/S, Оденсе, Дания) для того, чтобы дать точную оценку субъектов исследования.

Прежде чем дать свое письменное согласие на участие в экспериментах, все лыжники были ознакомлены с характером исследования. Методы и протокол исследования были одобрены комитетом по этике из Университета Умео, Швеция (№ 03-080).

Измерения

Один цикл классического хода определяется авторами как период с начала контакта палки с площадкой до начала следующего контакта палки с площадкой. Каждый цикл классического хода (Ц) был разделен на фазу движения палками (ФП) и фазу восстановления (ФВ). В среднем работа каждого субъекта была разделена на пять циклов.

Кинетика: палка и «подошвенные» силы

Все испытуемые использовали гоночные палки, изготовленные из углеродных волокон. Особенности конструкции правой палки, (конструкция палки была специально разработана для измерения величины усилия направленного на нее) позволяли спортсменам регулировать ее длину от 140 до 165 см для индивидуальной подгонки с учетом их роста ($84 \pm 0,5\%$ высоты тела). Нагрузка на опорную поверхность, направленная вдоль палки, измерялась с помощью тензометрического датчика (Hottinger-Baldwin Messtechnik GmbH, Дармштадт, Германия)

весом 60 г, помещенного влегкий (75 г) алюминиевый корпус. Оба датчика были установлены непосредственно под креплением палок. Вертикальная подошвенная силаопорной реакции регистрировалась с помощью мобильной системой Pedar (Novel GmbH, Мюнхен, Германия) (100 Гц), состоящей из двух стелек распределения давления (по 99 емкостных датчиков на каждой), регистратора данных с флэш-картой (8 Мб) и наборами кабелей. Общая площадь ног была разделена на площадь переднего отдела стопы (ПОС) и заднего отдела стопы (ЗОС) по 50% от длины ноги. Калибровка стелек проводилась с использованием калибровочного устройства Pedar.

Кинематика

Углы влоктевых, тазобедренных, коленных и голеностопных суставах были измерены гониометрами (потенциометры: Megatron, Мюнхен, Германия; тензодатчики: Penny&Giles Controls Ltd., Cmwfelinfach, Великобритания) 2000 Гц. Градуировочные измерения проводились пять раз при 90°, 180° (колени, бедро, и коленный сустав) и 110° (голеностопный сустав), а угловые значения были рассчитаны от соответствующего среднего значения напряжения тока. Анализ видеоданных A 2D (50 Гц) проводился с целью создания графиков движения модели классического хода (серия графиков) и разделения лыжников с учетом особенностей выполнения ими техники классического хода. Одна камера была помещена в сагиттальной плоскости, а другая в фронтальной плоскости.

Статистические данные также были использованы для изучения различий между группами лыжников относительно биомеханических переменных. Время цикла (ВЦ), абсолютное время движения палками и время движения палками по отношению кВЦ ($VP_{абс}$ и $VP_{отн}$) и абсолютное и относительное время восстановления ($VB_{абс}$ и $VB_{отн}$) ($VB = ВЦ - VP$) были определены для каждого цикла классического хода. Частота движения палками (Чп) была рассчитана на основе данных скорости движения палками.

Электромиография (ЭМГ)

Первоначальные аналоговые сигналы (частота дискретизации 2000 Гц) преобразовывались в цифровые (DAQ 700 A/D card – 12 bit,

National Instruments, США) и хранились на двух портативных ПК (измерение напряжения ± 5 В). Сигнал ЭМГ был аппаратным полосным (10-500 Гц на 3 дБ) для удаления шума на низких и высоких частотах. Входное сопротивление 10 ГОм, а коэффициент ослабления синфазного сигнала составлял 120 дБ. Гелиевая биполярная Ag/Ag Cl поверхность электродов (форма круга, область геля 18 мм в диаметре, область, контактирующая с железом 10 мм в диаметре), межэлектродное расстояние 30 мм (Skintact, Leonhard Lang GmbH, Инсбрук, Австрия) были подключены к единому дифференциальному усилителю (усиление до 5000). Электроды были размещены на большой грудной мышце (БГМ), широчайших мышцах спины (ШМС), больших круглых мышцах (БКМ), прямой мышце живота (ПМЖ), наружной косой мышце живота (НКСМЖ), распрямляющих мышцах спины (МС-L4), трехглавой мышце плеча (длинная головка) (ТРИ), двуглавой мышце плеча (БИЦ), локтевом сгибателе запястья (ЛСЗ), большой ягодичной мышце (БЯМ), широкой фасции (ШФ), прямой мышце бедра (ПМБ), медиальной широкой мышце бедра (МШМБ), латеральной широкой части мышцы бедра (ЛШМБ), двуглавой мышце бедра (длинная головка) (ДМБ), икроножной мышце (латеральная головка) (ИМ), камбаловидной мышце (КМ), передней большеберцовой мышце (ПБМ) и малоберцовой мышце (ПММ). «Эталонные» электроды были присоединены к коленной чашечке и груди. До фиксации электрода поверхность кожи была выбрита, немного обработана, смазана, и продезинфицирована спиртом.

Количественная оценка амплитуды ЭМГ

Количественная оценка амплитуды ЭМГ для каждой мышцы была выполнена с помощью расчета интегрированной ЭМГ (ИЭМГ) для характеристики развития напряжения мышц и EMG_{max} для того, чтобы выделить и сравнить уровни интенсивности активизации различных мышц. ИЭМГ рассчитывалась по предварительным и МПС (максимальное произвольное изометрическое сокращение) – упорядоченным ЭМГ данным исследования за периоды ФП, ФВ, и Ц, и выражается в единицах (% МПС \cdot с⁻¹). Для оценки и сравнения максимальной относительной интенсивности активации различных мышц при выполнении технических элементов классического хода значение EMG_{max} , упорядоченное по МПС (МПС%), было определено

но. Таким образом, предварительно обработанные и МПС – упорядоченные ЭМГ данные исследования были отфильтрованы на 50 Гц, чтобы создать линейную оболочку, что позволяет более четко определять максимальные значения в зависимости от реального максимума активации ЭМГ и без учета краткосрочных повышений ЭМГ. Максимальное значение отфильтрованной кривой ФП, ФВ, и Ц было определено как ЭМГ_{max} для каждой мышцы и для соответствующего фазы. Значения ИЭМГ и ЭМГ_{max} для каждой мышцы были разделены на низкие, средние и высокие с помощью z-стандартизации (табл. 1). Для обеих переменных низкая категория была создана для z-значений меньше - 0,5, средняя категория z-значения от -0,5 до +0,5 и высокая категория z-значений больше +0,5.

Анализ полученных данных

Все данные, за исключением значений подошвенной силы обобщались с помощью системы полного измерения (BioVision, Верхайм, Германия), состоящий из двух полей ввода, 16 каналов, подключенных к А/D конвертеру карт (карта DAQ 700 A/D–12 бит) и двух портативных карманных ПК (Compaq 3P AQ H3800) для хранения ЭМГ, кинетических и кинематических данных для дальнейшего автономного анализа. Синхронизация данных между двумя регистраторами, камерами и отдельной мобильной системой Pedar (подошвенные силы) осуществлялась с помощью импульсной лампы и сигнала синхронизации, посылаемого на единый канал всех регистраторов данных. Обработка всех данных производилась ИКЕ-мастером (ИКЕ-Software Solutions).

Общий замысел исследований и протоколы

Все тесты были проведены за 10 периодов на беговой дорожке с механическим приводом (Rodby, Седертелье, Швеция), специально разработанной для тестовых испытаний лыж с использованием роликовых коньков. Чтобы исключить погрешность сопротивления качению, все субъекты испытания использовали одинаковые пары роликовых лыж (Pro-Ski C2, Sterners, Nyhammar, Швеция). До начала всех испытаний на беговой дорожке все испытуемые были обеспечены предохранительными ремнями, свисавшими с потолка.

Угол наклона беговой дорожки, составлявший 1° был выбран по двум причинам: 1) техника передвижения классическим ходом на «гоночной» скорости используется преимущественно на ровной местности, и 2) чтобы компенсировать отсутствие сопротивления воздуха при тренировке в лаборатории на беговой дорожке. Угол наклона был такой же, как и в физиологических исследованиях, проведенных ранее (12,17).

Таблица 1. Категории ЭМГ_{max}, ЭМГ_{ср} квадрат и ИЭМГ рассчитывается по z-стандартизации (среднее (x) и стандартное отклонение (CO) для ЭМГ_{max} и ИЭМГ, соответственно, были рассчитаны по значениям всех мышц всех испытуемых цикличности в технике классического хода; x и CO для ЭМГ_{ср} квадрат были рассчитаны по определенным разделам)

Уровень ЭМГ Уровень категоризации			
Переменные	Низкий	Средний	Высокий
z-значения	$z < x - 0.5$ стандартного отклонения	$x - 0.5$ стандартного отклонения $\leq z \leq x + 0.5$ стандартного отклонения	$x + 0.5$ стандартного отклонения $< z$
ЭМГ _{max}	<70%МПС	70-150%МПС	>150%МПС
ЭМГ _{ср} квадрат	<18%МПС	18-57%МПС	>57%МПС
ИЭМГ	<13 единиц (% МПС · с ⁻¹)	13-24 единиц (% МПС · с ⁻¹)	> 24 единиц (% МПС · с ⁻¹)

Статистика

Все данные были проверены представлены как среднее (x) диапазонов ($X_{min} - X_{max}$) и стандартного отклонения ($\pm SD$), рассчитанного с помощью обычных методов. Чтобы проверить статистическое расхождение между двумя группами различных вариантов выполнения техники классического хода (видео-оценка) в отношении биомеханических переменных, применялся U-критерий Манна-Уитни. Парные сравнения, с использованием коэффициента корреляции Пирсона проводились для всех электромиографических, кинематических и кинетических переменных. Статистическая значимость была установлена на уровне $P < 0,05$ для всех видов анализа. Все результаты статистических исследований были обработаны с помощью

Таблица 2. Характеристики циклов, «поперечной» и «подошвенной» силы во время классического хода при 85% скорости $V_{тох}(N=11)$; значения средние $\pm SD$

	Переменные ^а	Среднее \pm стандартное отклонение
Цикл	ВЦ	1.13 \pm 0.09
	ВП _{абс}	0.30 \pm 0.03
	ВП _{отн} , (% цикла)	26.9 \pm 2.9
	ВВ _{абс}	0.83 \pm 0.09
	ВВ _{отн} , (% Ц)	73.1 \pm 29
	Чп (Гц)	0.89 \pm 0.07
Сила движения палки	ДП _{абс} , (N)	235.1 \pm 62.6
	ДП _{отн} , (% МТ)	32.1 \pm 7.5
	ВДП	0.10 \pm 0.02
	ИДП _{абс} , (N \cdot с ⁻¹)	36.4 \pm 5.9
	ИДП _{отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	4.9 \pm 0.5
Подошвенная сила	ИС _{пос_ц_отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	16.6 \pm 6.9
	ИС _{зос_ц_отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	26.7 \pm 7.3
	ИС _{пос_фп_отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	5.8 \pm 2.7
	ИС _{зос_фп_отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	9.5 \pm 1.9
	ИС _{пос_фв_отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	10.9 \pm 5.9
	ИС _{зос_фв_отн} , (% МТ \cdot с ⁻¹)	17.2 \pm 5.9

^а ВЦ – время цикла; ВП_{абс} – абсолютное время движения палками, ВП_{отн} (% цикла) – относительное время движения палками; ВВ_{абс} – абсолютное время восстановления; ВВ_{отн} (% цикла) – относительное время восстановления; Чп (Гц) – частота движений палками; ДП_{абс} (N) – абсолютный максимум силы движения палками; ДП_{отн} (% МТ) – относительный максимум силы движения палками; ВДП – время до максимума силы движения палками; ИДП_{абс} (Ns) – абсолютный импульс движения палками; ИДП_{отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс движения палками; ИС_{пос_ц_отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс движения переднего отдела стопы во время цикла; ИС_{зос_ц_отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс движения заднего отдела стопы во время цикла; ИС_{пос_фп_отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс силы переднего отдела стопы во время фазы движения палками; ИС_{зос_фп_отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс силы заднего отдела стопы во время фазы движения палками; ИС_{пос_фв_отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс силы переднего отдела стопы во время фазы восстановления, ИС_{зос_фв_отн} (% МТ \cdot с⁻¹) – относительный импульс силы заднего отдела стопы во время фазы восстановления.

программы SPSS 11.0 (SPSS Inc, Чикаго, Иллинойс) и OfficeExcel 2003 (Microsoft Corporation, США).

Результаты

Характеристики циклов классического хода

Значения кинетических и кинематических переменных представлены в таблице 2 и на рисунке 1, А-Ф. ВЦ составил 1,13 \pm 0,09 с (1.01-1.30). ВП был 0,30 \pm 0,03 с (0.25-0.34), что соответствует 26,9 \pm 2,9% (22.1-30.1) ВЦ. ВВ составил 0,83 \pm 0,09 с (0.72-1.01), в 2,8 раза больше, чем ВП. Чп 0,89 \pm 0,07 Гц (0.77-0.99), что соответствует частоте до 53 циклов в минуту (46-59).

«Поперечная» сила

Основная характеристика кривой поперечной силы для всей группы (рис. 1А и табл. 2) показала различные силы удара в начале контакта палки с землей, а затем высокий показатель развития силы до ДП, после 0,10 \pm 0,02 с (0.07-0.13). Это соответствует 31,9% (24-40) из ФП, вокруг момента времени, когда образуется минимальный угол между плечом и предплечьем. В последних двух третях ФП характеризуются уменьшением результирующей ПС по отношению к нулю. ДП_{абс} составляет 235 \pm 63 N (162-346) и ДП_{отн} 32,1 \pm 7,5% МТ (22-44). ИДП_{абс} составила 36.4 \pm 5.9 N \cdot s (27.2-47.5), соответствующие ИДП_{отн} 4,9 \pm 0,5% МТ \cdot s (4.1-5.8).

«Соединительные» углы

Основные характеристики периода действия соединительных углов для всей группы описываются следующими параметрами (рис. 1, В-Е и таблица 3). В начале контакта палки с землей углы в локтевых, тазобедренных, коленных суставах составляли 104 \pm 19° (83-144), 136 \pm 14° (111-146), и 150 \pm 14° (118-177) соответственно. Минимальный угол в ФП в конце фазы начала сгибания ног составлял 69 \pm 21° (39-105), 101 \pm 16° (73-121), 138 \pm 14° (116-165), и 86 \pm 11° (73-106) в локтевом, тазобедренном, коленном и голеностопном суставах соответ-

ственно. Абсолютная величина количества раз сгибаний в локтевом, тазобедренном и коленном суставах во время ФП до минимального значения угла составила $0,09 \pm 0,02$ с (0.07-0.12), $0,13 \pm 0,03$ с (0.09-0.19), и $0,15 \pm 0,06$ с (0.10-0.32) соответственно. Угловые скорости сгибания в локтевом и тазобедренном суставах во время фазы движения локтями были $370 \pm 171^\circ \cdot \text{с}^{-1}$ (105-689) и $248 \pm 76^\circ \cdot \text{с}^{-1}$ (155-408) соответственно. Величина угла в конце разгибания в локтевом суставе в ФП составляет $160 \pm 10^\circ$ (141-172), а абсолютное время разгибания составило $0,19 \pm 0,02$ с (0.15-0.22). Величины углов в тазобедренном и коленном суставах в конце ФП составляли $102 \pm 17^\circ$ (77-130) и $141 \pm 16^\circ$ (121-175), соответственно. В голеностопном суставе было зарегистрировано небольшое по амплитуде движение (сгибание) во второй половине ФП, которое началось с минимального угла $86 \pm 11^\circ$ (73-106), и закончилось при угле, составившем $96 \pm 5^\circ$ (91-101) в конце ФП. Абсолютное время разгибания в голеностопном суставе зависит от сгибания стопы и составляет $0,19 \pm 0,07$ с (0.10-0.27). Углы в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах достигли абсолютных максимальных значений при $170 \pm 8^\circ$ (158-178), $167 \pm 6^\circ$ (160-171), и $105 \pm 8^\circ$ (100-117), соответственно, в течение последней трети ФВ. Величина абсолютного количества раз разгибаний в тазобедренном и коленном суставах (от минимума в ФП до максимума в ФВ) составила $0,69 \pm 0,09$ с (0.51-0.83) и $0,82 \pm 0,16$ с (0.50 -1.09) соответственно.

«Подошвенная» сила

Анализ распределения подошвенных сил между ПОС и ЗОС в течение всего цикла классического хода показали, что лыжники в основном нагружали ЗОС, выраженную в ИСЗОС_Ц отн $26,7 \pm 7,3\%$ МТ · с, что на 60,8% выше, чем ИСПОС_Ц отн $16,6 \pm 6,9\%$ МТ · с), а также более высокие значения относительной силы импульса у ЗОС по сравнению с ПОС, отдельно рассчитанных для ФП и ФВ (рис. 1F и таблица 2). Тем не менее, был построен график динамики характеристики альтернативной нагрузки между ЗОС и ПОС в течение всего цикла классического хода (рис. 1F). В ФП нагрузка на ЗОС увеличилась довольно быстро, синхронно с подошвенным сгибанием (рис. 1E) она достигла самого высокого значения к концу. После этого происходило непрерывное уменьшение нагрузки на ПОС в ФВ.У

Таблица 3. Характеристики кинематического цикла техники классического хода на 85% $V_{\text{макс}}$ ($N = 11$)

	Переменные ^а	Среднее \pm стандартное отклонение
Локоть	$ЛУ_{\text{нач ФП}}(^{\circ})$	104 ± 19
	$ЛУ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$	69 ± 21
	$ЛУ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$	160 ± 10
	$ВС_{\text{л}}$	0.09 ± 0.02
	$ВР_{\text{л}}$	0.19 ± 0.02
Бедро	$ЦЧ_{\text{л сгиб ФП}}(^{\circ} \cdot \text{с}^{-1})$	370 ± 171
	$УБ_{\text{нач ФП}}(^{\circ})$	136 ± 14
	$УБ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$	101 ± 16
	$УБ_{\text{кон ФВ}}(^{\circ})$	102 ± 17
	$УБ_{\text{макс ФВ}}(^{\circ})$	170 ± 8
	$ВС_{\text{б}}$	0.13 ± 0.03
	$ВР_{\text{б}}$	0.69 ± 0.09
Колено	$УСБ_{\text{сгиб ФП}}(^{\circ} \cdot \text{с}^{-1})$	248 ± 76
	$КУ_{\text{нач ФП}}(^{\circ})$	150 ± 14
	$КУ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$	138 ± 14
	$КУ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$	141 ± 16
	$КУ_{\text{макс ФВ}}(^{\circ})$	167 ± 6
	$ВС_{\text{к}}$	0.15 ± 0.06
	$ВР_{\text{к}}$	0.82 ± 0.16
Голеностопный сустав	$УЛ_{\text{нач ФП}}(^{\circ})$	86 ± 11
	$УЛ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$	96 ± 5
	$ВР_{\text{л}}$	0.19 ± 0.07
	$УЛ_{\text{кон ФВ}}(^{\circ})$	95 ± 14
	$УЛ_{\text{макс ФВ}}(^{\circ})$	105 ± 8

^а $ЛУ_{\text{нач ФП}}(^{\circ})$ – локтевой угол в начале фазы движения палки; $ЛУ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$ – минимальный локтевой угол в фазе движения палки; $ЛУ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$ – локтевой угол в конце фазы движения палки; $ВС_{\text{л}}$ – время сгибания локтя в фазе движения палки; $ВР_{\text{л}}$ – время разгибания локтя в фазе движения палки; $ЦЧ_{\text{л сгиб ФП}}(^{\circ} \cdot \text{с}^{-1})$ – циклическая частота сгибания локтя в фазе движения палки; $УБ_{\text{нач ФП}}(^{\circ})$ – угол бедра в начале фазы движения палки; $УБ_{\text{кон ФП}}(^{\circ})$ – минимальный угол бедра в фазе движения палки; $УБ_{\text{кон ФВ}}(^{\circ})$ – угол бедра в конце фазы движения палки; $УБ_{\text{макс ФВ}}(^{\circ})$ – максимальный угол бедра в фазе движения палки; $ВС_{\text{б}}$ – время сгибания бедра в фазе движения палки; $ВР_{\text{б}}$ – время разгибания бедра в фазе движения

палки от $УБ_{мин ФП}$ до $УБ_{макс ФВ}$; $УСБ_{сгиб ФП}$ ($^{\circ} \cdot c^{-1}$) – угловая скорость сгибания бедра в фазе восстановления; $КУ_{нач ФП}$ ($^{\circ}$) – коленный угол в начале фазы движения палки; $КУ_{кон ФП}$ ($^{\circ}$) – минимальный коленный угол в фазе движения палки; $КУ_{макс ФВ}$ ($^{\circ}$) – максимальный коленный угол в фазе восстановления; $ВС_K$ – время сгибания колена в фазе движения палки; $ВР_K$ – времени разгибания колена от $КУ_{мин ФП}$ до $КУ_{макс ФВ}$; $УЛ_{мин ФП}$ ($^{\circ}$) – минимальный угол лодыжки в фазе движения палки; $УЛ_{кон ФП}$ ($^{\circ}$) – угол лодыжки в конце фазы движения палки; $ВР_л$ – время растяжения лодыжки в фазе движения палки; $УЛ_{мин ФВ}$ ($^{\circ}$) – минимальный угол лодыжки в фазе восстановления; $УЛ_{макс ФВ}$ ($^{\circ}$) – максимальный угол лодыжки в фазе восстановления (названия и сокращения названий, представленных характеристик кинематического цикла даны в авторском варианте)

некоторых лыжников даже наблюдалось снижение величины этого показателя до нуля, после чего наблюдался отчетливый подъем силы в ЗОС во второй половине ФВ.

Уровни ЭМГ

Уровни $ЭМГ_{макс}$ и ИЭМГ, характеризующие электрическую активность исследуемых мышц (рис. 2, А и Б), рассчитывались для всех лыжников, и распределялись на категории с помощью z-оценки значения (таблица 1) на ВВ (высокий-высокий), ВС (высокий-средний), СВ (средний-высокий), СС (средний-средний), СН (средний-низкий), НС (низкий-средний) и НН (низкий- низкий). Мышцы живота (ПМЖ и НКМж) и мышцы-разгибатели плеча БКМ были единственными, которые показали значения ВВ. Для ШМС и БГМ значение ВС не наблюдалось. Среди мышц рук ЛСЗ показал СВ, ТМП– ВС, и БИЦ – значение НН, в то время как уровни для ES-L4 были СС. Среди исследуемых мышц нижних частей тела БЯМ и ДММ имели самый высокий уровень активации, но показали противоположные результаты на графиках (ВС и СВ). Сгибатели тазобедренных и разгибатели коленных суставов ПС показали результат СС и ШФ –СН результат. ББ показали НН, в то время как ЛШМБ и МШМБ показали результат НС. Нижняя часть ног КМ и ПБМ показали СС результат, ИМ – НС результат.

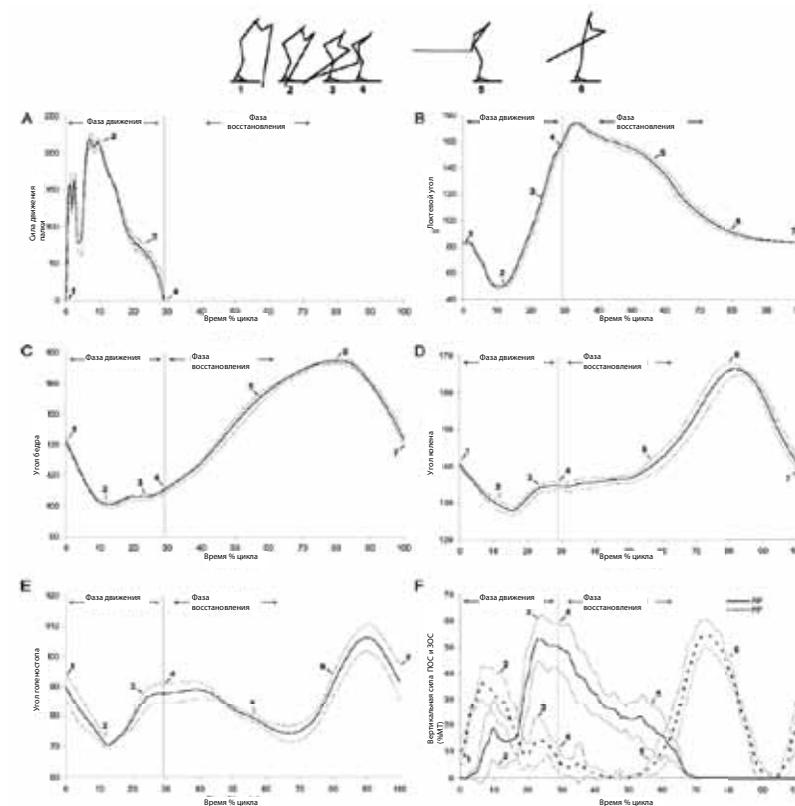


Рисунок 1. Динамика изучаемых параметров в цикле двойного хода

Последовательность включения мышц в работу (ЭМГ)

Начиная со второй половины ФВ изучаемые мышцы (самые «быстрые» лыжники) включались в следующем порядке: 1) сгибатели туловища (ПМЖ, НКМж) со средней и высокой $ЭМГ_{ср квадрат}$ в начале, а затем одновременно с ЗОС переход на высокие уровни незадолго до опускания палки; 2) БКМ, начиная со средней и затем увеличивается до высокой $ЭМГ_{ср квадрат}$ незадолго до опускания палки; 3) сгибатели бедра (ЗОС, ШФ) после короткого перерыва активации начинают с высоким и низким $ЭМГ_{ср квадрат}$ соответственно; 4) разгибатели плеча

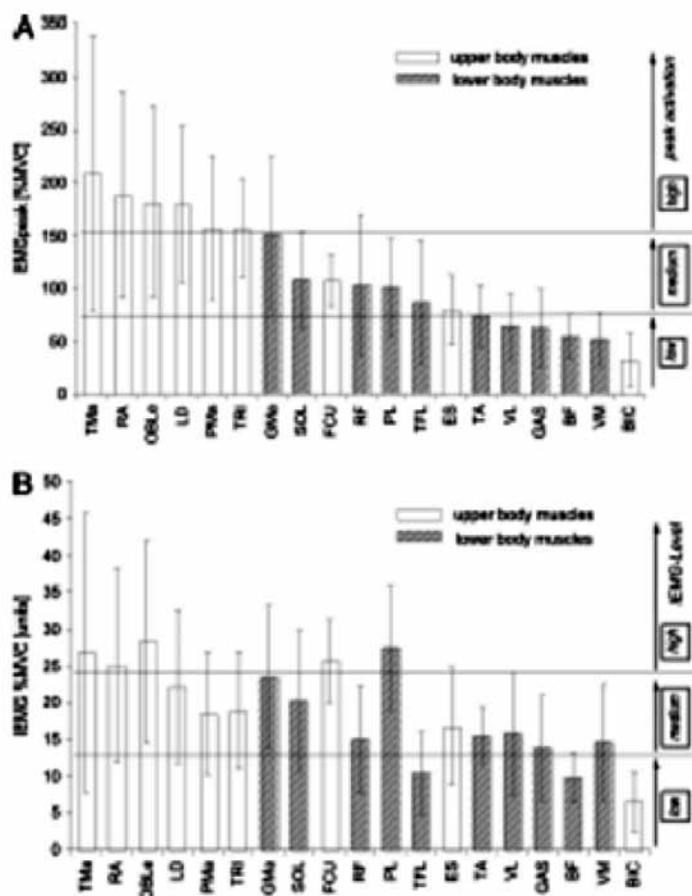


Рисунок 2. Значения ЭМГ_{макс} (А) и ИЭМГ (В) анализируемых мышц верхней и нижней частей тела во время выполнения техники классического хода на 85% V_{макс}. / Данные средние ± стандартное отклонение. Уровни ЭМГ_{макс} и ИЭМГ были разделены на ВВ (высокий-высокий), ВС (высокий-средний), СВ (средний-высокий), СС (средний-средний), СН (средний-низкий), НС (низкий-средний) и НН (низкий-низкий). Категоризация уровней и сокращения названий мышц приведены в разделе «Методы» (представлен авторский вариант названий и условных обозначений)

(ШМС, БГМ) и БЯМ, включающиеся со средним и низким ЭМГ_{ср} квадр соответственно непосредственно перед опусканием палки; 5) ТМП с низким ЭМГ_{ср} квадр, изменяющийся на высокий, совпадающий с опусканием палки, ES-L4 (низкий ЭМГ_{ср} квадр), и БИЦ (средний ЭМГ_{ср} квадр; 6) ЛШМБ и МШМБ с низким ЭМГ_{ср} квадр во время опускания палки; 7) ББ со средним ЭМГ_{ср} квадр после опускания палки; и 8) ЛСЗ как последняя мышца со средним уровнем ЭМГ_{ср} квадр.

Во всех ФП, проанализированные значения исследуемых мышц показали полную или частичную деятельность с изменением уровня ЭМГ_{ср} **квадр**. Все мышцы верхней части тела были выключены во время ФП в определенном порядке (последовательно), в отличие от мышц ног, которые были активны в течение всей ФП. Мышцы живота ПМЖ и НКМЖ показали высокий ЭМГ_{ср} квадр и были первыми, которые «выключились» из работы на середине ФП. Разгибатели плеча БКМ, ШМС, и БГМ с высоким ЭМГ_{ср} квадр работают в течение последней трети ФП. ТМП была следующей мышцей, «выключившейся» из работы до конца ФП, а затем ЛСЗ при переходе от среднего до высокого ЭМГ_{ср} квадр на середине ФП. Последние мышцы, прекратившие работу в самом конце ФП, были ES-L4 и БИЦ. Они показали средний и низкий результат ЭМГ_{ср} квадр, соответственно, во второй части ФП. Все изучаемые мышцы ног (КМ, ИМ, ДММ, ПБМ) были активны в течение всего цикла классического хода и показывали различные уровни ЭМГ_{ср} квадр. КМ были единственными мышцами голени, которые показали высокий ЭМГ_{ср} квадр в ФП. БЯМ продемонстрировали высокий ЭМГ_{ср} **квадр** в течение почти всей ФП, переходя к средним ЭМГ_{ср} квадр прямо в конце ФП, и «выключились» в течение короткого периода во второй половине ФВ. ЗОС изменился от высокого к низкому ЭМГ_{ср} квадр во время первой части ФП и «выключился» (перерыв активации) незадолго до конца ФВ на среднем уровне ЭМГ_{ср} квадр.

Два различных варианта классического хода

2D видео оценка показала, что 4 из 11 лыжников составили группу, в которой четко прослеживалось уменьшение использования плечевых суставов (график 1), меньшие по величине углы в локтевом суставе по отношению к палке (график 2), быстрее (символ 3) и более отчетливо сгибаются руки в локтевом суставе (график 4) и

тазобедренном суставе (графики 5 и 6). В целом более динамичные фазы движения палками (график 7) (рис. 4, А-С и табл. 4). Эта модель была названа «широкий локоть» (ШЛ) и определена как вариант классического хода А. Согласно этим семи характеристикам четыре других лыжника были объединены в другую группу. Это противоположная модель названа «узкий локоть» (УЛ) и определяется как вариант классического хода В. Другие два лыжника были оценены как ближе всего находящиеся к варианту классического хода А (соответствующие всем характеристикам, кроме характеристики 2 – меньше по величине углы в локтевом суставе по отношению к палке), и один лыжник, скорее всего, находится ближе к стратегии В, соответствуя шести из семи отличительным характеристикам (всем, кроме первой). Результаты статистического сравнения этих двух групп представлены в таблице 4.

Корреляционный анализ

Абсолютная скорость 85% от V_{max} ($V_{85\%}$) была связана с абсолютной максимальной силой движения палками ($ДП_{абс}$) ($r = 0,70$), относительной максимальной силой движения палками ($ДП_{отн}$) ($r = 0,66$), угловой скоростью сгибания в локтевом суставе во время ФП ($AVE_{flexФП}$) ($r = 0,80$), минимальным углом в коленном суставе в ФП ($КА_{minФП}$) ($r = -0,72$) (все $p < 0,05$), минимальным углом в локтевом суставе в течение ФП ($ЕА_{minФП}$) ($r = -0,88$, $P < 0,01$). $ДП_{отн}$ коррелирует с $ЕА_{minФП}$ ($r = -0,71$) относительно времени движения палками ($ВП_{отн}$) ($r = -0,72$), относительное время восстановления ($ВВ_{отн}$) ($r = 0,72$), время разгиба в локтевом суставе во время ФП ($ЕТЕ$) ($r = -0,79$) (все $p < 0,05$), а углы бедер в начале ФП ($НА_{start PP}$) ($r = -0,89$, $P < 0,01$). Максимальный угол в голеностопном суставе в ФВ ($АА_{max RP}$) коррелирует с $ДП_{абс}$ ($r = 0,82$) и абсолютным импульсом силы движения палками ($ИДП_{абс}$) ($r = 0,76$) (оба $p < 0,05$). Частота движения палками (Чп) коррелирует с абсолютным временем восстановления ($ВВ_{абс}$) ($r = -0,94$, $P < 0,01$), временем разгибания бедра до максимального угла в ФВ ($ЕТН$) ($r = -0,89$, $P < 0,01$) и временем разгибания в коленном суставе до максимального угла в ФВ ($ЕТК$) ($r = -0,81$, $P < 0,05$). ЭМГ $_{max}$ и ИЭМГ значения для мышц ШМС и БКМ коррелируют друг с другом ($r = -0,62$ и $r = -0,70$, $p < 0,05$).

Таблица 4. Значительные различия в величине значений кинетической и кинематической переменных между группами, использующими вариант А ($N = 6$) и вариант В ($N = 5$) при 85% V_{max} ; среднее значение \pm стандартное отклонение

Переменные	Вариант А (N = 6)	Вариант В (N = 5)	P
$ДП_{отн}$, (% МТ)	36 ± 7	27 ± 4	<0.05
ВДП	0.08 ± 0.01	0.11 ± 0.02	<0.05
$ИДП_{отн}$, (% МТ \cdot с $^{-1}$)	5.3 ± 0.4	4.7 ± 0.4	<0.05
$ВП_{отн}$, (% цикл)	24 ± 3	28 ± 2	<0.05
$ВВ_{отн}$, (% цикл)	76 ± 3	72 ± 2	<0.05
$ЛУ_{нач ФП}$ ($^{\circ}$)	89 ± 5	112 ± 11	<0.01
$ЛУ_{мин ФП}$ ($^{\circ}$)	55 ± 9	86 ± 17	<0.01
$УС_{сгиб ФП}$ ($^{\circ} \cdot$ с $^{-1}$)	485 ± 131	233 ± 92	<0.01
$АМПЛ_{л разг ФП}$ ($^{\circ}$)	102 ± 8	76 ± 9	<0.05
$УК_{минФП}$ ($^{\circ}$)	129 ± 7	152 ± 11	<0.05
$УБ_{нач ФП}$ ($^{\circ}$)	127 ± 9	148 ± 7	<0.05
$УБ_{мин ФП}$ ($^{\circ}$)	92 ± 14	111 ± 14	<0.05
$УС_{Бсгиб ФП}$ ($^{\circ} \cdot$ с $^{-1}$)	291 ± 77	195 ± 27	<0.05

$ДП_{отн}$ (% МТ) – относительная максимальная сила движения палками; $ВДП$ – время относительной максимальной силы движения палками; $ИДП_{отн}$ (% МТ \cdot с $^{-1}$) – относительный импульс силы движения палками; $ВП_{отн}$ (% цикл) – относительное время движения палками; $ВВ_{отн}$ (% цикл) – относительное время восстановления; $ЛУ_{нач ФП}$ ($^{\circ}$) – локтевой угол в начале фазы движения палками; $УС_{сгиб ФП}$ ($^{\circ} \cdot$ с $^{-1}$) – угловая скорость сгибания в локтевом суставе в фазе движения палками; $ЛУ_{минФП}$ ($^{\circ}$) – минимальный локтевой угол в фазе движения палками; $АМПЛ_{л разг ФП}$ ($^{\circ}$) – амплитуда разгибания локтя в фазе движения палками; $УК_{минФП}$ ($^{\circ}$) – минимальный угол колена в фазе движения палками, $УБ_{нач ФП}$ ($^{\circ}$) – угол бедра в начале фазы движения палками; $УБ_{мин ФП}$ ($^{\circ}$) – минимальный угол бедра в фазе движения палками; $УС_{Бсгиб ФП}$ ($^{\circ} \cdot$ с $^{-1}$) – угловая скорость сгибания в бедренной фазе движения палками (названия, исследуемых параметров и условные обозначения даны в авторском варианте)

Выводы

Основные выводы данного исследования следующие: 1) График «характерной» силы движения палками с начальной максимальной силой воздействия на палку после второй, максимальной силы движения палками (ДП) положительно коррелирующей с 85% скорости лыжников (V_{max} в технике классического хода); 2) Активное сгибание в локтевых, тазобедренных, коленных и голеностопных суставах с минимумом углов отрицательно коррелирует с углами бедер палке, минимальным углом в локтевом суставе во время фазы движения палками и относительным временем движения палками; 3) Было выявлено два различных варианта техники классического хода (А и Б), где вариант А был использован лучшими лыжниками и характеризуется более высокой скоростью сгибания руки в локтевом и тазобедренном суставах, меньше величина минимальных углов в локтевом, тазобедренном и коленном суставах, большая величина силы движения палками, более короткая фаза движения палками; 4) Электрическая активность мышц туловища (ПМЖ и НКМж), сгибателей бедра (ЗОС), разгибателей плеча (БГМ, ШМС, и БКМ) и разгибателей трехглавой мышцы плеча находятся в особой зависимости, что наиболее заметно в первой половине фазы движения палками; 5) Активная роль нижних конечностей во время сгибания тела была поддержана высокой активацией ЗОС до и во время движения палки (рис. 3В), а также тем, что лыжники, с усилием использовавшие ЗОС, показали более высокие скорости угловых сгибаний бедра (вариант А) по сравнению с лыжниками, использующими вариант В (291 против $195^\circ \cdot c^{-1}$); 6) Электрическая активность мышц нижней части тела вместе с вышеупомянутыми движениями в коленных и голеностопных суставах, продемонстрировавшими технику классического хода на соревнованиях по кросс-кантри, это больше чем только работа верхней части тела.

Заключение

Результаты данного исследования имеют непосредственное практическое значение для лучшего понимания особенностей использования техники классического хода в соревнованиях по лыжным гонкам. Учитывая необходимость широкого использования техники классического хода в соревновательных условиях, эта информация

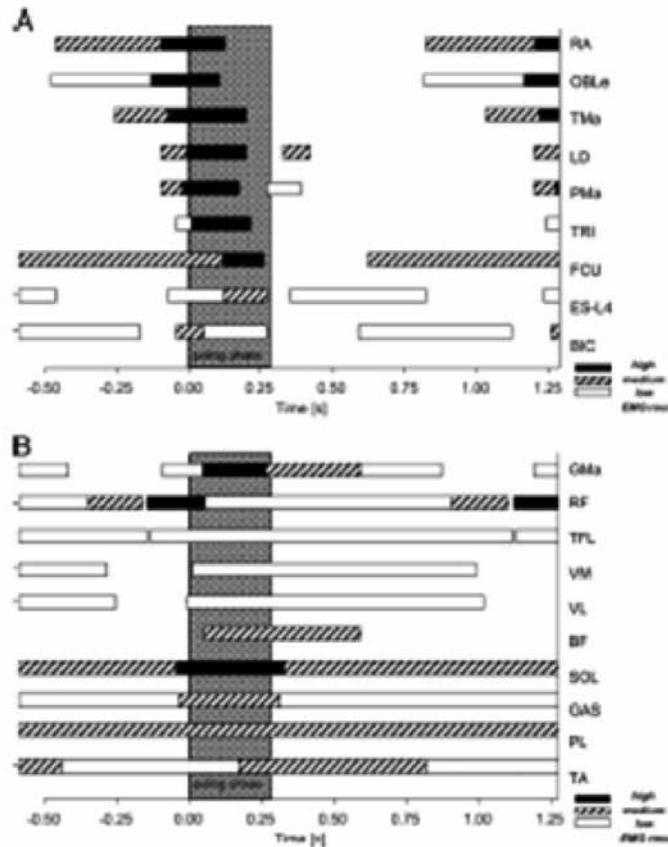


Рисунок 3. Графические координаты техники классического хода, включая $ЭМГ_{ср\ кводр}$ мышц верхней части тела (А) и мышц нижней части тела (В) на 85% от V_{max} самого быстрого лыжника в группе, использующего стратегию А. (Данные являются средними значениями. Рисунок начинается /слева/ на середине фазы восстановления, после фазы движения палками (начинается при $t = 0$) и заканчивается в конце фазы восстановления. Уровни $ЭМГ_{ср\ кводр}$ разделены на категории: высокую, среднюю и низкую. Уровни категорий и аббревиатур названий мышц определены в Методах и представлены в таблице 1)

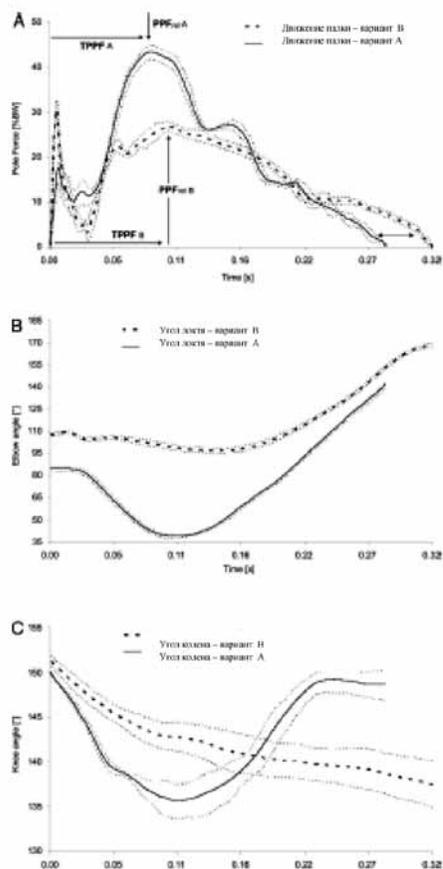


Рисунок 4. Сравнение показателей силы движения палки (А), угла в локтевом суставе (В) и угла в коленном суставе (С) между двумя испытуемыми, представляющими два различных варианта техники классического хода (А и Б). (Время исследования среднее \pm стандартное отклонение. Вариант А = влияние силы движения палки, выше ДПотн, короче ВДП, выше ИДПотн и короче ВПотн; вариант В = влияние силы движения палки, снижение ДПотн, большие ВДП, и большие ВПотн. ДПотн – относительная сила максимального движения палки; ВДП – время силы максимального движения палки; ВПотн – время относительного движения палки)

особенно актуальна для тех, кто интересуется функциями и биомеханикой данной техники, а также для получения более подробной информации о технике передвижения на лыжах и силовых тренировках. Дальнейшие исследования техники классического хода имеют целью уточнить конкретные биомеханические аспекты его различных вариантов, изучить динамику физиологических параметров лыжников, использующих различные варианты выполнения техники классического хода, а также разработать конкретные методы и технические модели, применение которых позволит увеличить силу движения палками и повысит производительность техники классического хода.

1. ACIERNO, S. P., R. V. BARATIA, and M. SOLOWONOW. A Practical Guide to Electromyography for Biomechanists. New Orleans: Louisiana State University, 1995, pp. 1-27.
2. BILODEAU, B., B. Roy, and M. R. BOULAY. Upper-body testing of cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27:1557-1562, 1995.
3. DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *I. Biomech.* 13:135-163, 1997.
4. HERMENS, H.1., B. FRERIKS, R. MERLEIN, et al. European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999, pp. 1-122.
5. HOFF, J., A. GRAN, and J. HELGERUD. Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 12:288-295, 2002.
6. HOFF, J., J. HELGERUD, and U. WISLOFF. Maximal strength training improves work economy in trained female cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31:870-877, 1999.
7. HOFFMAN, M. D., and P. S. CLIFFORD. Physiological aspects of competitive cross-country skiing. *I. Sports Sci.* 10:3-27, 1992.
8. HOFFMAN, M. D., and P. S. CLIFFORD. Physiological responses to different cross country skiing techniques on level terrain. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22:841-848, 1990.
9. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, and F. BENDER. Effects of velocity on cycle rate and length for three roller skiing techniques. *I. Appl. Biomech.* 11:257-266, 1995.
10. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, G. M. JONES, B. BOTA, and M. MANDL. Effects on technique and pole grip on physiological demands of roller skiing on level terrain. *Int. J. Sports Med.* 12:468-473, 1991.
11. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, A. C. SNYDER, et al. Physiological effects of technique and rolling resistance in uphill roller skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:311-317, 1998.
12. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, P. B. WATTS, et al. Physiological comparison of uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26:1284-1289, 1994.
13. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, P. B. WATTS, K. P. O'HAGAN, and S. W. MITTELSTADT. Delta efficiency of uphill roller skiing with the double pole and diagonal stride techniques. *Can. J. Appl. Physiol.* 20:465-479, 1995.
14. MACDOUGALL, J. D., R. HUGHSON, J. R. SUTTON, and J. R. MOROZ. The energy cost of cross-country skiing among elite competitors. *Med. Sci. Sports* 11:270-273, 1979.
15. MILLET, G. Y., M. D. HOFFMAN, R. B. CANDAU, and P. S. CLIFFORD. Poling forces during roller skiing: effects of grade. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:1637-1644, 1998.
16. MILLET, G. Y., M. D. HOFFMAN, R. B. CANDAU, and P. S. CLIFFORD. Poling forces during roller skiing: effects of technique and speed. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:1645-1653, 1998.
17. MITTELSTADT, S. W., M. D. HOFFMAN, P. B. WATTS, et al. Lactate response to uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27:1563-1568, 1995.
18. MYGIND, E., B. LARSSON, and T. KLAUSEN. Evaluation of a specific test in cross-country skiing. *I. Sports Sci.* 9:249-257, 1991.
19. NESSER, T. W., S. CHEN, R. C. SERFASS, and S. E. GASKILL. Development of upper body power in junior cross-country skiers. *I. Strength Condo Res.* 18:63-71, 2004.
20. NILSSON, J., H.-C. HOLMBERG, P. TVEIT, and J. HALLEN. Effects of 20s and 180s double poling interval training in cross-country skiers. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92:121-127, 2004.
21. NILSSON, J., V. JACOBSEN, P. TVEIT, and O. EIKREHAGEN. Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing. *Sports Biomech.* 2:227-236, 2003.
22. SAIBENE, F., G. CORTILI, G. ROI, and A. COLOMBINI. The energy cost of level cross-country skiing and the effect of the friction of the ski. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 58:791-795, 1989.
23. SALTIN, B. The physiology of competitive C.C. skiing across a four decade perspective: with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In: *Science and Skiing*, E. Muller, E. Komexl, C. Raschner (Eds.). Cambridge: Chapman & Hall, 1997, pp. 435-469.
24. SCHMIDTBLEICHER, D. Training of power events. In: *Strength and Power in Sport*, P. V. Komi (Ed.). Oxford: Blackwell Science, 1996, pp. 381-395.
25. SMITH, G. A., J. B. FEWSTER, and S. M. BRAUDT. Double poling kinematics and performance in cross-country skiing. *I. Appl. Biomech.* 12:88-103, 1996.

26. STAIB, J. L., J. IM, Z. CALDWELL, and K. RUNDELL. Cross-country ski racing performance predicted by aerobic and anaerobic double poling power. *I. Strength Condo Res.* 14:282-288, 2000.
27. V AN HALL, G., M. JENSEN-URSTAD, H. ROSDAHL, H. C. HOLMBERG, B. SALTIN, and J. A CALBET. Leg and arm lactate and substrate kinetics during exercise. *Am. I. Physiol. Endocrinol. Metab.* 284: E193-E205, 2003.
28. WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd Ed. New York: John Wiley & Sons, 1990, pp. 1-225.
29. WISLOFF, u., and J. HELGERUD. Methods for evaluating peak oxygen uptake and anaerobic threshold in upper body of cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:963-970, 1998.
30. OSTERAs, H., J. HELGERUD, and J. HOFF. Maximal strength-training effects on force-velocity and force-power relationships explain increases in aerobic performance in humans. *Eur. I. Appl. Physiol.* 88:255-263, 2002.

**ОСОБЕННОСТИ ПОДГОТОВКИ
ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ
ЗИМНИХ ВИДОВ СПОРТА**

Подписано в печать 25.10.2012. Формат 60x84 ¹/₁₆.
Гарнитура NewtonС. Печать офсетная.
Усл.п.л. 9. Тираж 200. Заказ

ООО «ТВТ Дивизион»
e-mail: sportbooks@mail.ru

Отпечатано в ООО «Типография «САРМА».
г. Подольск, ул. Правды, д.30