

УДК 612.76

Сотский Н. Б.

ПОЗА ЧЕЛОВЕКА И ЕЕ АНАЛИТИЧЕСКОЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЕ

В статье описана модификация способа определения и цифровой записи позы человека, выполняющего физические упражнения. Приведен анализ проблем, возникающих при осуществлении данной процедуры во время перехода от плоскостных случаев выполнения двигательного действия к пространственным вариантам, в частности, неоднозначность фиксации направления перемещения звеньев при выполнении сгибательно-разгибательных суставных движений. В качестве дальнейшего развития подхода предложено использовать углы Эйлера, выбранные с учетом основных анатомических движений, возможных в суставах тела человека. Предложена последовательность измерения суставных углов и порядок заполнения матриц, определяющих позу. В работе рассмотрена возможность описания динамических ситуаций с использованием относительно простых и наглядных способов аналитического задания суставного угла как функции времени, в виде линейной или гармонической функций, параметры которых могут быть получены из биомеханического исследования реальных спортивных движений.

Ключевые слова: поза, суставные углы, матрицы, углы Эйлера, линейные функции, гармонические функции, анализ, синтез.

Постановка проблемы. Анализ последних исследований и публикаций. Основные предпосылки создания метода аналитического определения позы человека при выполнении физических упражнений первоначально были опубликованы в [1]. Затем в соавторстве с В. Т. Назаровым и на основе его первоначальных идей нами был предложен и впоследствии запатентован способ определения позы человека [2, 3].

Смысл данного подхода состоял в использовании упрощенной модели тела человека из пяти биокинематических цепей, предполагавший введение систем координат, жестко связанных с сочлененными в каждом суставе звеньями и нахождение углов Эйлера, образованных указанными системами. Этот патент, хотя и устанавливал приоритет метода измерения позы человека в общих чертах, но для реального использования требовал отработки ряда методических вопросов. В частности, необходимо было выработать правила измерения суставных углов с учетом возможного наличия у суставов нескольких степеней свободы, которые могут быть активными одновременно. Важным аспектом была разработка удобной компактной формы записи результатов измерения суставных углов.

В ходе дальнейшей нашей работы были предложены практические способы определения и исследования позы человека. Была разработана так называемая матричная форма записи позы [4; 5]. При ее использовании пространственная поза человека в любой момент времени определялась заданием трех матриц, каждая из которых относилась к одному из типов суставных движений. Пример матрицы, связанной с записью позы для одного из типов суставных движений, приведен на рисунке 1. Число строк в каждой матрице соответствовало количеству биокинематических цепей, а столбцы обозначали суставы на этих цепях. В используемом приближении модель содержала пять цепей и по четыре сустава в каждой из них. В результате каждая матрица имела размер 5×4 .

Предполагалось, что размер матриц определяется используемой моделью тела человека и может быть увеличен в отношении количества суставов. Так, в представленном на рисунке 1 случае модель руки имеет всего четыре звена. При этом, например, суставы пальцев присутствуют минимально. В то же время нет никаких проблем в дополнении количества столбцов в случае, если суставы пальцев играют существенную роль при выполнении двигательного действия. Аналогичные соображения можно привести и в отношении позвоночного столба, где, в принципе, могут быть учтены и все суставы.

Как показывает опыт биомеханических исследований, связанных с фото- или видеофиксацией реальных макроскопических движений, перемещения тела как целого в пространстве, указанные подробности, как правило, не играют существенной роли [6].

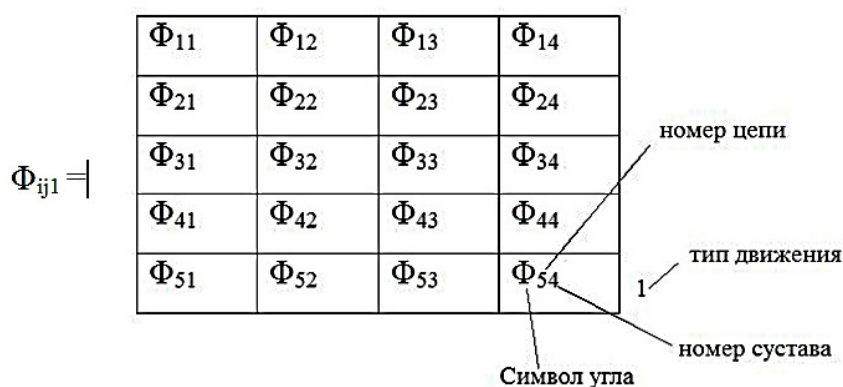


Рис. 1. Схема построения матрицы позы

Предложенные способ и методика определения позы человека [7; 8] подтвердили свою высокую эффективность при биомеханических исследованиях, связанных с физическими упражнениями, имеющими плоскостной характер. В этом случае, как правило, исследовались изменения позы для сгибательно-разгибательных суставных движений. При этом все изменения относились к соответствующей одной матрице. Содержание двух других оставалось практически неизменным.

При переходе к изучению пространственных изменений позы в рамках построенной методики возникала неоднозначность определения суставных движений, связанная с отсутствием указания направления выполнения движений сгибательно-разгибательного типа. В частности, запись вида $\phi_{112}^t = 45^\circ$, если рассматривать пространственные движения, может означать и анатомическое сгибание-разгибание, и отведение-приведение и любые промежуточные направления относительного перемещения звеньев, сочлененных в суставе [9], что создает неопределенность при осуществлении записи позы.

Цель работы – модификация методики определения и записи позы человека, позволяющая устранить неоднозначность оценки реального пространственного суставного движения.

Задачи работы

1. Разработать алгоритм цифровой записи позы для пространственных двигательных действий человека с учетом анатомических особенностей его суставных движений.

2. Построить методику определения и цифровой записи пространственной позы человека как основу биомеханико-педагогического анализа физических упражнений.

Изложение основного материала исследования. Для обеспечения однозначности измерения и записи суставного угла предлагается в первую очередь указывать угол в суставе для движения типа циркумдукции, и через него определять плоскость сгибательно-разгибательного движения. Так, если представить человека, находящегося в позе основной стойки, то отклонение звена, например, левого бедра в тазобедренном суставе вперед по отношению к его первоначальному положению (независимо от его величины) было принято считать соответствующим нулевому значению угла циркумдукции (классическое сгибание или разгибание). В этом случае классическое отведение (отклонение) бедра строго влево соответствует углу циркумдукции в 90° . Аналогичным образом должны быть заданы и любые сгибательно-разгибательные движения в промежуточных плоскостях. Эти плоскости задает величина суставного угла для движения типа циркумдукции.

Таким образом, матрица суставных движений циркумдукционного типа должна рассматриваться в первую очередь и иметь двойную функцию, указывая не только собственно угол для своего движения, но и плоскость для движений сгибательно-разгибательного типа. В результате такого подхода появляется возможность реального измерения и записи позы в пространственном варианте. Это, как уже было указано, представляет собой три матрицы, первой из которых является матрица движений типа циркумдукции, вторая представляет собой сгибательно-разгибательные движения и третья – матрица ротации (супинация-пронация). Для полного пространственного описания позы человека следует использовать одновременно три матрицы, каждая из которых относится к определенному типу суставного движения. Для заполнения указанных матриц требуется лишь измерить суставные углы.

Таким образом, предложенный нами путь решения проблемы измерения и записи пространственного варианта позы человека состоит из следующих шагов:

– в переходе при отсчете углового положения в суставе к использованию углов Эйлера, образованных системами координат, связанными с сочлененными в суставе твердыми звеньями модели (рис. 2);

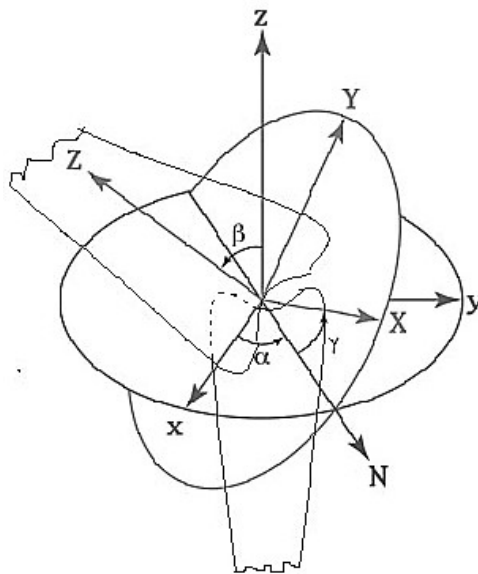


Рис. 2. Углы Эйлера, используемые при отсчете положения звеньев в суставе

– в задании плоскости сгибательно-разгибательного суставного движения путем указания угла Эйлера, соответствующего прецессионному (конусообразному) повороту продольной оси звена вокруг продольной оси проксимального относительно сустава звена.

Остальные действия, связанные с реализацией традиционного алгоритма определения позы [1; 3], могут быть перенесены в новую схему без изменения. В результате с учетом предложенной нами модификации последовательность действий по измерению и записи позы человека должна быть следующей:

1. Построение в центре сустава систем координат, каждая из которых жестко связана с одним из сочлененных в суставе звеньев тела.
2. Измерение углов Эйлера, определяющих отклонение системы, связанной с дистальным звеном относительно системы проксимального звена.
3. Запись полученных углов в матричной форме.
4. Повторение указанной процедуры для всех суставов тела человека.

Результатом реализации такого алгоритма является запись, состоящая из трех матриц, первая из которых будет относиться к прецессионным (циркумдукционным, конусообразным) движениям в суставе, вторая – к движениям сгибательно-разгибательного типа (анатомические сгибания-разгибания, отведения-приведения, промежуточные действия аналогичного характера), а третья – к ротационным движениям (супинация-пронация).

Следует еще раз подчеркнуть, что в модифицированной системе измерения и записи позы первая из перечисленных матриц (для движений типа циркумдукции) имеет двойную функцию. Это задание собственно величины углов данного типа движения, а также указание плоскости для движений сгибательно-разгибательного типа. Так, при задании конкретного положения дистального звена по отношению к проксимальному необходимо учитывать одновременно три параметра (рисунок 2) – угол α для суставного движения первого типа (циркумдукции), определяющего плоскость отклонения дистального звена, угол β для суставного движения сгибательно-разгибательного типа, который определяет угол между продольными осями этих звеньев, а также угол γ ротационного поворота.

Определение указанных углов для статического (неизменного с течением времени) положения в суставе допускает различные варианты их достижения. В частности, один и тот же угол в суставе может быть достигнут сгибательно-разгибательным движением непосредственно в заданной плоскости в два этапа: сначала сгибательно-разгибательным движением в другой плоскости с последующим движением циркумдукционного характера, а также одновременным сочетанием двух указанных движений. Ситуация становится однозначной при записи переменной позы, когда в матрицах суставные углы будут выражены в виде функции времени.

При формализации позы и ее изменений, естественно, в полной мере сохраняются индексные обозначения, позволяющие обозначать матричную запись в компактном (свернутом) виде, правила

умолчания, разрешающие не указывать нулевые значения суставного угла, соответствующие позе основной стойки и некоторые менее принципиальные моменты [4].

Как уже указывалось ранее, описанный подход позволяет работать не только со статическими случаями, но и записывать переменную позу. Здесь необходимо представить в матрицах соответствующие значения суставных углов в виде функции времени. Для этой цели, в зависимости от стоящих перед исследователем задач, могут быть использованы различные варианты представления закона изменения суставных углов во времени, начиная от экспериментальных данных и заканчивая различными аналитическими представлениями [10] – линейным, гармоническим, Фурье и т. д.

Самым простым и наглядным способом записи переменной позы представляется линейное приближение, при использовании которого суставной угол выражается в виде линейной функции времени:

$$\varphi_{abc}^t = \varphi_{abc}^{t_0} + (\omega_{abc}^{t_0-t_1})t, \quad (3.1)$$

где φ_{abc}^t – величина угла в суставе «b» цепи «a» для суставного движения типа «с» в некоторый момент времени «t»; $\varphi_{abc}^{t_0}$ – величина угла в указанном выше суставе в начальный момент времени «t₀»; $\omega_{abc}^{t_0-t_1}$ – средняя угловая скорость суставного движения для промежутка времени от t₀ до t₁.

Использование линейного приближения неплохо оправдывает себя при осуществлении суставных движений линейного характера. Его удобно использовать при анализе средней части какой-либо фазы выполнения физического упражнения. В то же время возникает проблема начала или окончания движения в суставе, а также возможности учета цикличности движения, характерной для ряда двигательных действий. Для такого случая может быть использовано гармоническое приближение, позволяющее в большей мере приблизить суставное движение к реальным характеристикам. Запись суставного угла φ_{abc}^t в виде функции времени для такого случая имеет следующий вид:

$$\varphi_{abc}^t = \varphi_{abc}^{t_0} + A_{abc}\cos(\omega_{abc}t + \mu_{abc}) \quad (3.2)$$

где A_{abc} – амплитуда суставного движения; ω_{abc} – угловая скорость; t – время; μ_{abc} – начальная фаза.

Варьируя параметры заданного таким образом суставного движения, можно задавать не только различное время выполнения суставного движения, но и форму зависимости угловой скорости от времени, изменять момент времени начала движения и некоторые другие параметры, что является важным аспектом моделирования физического упражнения. Такая форма записи суставного угла позволяет описывать как одиночные, так и циклические движения, что в существенной мере позволяет расширить исследовательские возможности по сравнению с приближением линейного вида.

Естественно, каждый суставной угол, выраженный в виде функции времени, отражается в соответствующей ячейке матричной записи и поза в целом может быть исследована с точки зрения определения кинематических характеристик с использованием элементарных понятий матричной алгебры [11].

Следует еще раз подчеркнуть, что возможны и другие способы задания переменного суставного угла – от табличной формы прямого использования, данные которой обработаны с помощью сплайнов, до выражений, построенных на основе математических методов.

В качестве примера опишем промежуточную позу спортсмена, выполняющего отжимания на брусьях (рисунок 3). Запись позы, как уже указывалось, представляет собой совокупность трех матриц, соответствующих каждому типу суставного движения.

В матричной записи использованы скользящие (i,j) индексные обозначения, введенные в [1-4; 12], имеющие смысл перечисления всех возможных значений объектов, ими обозначенных. Так, например, в первой матрице запись Φ_{ijl} содержит перечисление всех биокинематических цепей и всех принадлежащих им суставов для суставного движения первого типа. Правая часть равенства дает развернутую форму данного обозначения с записью соответствующих суставных углов. При этом, как уже отмечалось ранее, строки (сверху вниз) обозначают биокинематические цепи последовательно: правая, левая нога, правая, левая рука, позвоночный столб. В столбцах слева направо последовательно расположены значения суставных углов. В частности, первая сверху строка каждой из приведенных матриц последовательно содержит значения углов, образованных в суставах правой ноги: тазобедренном, коленном, голеностопном, а последняя ячейка относится к суставам пальцев. В последнем случае количество столбцов может быть увеличено, однако при описании макроскопических движений тела человека мелкие суставы не играют существенной роли, и их значения можно не учитывать. Данная запись может быть использована для описания позы в любой момент времени. Здесь можно вести речь о задании четырехмерного массива, где в качестве четвертого параметра должно использоваться время.

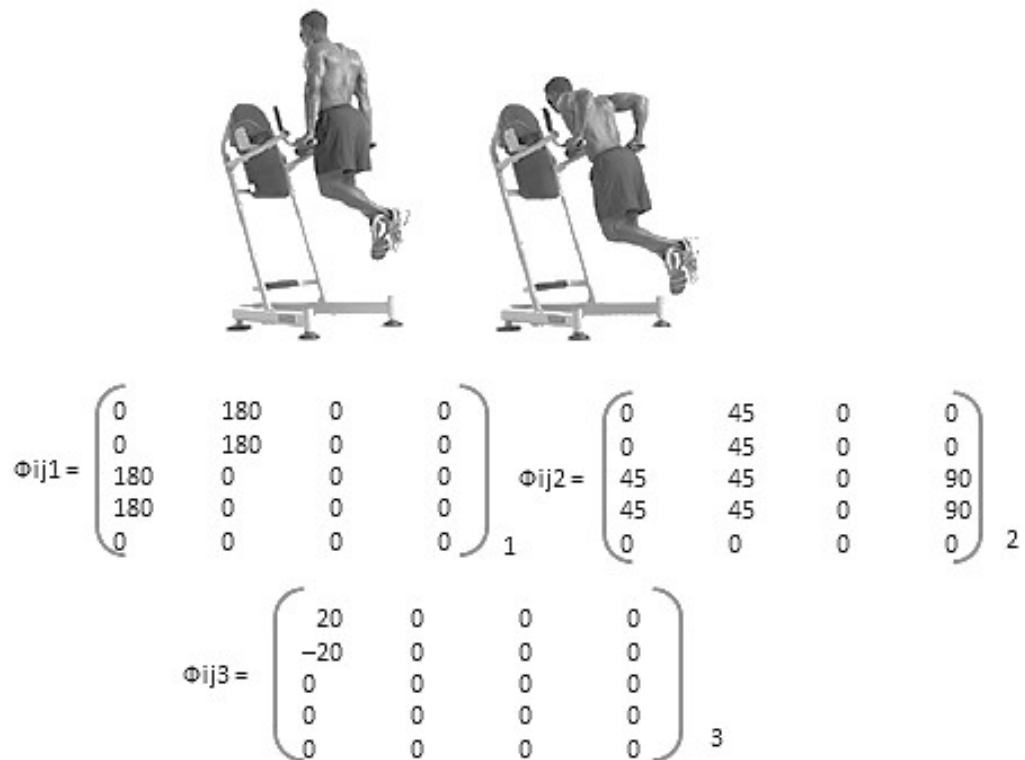


Рис. 3. Начальная и конечная позы при выполнении отжимания на брусьях

Для приведенного примера линейное приближение описания позы и ее изменений в середине упражнения может быть представлено в матричной форме на рисунке 4, где запись представлена для иллюстрации и предполагает равномерное изменение суставных углов при выполнении упражнения. Здесь, как было указано выше, не рассматриваются ситуации начала и окончания движения. При использовании гармонического приближения изменяющиеся суставные углы в соответствующих ячейках могут быть представлены в виде различных модификаций гармонической функции.

$$\Phi_{ij1} = \begin{pmatrix} 0 & 180 & 0 & 0 \\ 0 & 180 & 0 & 0 \\ 180 & 0 & 0 & 0 \\ 180 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad 1$$

$$\Phi_{ij2} = \begin{pmatrix} 0 & 45 & 0 & 0 \\ 0 & 45 & 0 & 0 \\ 80t & 110t & 0 & 0 \\ 80t & 110t & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad 2$$

$$\Phi_{ij3} = \begin{pmatrix} 20 & 0 & 0 & 0 \\ -20 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad 3$$

Рис. 4. Пример линейной формы записи переменной позы при выполнении отжимания на брусьях

Гармоническая форма записи суставного угла позволяет учесть постепенное (задаваемое) нарастание угловой скорости суставного движения в начале движения и ее замедление в конце. Такая форма эффективно используется в ходе биомеханического компьютерного синтеза физического упражнения, который является мощным современным средством исследования двигательного действия [13].

Использование предложенного способа определения и записи позы даже на кинематическом уровне позволяет объективно устанавливать основные черты двигательных действий, сравнивать с помощью численных методов особенности выполнения физических упражнений исполнителями, имеющими различный уровень мастерства. Основные параметры позы, представленные в виде математических выражений, могут составить основу дальнейших исследований, позволяющих определить основные закономерности двигательного действия, обосновать методы педагогического воздействия с целью совершенствования техники исполнения упражнения, осуществления его успешного освоения в соответствии с биомеханическими закономерностями [12].

Выводы и дальнейшая перспектива исследования

1. Методика измерения и матричной записи суставных углов и, соответственно, позы человека на основе использования углов Эйлера (с учетом анатомических особенностей строения и функционирования опорно-двигательного аппарата) обеспечивает возможность числовой записи закона пространственного изменения позы и создает предпосылки для последующего анализа различных физических упражнений с целью оптимизации их исполнения и повышения эффективности процесса обучения.

3. Предложенная модификация способа определения позы человека и ее изменений позволяет объективно оценивать внутреннюю структуру физического упражнения, выделяя такие его составляющие, как элементы осанки и управляющие движения в суставах с последующим их использованием в ходе биомеханического исследования закономерностей построения двигательных действий и педагогических воздействий, связанных с их оптимизацией.

4. Возможность определения и записи статической и переменной позы позволяет в перспективе ставить принципиально новые исследовательские задачи педагогического характера, дающие возможность сравнивать технику конкретного исполнителя с так называемым «биомеханическим эталоном», устанавливать допустимые границы индивидуальных особенностей выполнения двигательных действий, анализировать связь позы с эстетическим восприятием движения, а также осуществлять на этой основе биомеханический компьютерный синтез двигательных действий.

Использованные источники

1. Назаров В. Т. Аналитическое представление движений спортсмена / В. Т. Назаров // Вопросы теории и практики физической культуры. – Вып. 14. – Минск, 1984. – С. 121–123.
2. Назаров В. Т. Биомеханические характеристики тела человека и его движений / В. Т. Назаров, Н. Б. Сотский. – М., 1984. – 11 с.
3. Способ определения позы человека / а. с. 1463231 СССР / В. Т. Назаров, Н. Б. Сотский и др. ; опубл. 07.03.1989 // Открытия. Изобретения. – 1989. – № 9. – С. 45.
4. Сотский Н. Б. Практикум по биомеханике спортивных движений / Н. Б. Сотский, В. Г. Киселев. – Минск : АФВиС, 1997. – 52 с.
5. Практикум по биомеханике : практикум / Н. Б. Сотский, В. Ю. Екимов, В. К. Пономаренко. – Минск : БГУФК, 2014. – 108 с.
6. Сотский Н. Б. О перспективе биомеханического анализа спортивных движений с использованием персонального компьютера / Н. Б. Сотский, Д. Л. Короткевич // Олимпийский спорт и спорт для всех : материалы V Междунар. науч. конгр. – Минск, 2001. – С. 124.
7. Сотский Н. Б. О роли суставных движений при образовании скорости бьющего звена при футбольных ударах / Н. Б. Сотский, М. Р. Амир Сейфаддини // Ученые записки : сб. рец. науч. тр. / Белорус. гос. ун-т физ. культуры ; редкол.: М. Е. Кобринский (гл. ред.) [и др.]. – Минск, 2007. – Вып. 10. – С. 200–207.
8. Мохаммади Пур Фариборз. Биомеханические закономерности реализации техники гребка у гребцов-академистов : автореф. дис. ... канд. пед. наук / Мохаммади Пур Фариборз ; БГУФК. – Минск, 2009. – 23 с.
9. Иваницкий М. Ф. Анатомия человека (с основами динамической и спортивной морфологии) : учебник для ин-тов физ. культуры / М. Ф. Иваницкий ; под ред. Б. А. Никитюка, А. А. Гладышевой, Ф. В. Судзиловского. – 7-е изд. – М. : Олимпия, 2008. – 624 с.
10. Бахвалов Н. С. Численные методы : учеб. пособие / Н. С. Бахвалов, Н. П. Жидков, Г. М. Кобельков. – М. : Наука ; Гл. ред. физ.-мат. лит.-ры, 1987. – С. 83–153.

11. Ильин В. А. Аналитическая геометрия / В. А. Ильин, Э. Г. Позняк. – М. : Наука, 1971. – 232 с.
12. Сотский Н. Б. Биомеханика : учебник для студентов специальности «спортивно-педагогическая деятельность» / Н. Б. Сотский. – Минск : БГУФК, 2005. – С. 59–60.
13. Сотский Н. Б. Об особенностях биомеханического синтеза специального силового упражнения с аналитическим представлением силового момента / Н. Б. Сотский // Спортивные технологии : проблемы и перспективы : материалы VIII Междунар. науч. сес. по итогам НИР за 2004 г., Минск, 10–12 апр. 2005 г. / Белорус. гос. ун-т физ. культуры ; редкол.: М. Е. Кобринский [и др.]. – Минск : БГУФК, 2005. – С. 3–5.

Sotsky N.

HUMAN POSTURE AND ITS ANALYTICAL REPRESENTATION

The article describes the modification of the method of determining and digital recording the posture of a person performing physical exercises. It analyses the problems arising during the implementation of this procedure during the transition from the planar cases of the motor action execution to the spatial variations, in particular, the ambiguity when fixating the determination of the link movement direction during the performance of the flexion-extension motions. As a further development of the approach, it is proposed to use the Euler angles selected taking into account the basic anatomical movements possible in the joints of the human body. The article proposes the sequence of measuring joint angles and the order of filling of the matrices determining the posture in which first and foremost joint movements are measured and recorded in the corresponding matrix circumduction joint movements. In this case, the given matrix is given a double function that is related both to the joint movement itself and to the direction of the relative movement of the links when performing other spatial motions, in particular, those of the flexion-extension nature. The paper considers the possibility of describing dynamic situations in which the human posture is determined as a function of time. The article offers relatively simple and demonstrative ways to analytically define the joint angle as a function of time, amplitude and angular velocity of movement in the joint, as a linear or harmonic function of time, the parameters of which can be obtained from the biomechanical study of real-life sports movements. This paper also presents a clear example of the use of linear approximation to describe the dynamic change in the posture during a typical strength exercise, the prospect of using the digital recording of a posture for a biomechanical analysis of physical exercises, as well as for such a promising direction of research as a biomechanical computer synthesis of motor actions.

Key words: *Physical exercise, posture, joint angles, matrices, Euler angles, linear functions, harmonic functions, analysis, synthesis.*

Стаття надійшла до редакції 12.09.2018 р.