

АНАТОЛИЙ ЛАПУТИН,
ВИТАЛИЙ КАШУБА,
ВЛАДИМИР ГАМАЛИЙ,
КОНСТАНТИН СЕРГИЕНКО

ДИАГНОСТИКА МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СВОЙСТВ СТОПЫ СПОРТСМЕНОВ

Резюме. У процесі досліджень вивчено морфофункціональні особливості стопи людини в умовах підвищеної рухової активності. На цій основі розроблено методики відеокомп'ютерного аналізу рухової функції нижніх кінцівок спортсменів. Результати досліджень можуть бути широко використані у практиці підготовки спортсменів високої кваліфікації та під час занять оздоровчою фізичною культурою.

Summary. In the process of studies the morpho-functional peculiarities of human foot under conditions of a boosted motor performance were investigated. On this basis the procedures of videocomputer analysis of motor function of the lower extremities of the sportsmen were designed. The outcomes of examinations can be widely utilised in practice of preparation of the sportsmen of high qualification and at occupations by improving physical culture. As well as during health-physical activity.

Опорно-двигательный аппарат (ОДА) человека испытывает разнообразные механические воздействия, которые зависят от специфики двигательной деятельности, регламентированной то ли условиями обычного бытия, то ли особенностями процесса, требующего проявления двигательной активности (занятие спортом, оздоровительные физические упражнения и др.). Основой любого локомоторного акта являются опорные взаимодействия, то есть кратковременный механический контакт звеньев тела человека с опорой, в результате которого возникают силы, способные изменить движение общего центра масс (ОЦМ) тела и влиять на решение двигательной задачи.

Опорные взаимодействия обладают всеми физическими признаками ударных взаимодействий: кратковременность взаимодействия, значительное увеличение модуля силы, создающей «ударные» перегрузки, деформационный или перемещающий эффект — с теоретической точки зрения могут рассматриваться как таковые.

По закону всемирного тяготения все тела на Земле испытывают силу ее притяжения (F), определяющую степень механического взаимодействия между телом и Землей. Эта сила прямо пропорциональна произведению взаимодействующих масс (m_1, m_2) и обратно пропорциональна квадрату расстояния (d) между ними:

$$F = (m_1 \cdot m_2)/d^2. \quad (1)$$

Согласно второму закону Ньютона, впервые связавшего действующую силу (F) с вызываемым ею ускорением (a),

$$F = m \cdot a. \quad (2)$$

Масса тела (m) может быть определена по ускорению, которое создает приложенная к телу сила. Фиксированные на Земле силой притяжения к ней объекты имеют вес (P), количественно равный их массе, а ускорение их притяжения к Земле равно $9,81 \text{ м} \cdot \text{с}^{-2}$, что и принято за единицу ускорения вообще, (g):

$$P = m \cdot g. \quad (3)$$

Таким образом, на тело человека постоянно действует сила притяжения, равная весу его тела, т. е. оно испытывает постоянную механическую нагрузку. Воспринимаемый опорными структурами вес тела создает в тканях определенное соотношение упругих сил — внутреннее силовое поле, препятствующее возникновению в них пластической деформации, обусловленной тяжестью тела. Если меняются условия опоры (например, при изменении позы), то при этом происходит изменение конфигурации силового поля упругих сил в организме человека.

При условии, что тело человека неподвижно на опоре (различные статические позы), максимальное значение напряже-

ния упругих сил не превосходит величин, зависящих от веса тела. При движении тела с ускорением, направленным по вертикали, возникает вертикальная сила инерции. Она направлена в сторону, противоположную ускорению. Если сила инерции направлена вниз, то давление тела на опору при этом увеличивается, поскольку под влиянием сообщаемого ускорения (a) статический вес тела ($P=m \cdot g$) меняется на динамический вес ($P_d=m \cdot a$):

$$P_d = P (a/g). \quad (4)$$

Отношение, $a/g > 1$ и будет мерой «гипервесомости» — механической перегрузки, которая определит изменение физического состояния тела. Опорные механические взаимодействия человека со средой при относительном движении есть постоянный фактор его реального бытия и ему свойственны определенные морфофункциональные приспособления к периодическим контактным механическим воздействиям в виде опорных систем. При этом следует подчеркнуть, что опорно-двигательная система человека достаточно сложная, но стопа как опорная конструкция и часть этой системы первой воспринимает ударный импульс опорной реакции, и от ее функциональных возможностей во многом зависит дальнейший характер взаимодействия со средой.

В процессе филогенетического развития стопа приобрела биомеханическую полифункциональность и представляет специфическую особенность ОДА человека.

Анализ литературных данных [5, 6, 9, 10, 12] и собственного экспериментального материала позволяет выделить три основные функции нормальной

стопы: способность к упругому распластыванию под действием нагрузки (рессорная функция), ведущее участие в регуляции позы активности (балансирующая функция) и сообщение ускорения ОЦМ тела при локомоциях (толчковая функция).

Прямохождение, которое присуще только человеку, резко сократило площадь опоры с одновременным повышением ОЦМ тела, что привело к уменьшению его вертикальной устойчивости. Одновременно при сохранении «рычажного» способа передвижения (ходьба, бег, прыжки) резко увеличилась ударная (толчковая) нагрузка, сконцентрировавшись на опорных поверхностях стоп (на подошвах). Толчковая функция стопы является наиболее сложной, так как при сообщении ускорения ОЦМ тела используется и рессорность стопы, и способность ее к балансированию.

Аркоподобная конструкция стопы на трех опорах позволяет хорошо представить чувствительность стопы к асимметричной нагрузке (рис. 1). Любое отклонение места приложения силы P от нормы приводит к значительному перераспределению нагрузки в опорных точках (рис. 1,1).

Важнейшей конструктивной особенностью стопы человека является ее сводчатость. Анатомо-физиологическую полноценность стопы в значительной степени определяют три ее свода (рис. 1,2): продольный медиальный, продольный латеральный и поперечный.

Продольные и поперечный своды стопы обращены выпуклостью кверху и при стоянии давление на опору распределяется не равномерно по площади подошвы, а в основном на три точки (пяточный бугор, головки I и V плюсневых костей) и наружный край подошвы (рис. 2).

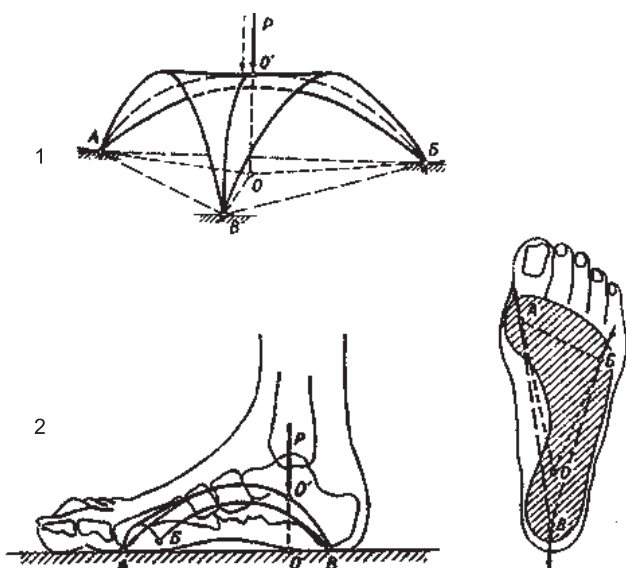


Рис. 1. Схема баланса стопы: 1 — распределение нагрузки на опорные точки стопы, P — вес тела; O' — центр голеностопного сустава; O — проекция центра голеностопного сустава на горизонтальную плоскость; 2 — своды стопы: AB — продольный медиальный, BB — продольный латеральный, AB — поперечный [15]

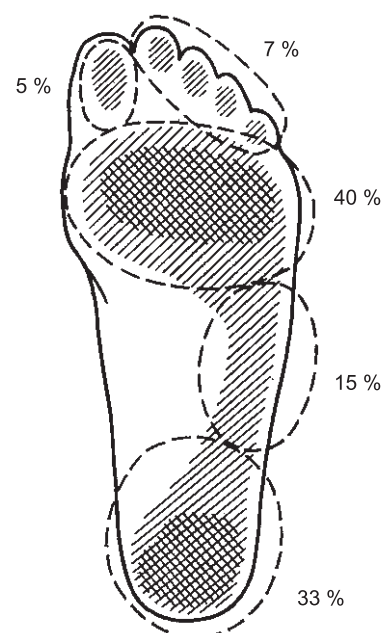


Рис. 2. Распределение давления по площади подошвы у человека [16]

Особенности анатомического строения скелета стопы, ее связочно-мышечного аппарата и подошвенной кожи обеспечивают надежное функционирование этого важнейшего органа опоры и движения.

Сводчатость стопы поддерживается и укрепляется мышцами голени, образующими так называемое «стремя», и собственной активно-эластической удерживающей системой, состоящей из подошвенного апоневроза четырех подошвенных мышц. И поэтому демпфирующие свойства стопы определяются не только анатомическими особенностями ее костей и их соединений, но и активной работой мышц (активным внутренним силовым полем). Полноценно функционирующая стопа является упругоэластической системой и позволяет эффективно распределять усилия на все звенья ОДА в сложной двигательной деятельности спортсмена.

Площадь эффективной опоры на стопу меньше, чем площадь подошвы (см. рис. 2). Опорные «точки» стопы имеют относительно более плотную структуру, чем элементы, образующие ее внутренний край. Об этом свидетельствует анатомия костей плюсны и пяточной кости, более мощное развитие в этих участках подкожного жирового слоя и утолщения кожи.

Изменение морфофункциональных особенностей стопы происходит под действием внешних для нее сил. К таким силам относится вес вышележащих по отношению к стопе звеньев тела (это почти 94 % общего веса тела человека) и реакции опоры, возникающие при контакте опорных звеньев с опорой.

Рессорная, балансировочная и толчковая функции стопы во многом определяются внутренним силовым полем самой стопы, способным противодействовать внешним силам и обеспечивать необходимую функциональность этого биоэвена.

Специфику биомеханики функционирования стопы как рычажного устройства можно представить векторограммой сил, действие которых определено анатомическими и морфологическими условиями, а также целевой направленностью двигательного действия.

При стоянии на одной ноге, в условиях опоры на всю стопу, наблюдается сбалансированное действие сил с равномерным распределением усилий на все опорные участки стопы (рис. 3).

Вес тела действует через таранную кость («замок» сводов) на арочную конструкцию стопы и разделяется на две составляющие — A и B . Составляющая A через пяточную кость действует на заднюю часть дуги свода, а составляющая B через плюсневую область действует на переднюю часть дуги свода. Так как задняя и передняя дуги свода расположены под углом α и β по отношению к

опоре, то и составляющие силы A и B также будут действовать на опору под соответствующими углами. В точках контакта стопы с опорой силы A и B раскладываются на силы нормального давления на опору P_1 и P_2 и силы, сдвигающие A_1 и B_1 , которые стремятся увеличить расстояние между опорными точками O_1 и O_2 .

Силы нормального давления на опору уравновешиваются соответствующими реакциями опоры R_1 и R_2 , а уравновешивание сдвигающих сил A_1 и B_1 может осуществляться двумя способами: первый — силы трения T между опорными поверхностями подошвы и опоры достаточны, чтобы уравновесить сдвигающие силы, в таком случае для обеспечения жесткости сводчатой конструкции стопы действие ее внутренних скрепляющих сил необязательно; второй — силы трения недостаточны для уравновешивания сдвигающих сил A_1 и B_1 , тогда в действие включаются тяги подошвенных мышц с одновременным натяжением подошвенных тканей, за счет чего усиливается подошвенная «стяжка» стопы.

Представленная векторограмма сил, действующих на стопу, будет верной при условии, если проекция ОЦМ тела проходит через ось голеностопного сустава или в непосредственной близости от нее и пятка касается опоры.

При ударных механических взаимодействиях с опорой, которые происходят в динамике бега или отталкивании от опоры в различных прыжках, а также при приземлении после прыжка человек, как правило, опирается на переднюю часть стопы (на «носок»). В таком опорном положении, когда пятка не касается опоры, а ОЦМ тела

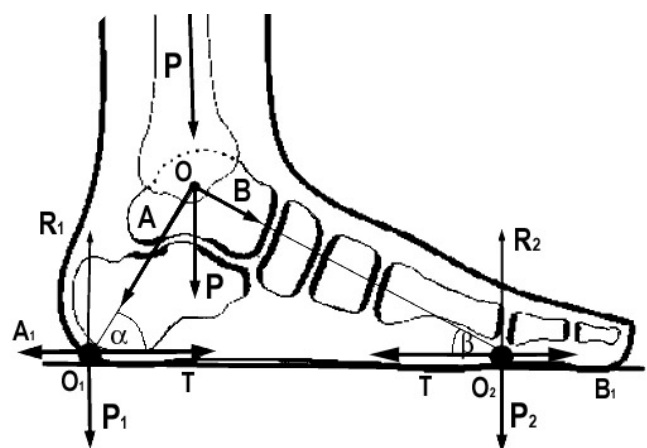


Рис. 3. Векторограмма сил при опоре на всю стопу: P — вес тела; R_1, R_2 — нормальная реакция опоры в точках O_1, O_2 ; A, B — составляющие веса тела, сжимающие задний и передний отделы стопы; O — ось голеностопного сустава; O_1 — задняя точка опоры; O_2 — передняя точка опоры; P_1, P_2 — задняя и передняя составляющие силы давления на опору; A_1, B_1 — задняя и передняя сдвигающие силы; T — силы трения и силы мышечных тяг, противодействующие растяжению стопы; $\angle \alpha$ — угол, образованный задней частью дуги свода стопы и горизонталью; $\angle \beta$ — угол, образованный передней частью дуги свода стопы и горизонталью

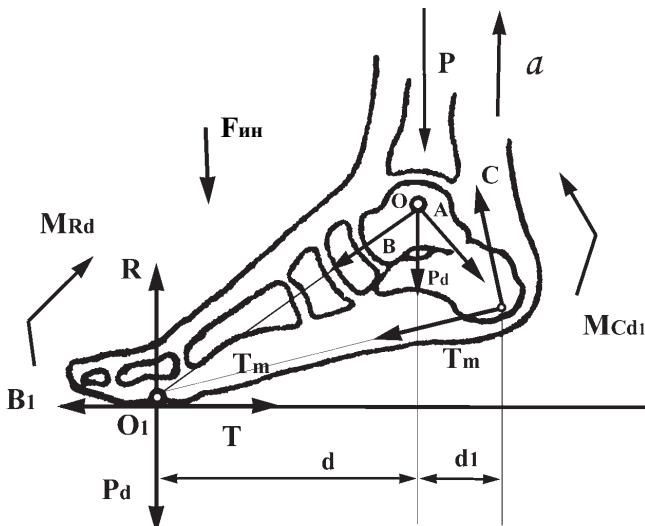


Рис. 4. Векторограмма сил при опоре на передний отдел стопы: P — вес тела; P_d — динамический вес тела ($P + F_{ин}$); $F_{ин}$ — силы инерции; a — ускорение тела; R — реакция опоры; A и B — составляющие силы P_d ; O — ось голеностопного сустава; O_1 — точка опоры; B_1 — сдвигающая сила; T — сила трения; T_m — сила противодействия растяжению стопы; C — сила тяги трехглавой мышцы голени; d и d_1 — плечо силы R и C соответственно; M_{Rd} — момент силы реакции опоры; M_{cd1} — момент силы тяги трехглавой мышцы голени

или его отдельные биоэвенья движутся с ускорением, действие сил резко изменяется (рис. 4).

На стопу в точке контакта с опорой действует нормальная составляющая реакция опоры R как сила противодействия вертикальной составляющей динамического веса P_d . Величина давления на опору со стороны ускоряющегося тела в прыжках в длину, высоту и особенно в тройном прыжке может достигать свыше 10 000 Н в момент постановки ноги на место отталкивания (ударный импульс) и 5000 — 6000 Н в момент отталкивания [1]. Так как стопа представляет двулучий рычаг с точкой вращения O , то реакция опоры образует момент силы Rd , который стремится вращать стопу, приближая пятку к опоре. Чтобы предотвратить это вращение, необходим внешний по отношению к стопе силы, равный по величине моменту реакции опоры, но вращающий стопу в противоположном направлении. Такой момент Cd создается силой тяги икроножной и камбаловидной мышц голени, при этом следует отметить, что сила тяги C намного превышает величину динамического воздействия тела на опору (так как $M_{Rd} = M_{cd}$; $d > d_1$, то $C > R$).

Сдвигающая сила B_1 уравнивается силой трения T , которая предотвращает проскальзывание стопы по отношению к опоре во время отталкивания, а устойчивость сводчатой конструкции стопы против внешних воздействий обеспечивается силами сжатия переднего и заднего отделов стопы (силы B и A) и в определяющей мере силами противодействия растяжению стопы T_m . Эти противодействия осуществляет мышечно-эластическая система самой стопы. При хро-

нических перегрузках этой системы она оказывается не в состоянии поддерживать оптимальную резистентность конструкции, упругие (обратимые) деформации переходят в пластические (необратимые), что неизменно ведет к деструкции стопы и снижению, а иногда и частичной потере ее функциональных возможностей.

Для того чтобы мышцы, управляющие стопой, могли нормально функционировать, мышцы самой стопы должны быть достаточно упругими и сильными. Силовые возможности тех и других мышц должны быть равнозначными. Поэтому в процессе спортивного совершенствования необходимо обращать одинаковое внимание как на укрепление мышц, управляющих стопой, так и собственных мышц стопы.

Чем более выражены нарушения мышечной гармонии, тем больше предпосылок для проявления патологии и тем тяжелее явления декомпенсации стопы, так как слабые звенья наиболее подвержены перегрузкам.

При перегрузках систем, поддерживающих своды, нарушается функция стопы, искажается в целом двигательный стереотип, происходит нежелательное перераспределение сил и перегрузка в других отделах ОДА, в результате чего возникает патология [3]. Такая стопа работает не как упругоэластическая система, а как упругопластическая система, со свойственной ей остаточной деформацией.

Наиболее распространенной причиной ее возникновения являются перегрузки, связанные с функциональной неполноценностью сводов стопы, т. е. рекомпенсация сводов стопы конкретно выражается в той или иной травме. Исследованиями [13] установлено, что на протяжении года в среднем от 27 до 70 % людей, занимающихся бегом, травмируют нижние конечности (на стопу приходится 7 % травм). Наиболее часто декомпенсация сводов стоп выражается в следующих профессиональных заболеваниях и травмах у спортсменов [4]: 1) повреждение и заболывание ахилловых сухожилий; 2) тензиомыозы мышц голени; 3) тензиомыозы плантарных мышц; 4) периостепатии больших берцовых костей; 5) периостепатии костей стопы; 6) пяточные экзостозы; 7) периостопатии головок II — V плюсневых костей; 8) повреждение связочного аппарата голеностопного сустава; 9) другие заболевания и травмы.

По мнению многих специалистов, профилактика нарушений опорно-рессорных свойств стопы должна быть направлена на укрепление системы, поддерживающей своды стопы за счет физических упражнений, и адекватных методов диагностики ее состояния.

В настоящее время в педагогической и медицинской практике используются различные

методы диагностики морфофункциональных свойств стопы человека. Среди них можно выделить следующие: визуальная оценка стопы, подометрия, плантография, ихнометрия, рентгенография, гониометрия, тензодинамометрия, видеометрия и др.

Визуальные методы заключаются в осмотре медиального свода стопы и подошвенной поверхности обеих стоп, а также определении формы стопы.

В основе метода подометрии лежит измерение различных анатомических образований стопы с помощью стопометра.

Одним из способов изучения стопы является методика оценки ее отпечатков — плантография.

При помощи метода ихнометрии определяется ряд пространственных характеристик ходьбы — длина шага, угол разворота стопы и др.

Рентгенографию, как правило, применяют для определения анатомических и морфологических особенностей стопы.

Для определения угловых характеристик суставов стопы используют методику гониометрии. Гониометрические методы позволяют оценить пространственное расположение анатомических элементов стопы, подвижность и амплитуду движений в изучаемых суставах.

Для исследования опорных взаимодействий используют специальные тензодинамометрические платформы и различные по принципу действия тензометрические датчики, встроенные в стельки или вкладываемые в обувь (рис. 5, 6).

Метод видеометрии объединяет большую группу методов регистрации движений, характерным признаком которой является наличие только оптического канала связи регистрирующей аппаратуры с исследуемым.

Для диагностики рессорной функции стоп используется метод компьютерной оптической топографии. С помощью специальной установки производят съемку подошвенной поверхности стопы, помещенной на опорную стеклянную пластину. Через эту пластину посредством зеркала, расположенного под углом 45°, производится проецирование системы полос и съемка подошвенной поверхности стопы ТВ-камерой, что поз-

воляет получать детальную информацию о рельефе подошвенной поверхности и топографии подсводного пространства стопы (рис. 7).

Современные научные исследования, в том числе и в области физической культуры и спорта, не могут быть успешными без всестороннего информационного обеспечения. Оно предполагает поиск источников наукоемкой информации, отбор ее, избирательную оценку и хранение. Наиболее эффективно эти задачи можно решать с помощью современных информационных технологий.

Экспоненциальный характер развития информационных технологий позволил в последние годы значительно активизировать работы по информатизации научных исследований — появилось большое разнообразие видеокомпьютерных анализаторов двигательной деятельности человека.

Для обеспечения процессов изучения проблем биодинамики ОДА человека, в частности морфофункциональных свойств стоп, современная спортивная практика нуждается в новых средствах и технологиях управления. С этой целью нами были разработаны методики видеокомпьютерного анализа морфофункциональных свойств стопы человека [7, 8]. Для проведения количественного биомеханического анализа характеристик стопы нами использовался видеокомпьютерный аппаратно-программный комплекс (ВАПК) в составе: цифровой видеокамеры, сопряженной с персональным компьютером (ПК) под управлением ОС MS WINDOWS 98/2000/XP; функциональное программное обеспечение (ФПО) — программа «BIG FOOT» (разработана при участии Д.П. Валикова) и принтер.

При создании программы «BIG FOOT» использовалась среда программирования Delphi, сочетающая в себе эффективный компилятор и удобные визуальные средства проектирования графического интерфейса пользователя. В качестве языка реализации выбран Object Pascal — объектно — ориентированное расширение языка программирования Pascal, предложенное фирмой Borland.

Использование указанных инструментов позволило создать автономный программный мо-

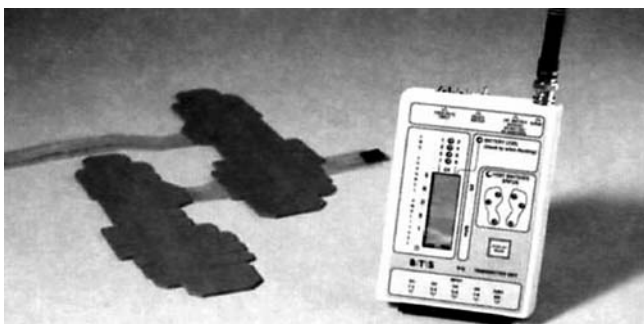


Рис. 5. Тензодинамометрические стельки фирмы «BTS»



Рис. 6. 1 — диагностический комплекс фирмы «F-SCAN», 2 — тензостелька, 3 — тензограммы подошвы стопы

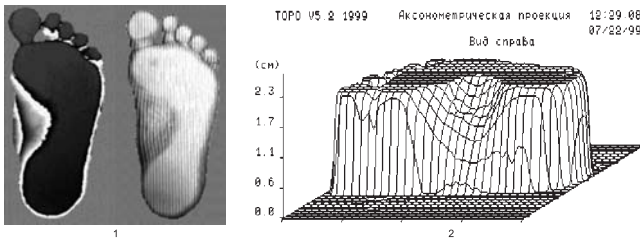


Рис. 7. Метод компьютерной оптической топографии: 1 — снимок подошвенной поверхности стопы при топографическом исследовании; 2 — цифровая модель подошвенной поверхности стопы

дуль, не требующий каких-либо дополнительных программ или библиотек.

Основными входными данными для программы являются графические файлы в стандартных форматах BMP и JPG. Операционная среда, в которой работает программа, позволяет получить эти файлы либо непосредственно с жесткого диска локального компьютера, либо с периферийного устройства типа сканер (цифровой фотоаппарат, видеокамера), либо с удаленного компьютера, используя локальную компьютерную сеть, электронную почту или Интернет.

Видео- или фотосъемка стопы должны выполняться с учетом всех метрологических требований, позволяющих свести к минимуму систематические и случайные погрешности, возникающие вследствие специфических свойств оптики, правильного масштабирования плоскости съемки с целью последующего определения реальных координат исследуемых точек. В местах расположения анатомических точек стопы должны крепиться маркеры, а в плоскости объекта съемки размещаться масштабная линейка; цифровая видеокамера должна располагаться на штативе неподвижно на расстоянии 3 м до объекта съемки; оптическая ось объектива видеокамеры ориентируется перпендикулярно плоскости объекта съемки и направлена в точку нижней бугристой ладьевидной кости (функция трансфокации стандартная), видеосъемка проводится в режиме моментального снимка (SNAPSHOT).

Считывание координат анатомических точек стопы осуществляется со стоп-кадра видеogramмы, воспроизводимой на видеомониторе посредством видеокамеры или магнитофона.

Алгоритм работы с программой включает четыре этапа: 1) управление базой данных учетных записей объектов исследования; 2) расчет основных антропометрических характеристик стопы человека по видеокадру (рис. 8); 3) статистический анализ полученных результатов с вычислением индексов стопы; 4) визуализация полученных результатов и формирование отчетов для печати. Программа автоматически рассчитывает и представляет в файле отчета 12 антропометрических характеристик стопы (рис. 9).

Главным достоинством ВАПК является его модульность и независимость каждого звена комплекса. Программная часть (собственно программа «BIG FOOT») никоим образом не зависит от остальных функциональных единиц ВАПК, что позволяет построить гибкую систему, наиболее полно отвечающую потребностям исследователя.

Использование современных телекоммуникационных технологий делает возможным построение распределенного ВАПК, отдельные части которого могут располагаться на значительном расстоянии друг от друга и обмениваться данными по цифровым каналам связи.

Автоматизированная обработка плантограмм человека осуществляется с помощью разработанной программы «FOOT-PRINT» (программа разработана совместно с А.А. Тимощуком и Д.П. Валиковым).

Возможности программы «FOOT-PRINT» позволяют определять ряд параметров: длину и ширину стопы, индекс Штритера, индекс Чижина (рис. 10), угловой индекс Кларка, пяточный угол; угол кривизны большого пальца и угол постановки V пальца.

Изучение морфофункциональных свойств стопы человека с использованием видеокомпьютерных технологий имеет большую перспективу, так как предложенный метод диагностики при своей простоте использования обеспечивает высокую точность измерений, что позволяет объективно оценивать состояние сводов стопы и предотвращать их изменения, контролировать эффективность специальных тренировочных воздействий на опорно-двигательный аппарат, а также программировать характер и мощность опорных взаимодействий человека в условиях спортивной тренировки и соревновательной деятельности.

Выводы

1. Стопа является биологически важным органом опоры и обеспечения естественных локомоций. Особое значение имеют контакты человека с опорой, благодаря которым он может осуществлять все свои традиционные перемещения тела и конечностей в пространстве и во времени.

2. Стопа как опорная конструкция представляет собой сложную функциональную единицу двигательного аппарата человека. Важнейшей конструктивной особенностью стопы является ее сводчатость, благодаря которой обеспечивается рессорная, балансировочная и толчковая функции. Поддержка сводов стопы осуществляется за счет трех основных удерживающих систем:

- пассивная система — за счет особой конструкции скелета стопы и взаиморасположения мелких костей, участвующих в ее формировании;

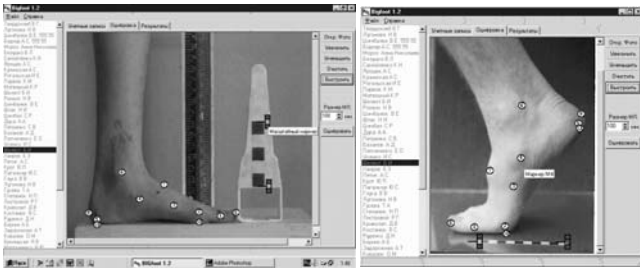


Рис. 8. Распечатка с экрана компьютера. Окно программы «BIG FOOT»

• малоэластичная удерживающая система — за счет сумочно-связочного аппарата и фасциальных образований стопы;

• активная эластичная удерживающая система — за счет мощного подошвенного апоневроза четырех подошвенных мышц и мышц голени, образующих «стремля».

Активная эластическая система является определяющей в поддержании нормальной сводчатости стопы и ее функциональных возможностей. Она позволяет оптимально распределить усилия на все звенья ОДА в сложной двигательной деятельности спортсмена.

3. Разработанное программное обеспечение «BIG FOOT» позволяет получить следующие морфофункциональные характеристики стопы: длину стопы; максимальную высоту свода и ее подъема; $\angle \alpha$, образованный линией опорной части свода стопы (l) и прямой, соединяющей головку I плюсневой кости с точкой максимальной высоты медиального продольного свода; $\angle \beta$, образованный линией опорной части свода стопы (l) и прямой, соединяющей опорную точку бугра пяточной кости с максимальной высотой медиального продольного свода.

4. Методика использования видеокомпьютерных средств анализа и оценки плантограмм включает: фотограмметрирование стоп в горизонтальной плоскости и определение таких линейных и угловых характеристик стоп: длину и ширину стопы; индексы Чижина и Штритера; угловой индекс Кларка; пяточный угол; угол кривизны большого пальца и угол постановки V пальца.

5. Проведенные исследования показали, что одним из перспективных направлений развития и совершенствования методик исследований двигательного аппарата человека являются видеокомпьютерные технологии. Использование методик ранней диагностики двигательной функции стопы спортсменов с применением видеокомпьютерного анализа открывает обнадеживающие перспективы эффективного динамического регулирования морфофункциональных свойств тела, в частности, такой подход позволит существенным образом совершенствовать опорно-рессорные

Рис. 9. Распечатка с экрана компьютера. Окно программы «BIG FOOT» — «Визуализация полученных результатов»

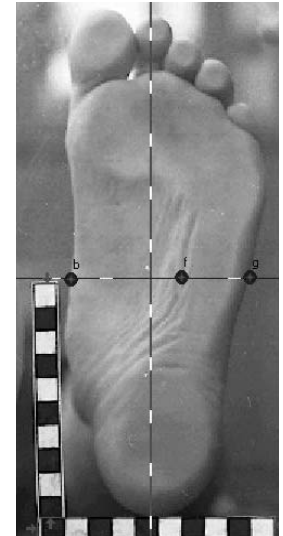
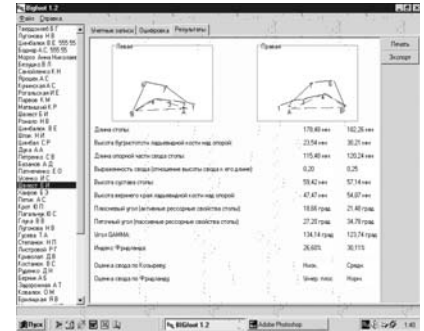


Рис. 10. Окно программы «FOOT-PRINT» — «Расчет индекса Чижина»

свойства стопы. Автоматизированные видеокомпьютерные программы «FOOT-PRINT» и «BIG FOOT» обладают достаточными возможностями организации качественного морфофункционального анализа. Предлагаемая технология диагностики опорно-рессорных свойств нижних конечностей человека может в будущем последовательно наращиваться, расширять диапазоны своего применения, что позволит, по нашему мнению, повысить эффективность тренировочного процесса и снизить спортивный травматизм.

1. Аруин А.С., Зацюрский В.М. Определение рессорных свойств стопы // Ортопедия и травматология. — 1978. — № 6. — С. 85 — 88.

2. Воробьев Г.Л. Еще раз о стопе спортсмена // Спорт, медицина и здоровье. — 2001. — С. 28 — 29.

3. Галкин Ю.П. Изменение сводов стопы. Материалы X Всес. конф. — Тбилиси, 1968. — С. 116 — 117.

4. Галкин Ю.П. О морфофункциональном состоянии стоп. Материалы 21-й науч. конф. — Смоленск, 1971. — С. 140 — 141.

5. Кашуба В.А., Сергиенко К.Н., Валиков Д.П. Компьютерная диагностика опорно-рессорной функции стопы человека // Физ. воспитание студентов творческих специальностей: Сб. науч. тр. / Под. ред. С.С. Ермакова. — Харьков: ХХПИ, 2002. — № 1. — С. 11 — 16.

6. Кашуба В., Сергиенко К. Современные технологии оценки опорно-рессорной функции стопы человека: VI Международный науч. конгр. «Современный олимпийский спорт и спорт для всех». Ч. II. — Варшава, 2002. — С. 421–422.

7. *Козырев Г.С.* Возрастные особенности развития стопы. — Харьков, 1969. — С. 33 — 38.

8. *Манциклевич И.А.* Биомеханические закономерности строения стопы// Биомеханика. — Рига, 1975. — С. 50 — 59.

9. *Привес М.Г., Лысенков Н.К., Бушкович В.И.* Анатомия человека. — СПб.: Гипократ, 2002. — С. 128–149.

10. *Спортивные травмы.* Основные принципы профилактики и лечения. — К. Олимпийская литература, 2002. — С. 318–341.

11. *Tittel K.* Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 6 Auflage. — Jena, 1974. — 84 p.

Национальный университет физического воспитания
и спорта Украины, Киев

Поступила 15.02.2003