

Козлов, И.М. Методика определения морфометрических характеристик мышц при движениях человека / И.М. Козлов, А.В. Звенигородская // Архив анатомии, гистологии и эмбриологии, 1982.– Т. LXXXIII.– № 9.– С. 78-83

## ВВЕДЕНИЕ

Существенной предпосылкой изучения двигательной деятельности человека являются данные об изменении длины мышц и плеч их тяг во время движения, а также установление зависимости этих показателей от положения звеньев тела, в частности, от величины суставных углов. Особо важным показателем, который необходимо принимать во внимание при анализе мышечной активности, является режим мышечного сокращения. Существуют данные, что при эксцентрическом режиме сокращения сила мышечной тяги может в несколько раз превышать тягу, развиваемую мышцей при концентрическом режиме сокращения [Hill A. V., 1951].

Анализ литературы показывает, что для исследования биомеханики двигательного аппарата человека, как правило, используется простой перенос данных о длине мышц и плеч их тяг, полученных на трупном материале [Иваницкий М. Ф., 1938; Александер Р., 1970; Alexander R. & Vernon A. J., 1975]. Однако можно предположить, что морфометрические характеристики мышц при движении человека, при одних и тех же величинах суставных углов будут иметь другие значения. Это, прежде всего, может быть обусловлено изменением направления тяги мышцы относительно жесткого скелета в результате увеличения ее поперечника, а также поперечника соседних мышц при возбуждении. Так как прямые измерения длины мышц и плеч их тяг у человека при движении не могут быть проведены, проблему можно решить, используя комплекс экспериментальных и расчетных способов, в частности фотометрию, электромиографию и моделирование.

Естественные локомоции (бег, ходьба, прыжок) в качестве объекта исследования выбраны ввиду того, что ими владеют все здоровые люди, которые обладают совершенными, отработанными в течение тысячелетий механизмами, преобразующими сокращение мышц в движение звеньев тела, и что они могут выполняться в широком диапазоне нагрузок [Бернштейн Н. А., 1940].

## МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Предлагаемая методика основывается на принципах топографической анатомии, введенных Н. И. Пироговым для определения положения внутренних органов по поверхностным ориентирам. С этой целью наряду с анатомическими сведениями, полученными на препаратах, использовались рентгенографические, фотометрические и электромиографические данные о позах и движениях человека.

На трех трупах с различной длиной нижних конечностей определялись дистальные и проксимальные места прикрепления семи поверхностных мышц к скелету: *m. gluteus maximus*, *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris*, *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius*, *m. soleus*. Выбор мышц обусловлен тремя основными обстоятельствами. Во-первых, характером связи мышцы со скелетом, а именно зависимостью плеча мышечной тяги от величины суставного угла. Известно, что у некоторых мышц эта характеристика остается постоянной при изменении суставного угла, тогда как у других мышц она меняется весьма существенно. Во-вторых, расположением мышцы относительно скелета. Если принять во внимание то обстоятельство, что при возбуждении мышцы увеличивается ее поперечник то можно предположить, что это в меньшей степени будет влиять на морфометрические характеристики мышц, прилегающих к костям. Чем дальше от скелета проходит линия тяги мышцы, тем больше могут изменяться её длина и ее плечо как в результате увеличения поперечника мышц, так и вследствие воздействия

«мягкого остова», расположенного между данной мышцей и скелетом. В-третьих, возможностью отведения биопотенциалов от этих мышц. При движениях, выполняемых с большой амплитудой и высокой скоростью, электрическую активность возможно регистрировать только посредством накожных электродов у поверхностно расположенных мышц.

На следующем этапе измерений устанавливалось соотношение мест прикрепления мышц и антропометрических точек [Бунак В. В., 1941], какими являлись: наиболее выступающая в сторону верхняя точка подвздошного гребня (*crista iliaca*), верхушка большого вертела (*apex trochanter major*), латеральный надмыщелок бедренной кости (*epicondylus lateralis*), головка малоберцовой кости (*caput fibulae*), латеральная лодыжка малоберцовой кости (*malleolus lateralis*), пяточный бугор (*tuber calcanei*) и головка V плюсневой кости (*caput os metatarsalia-V*). Эти ориентиры хороши тем, что легко прощупываются на теле. Кроме того, последовательное соединение точек прямыми линиями на фотографии при изготовлении промеров для биомеханического анализа обеспечивает возможность измерения углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Перед проведением эксперимента соответствующие точки на теле испытуемого маркировались черными бумажными кружками диаметром 10 мм.

В качестве исходных данных для определения кинематических параметров движений использовались фотографии последовательных положений тела, полученных с помощью импульсных источников света, вспыхивающих через заданные интервалы времени. Частота вспышек регулировалась в диапазоне от 12,5 до 100 Гц.

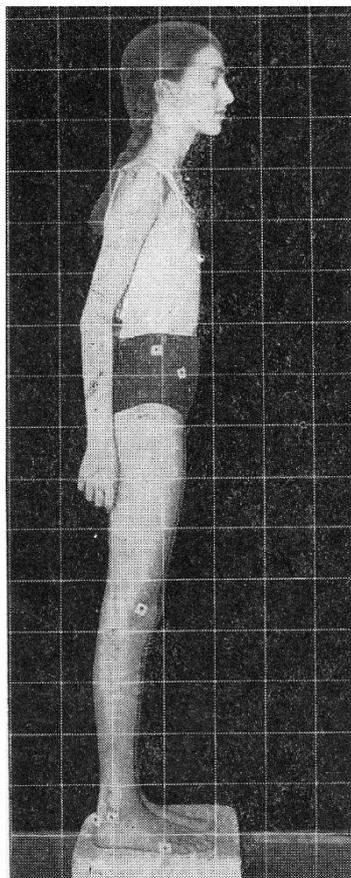
Регистрация и анализ электрической активности скелетных мышц широко используется для изучения естественных, трудовых и спортивных движений у человека [Виноградов М. И. и Шванг Л. И., 1957; Жуков Е. К., 1958; Vasmajian M., 1962; Гурфинкель В. С, Коц Я. М. и Шик М. Л., 1965; Козлов И. М., 1966; Персон Р. С, 1969].

В нашей работе суммарная электромиограмма (ЭМГ) отводилась накожными биполярными электродами диаметром 5 мм; расстояние между электродами 2,5 см. Для уменьшения уровня помех при регистрации электрических потенциалов мышц производилась предварительная подготовка поверхности кожи (обезжиривание и использование токопроводящей пасты). Кроме того, чтобы до минимума уменьшить наиболее уязвимый для электрических и механических помех участок передачи сигнала от электродов до усилителей, последние размещались непосредственно на электродной колодке. Усилители, выполненные на операционных микросхемах типа К140УД8А, представляли собой активный фильтр с дифференциальным входом, входным сопротивлением 5 МОм и коэффициентом усиления в полосе пропускания 1000. Миниатюрные усилители биопотенциалов, разработанные на кафедре биомеханики ГДОИФК им. П. Ф. Лесгафта, специально предназначены для регистрации электрической активности скелетных мышц у человека при спортивных движениях, совершаемых с высокой скоростью и большой амплитудой. Каждый усилитель выполнен на печатной плате и помещен в прямоугольный экранированный корпус размером 8x13x24 мм. Масса усилителя не превышает 15 г.

Указанные мероприятия и применение малогабаритных усилителей, размещенных вместе с электродами на общей колодке, которая фиксируется клеем на поверхности тела, позволили существенно снизить уровень помех и обеспечить достоверную регистрацию электрической активности мышцы при спортивных движениях, выполняемых с широкой амплитудой и высокой скоростью, в частности при беге в максимальном темпе на дистанцию длиной до 100 м.

Полученная ЭМГ использовалась в качестве критерия наличия мышечной активности, что позволило определить в цикле движения активную и пассивную фазы изменения морфометрических характеристик мышц, а также режимы их сокращения. Расчет морфометрических

характеристик обеспечивался посредством сопоставления кинематических характеристик движения звеньев тела, зафиксированных на фотопленке и электрической активности мышц, зафиксированной на осциллографической ленте. Для того, чтобы обеспечить сопоставление информации, зафиксированной на разных носителях, использовалось электронное устройство, которое при каждой вспышке осветительной лампы или экспонирования фотопленки генерировало импульс, отмечаемый на ленте осциллографа [Козлов И. М. 1976].



*Рис. 1. Антропометрическая фотография. Сагиттальная плоскость тела совмещена с плоскостью масштабной сетки (сторона квадрата соответствует 10 см), черными кружочками отмечены поверхностные ориентиры.*

*Fig. 1. Anthropometric Photo.*

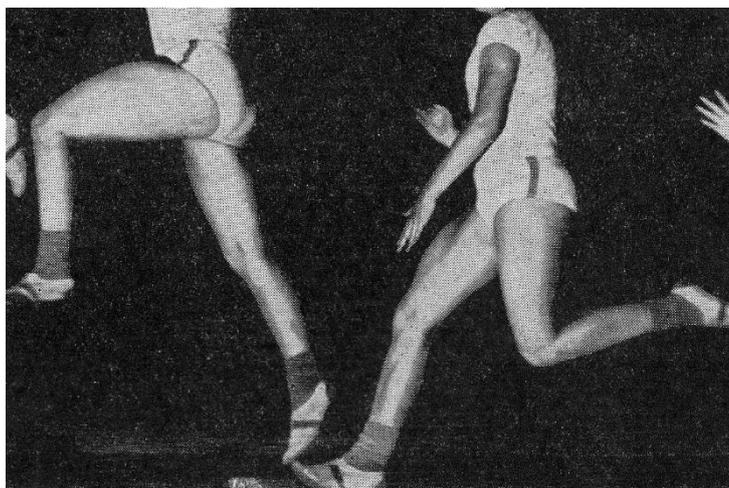
*Sagittal plane of the body coincides with the plane of the scale net (the square side corresponds to 10 cm), the superficial reference points are shown with black rings.*

На основе антропометрических фотографий (рис. 1) и рентгеновских снимков бедра, голени и стопы, были изготовлены плоские шаблоны, имитирующие скелет нижней конечности испытуемых, точнее – его проекции на сагиттальную плоскость. Затем на шаблонах отмечались области, соответствующие антропометрическим точкам на поверхности тела испытуемых и местам прикрепления мышц к скелету, а также точки, соразмерные проекциям на сагиттальную плоскость осей вращения в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Общепринято, что движения в тазобедренном и голеностопном суставах являются моноцентрическими и оси вращения во фронтальной плоскости проходят через apex trochanter major и malleolus lateralis соответственно.

Относительно оси вращения в коленном суставе существует две противоположные точки зрения. Одни авторы считают, что в коленном суставе не существует постоянной оси вращения [Shinno N., 1968; Harding M. L., 1977]. Ось может мигрировать по дугообразной траектории длиной 3,6 см [Smidt G. L., 1973]. При этом основную причину миграции оси авторы видят в неконгруэнтности суставных поверхностей бедренной и большеберцовой костей. Другая точка зрения состоит в том, что движение в коленном суставе можно считать моноцентрическим, при этом миграция оси вызвана несовершенством методов съема данных. Так как мы придерживаемся первой точки зрения, то для определения мгновенных осей вращения в коленном суставе, а также положения надколенника (patella), выполнялись рентгеновские снимки коленного сустава при различных углах сгибания (50, 70, 90, 120, 150, 180°). После этого шаблон кинематически совмещался с промером (масштаб 1:1), изготовленным по материалам стробосфотографии и кино съемки. Необходимым

условием при этом являлось полное совпадение антропометрических ориентиров, имеющих на промере и шаблоне. После этого производилась прорисовка контуров шаблона и поверхностно расположенных мышц нижних конечностей. Допускалось, что поверхность мышцы лежит под кожей на глубине 1,5–2 см. На основе этих данных вычислялась длина мышцы и плечи ее тяги в соответствующих суставах. Положение мышечной тяги имитировалось ломаной линией, которая проводилась на равном расстоянии от контуров мышцы, прорисованных на промере; плечо тяги мышцы определялось величиной перпендикуляра, опущенного из точки, соответствующей проекции оси вращения на сагиттальную плоскость до линии ее тяги. Режимы мышечного сокращения определялись на основании данных об изменении длины мышцы во время движения. Если длина мышцы увеличивалась – это свидетельствовало о том, что имел место эксцентрический режим сокращения, если уменьшалась – концентрический, а если оставалась неизменной – изометрический.

Необходимость прорисовки на промере контура мышцы связана с тем, что он в определенной мере характеризует ее поперечник. Несмотря на то, что измерения поперечника мышц у человека производились многими авторами [Лесгафт П. Ф., 1905; Lanz T. & Wachs-muth W., 1935; Schumacher G. & Wolff E., 1966], данных о том, как меняется этот показатель во время движения, нет. Однако эти изменения могут быть весьма существенными, что видно на рис. 2.



*Рис. 2. Стробофотография фазы отталкивания в прыжке*

*Fig.2. Strobefoto of the pushing phase in jump.*

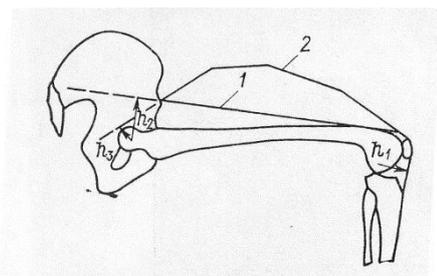
Разница расстояний от поверхности бедра до линии, соединяющей оси коленного и тазобедренного суставов в двух последовательно зафиксированных положениях левой ноги при прыжке, составляет 29,5 мм. Очевидно, это обусловлено тем, что мышцы механически связаны не только с жестким скелетом; на их положение относительно костных рычагов оказывают влияние соседние мышцы и прилегающие ткани. При этом влияние «мягкого скелета» сказывается больше на поверхностно расположенных мышцах. Обычно этот фактор в работах по биомеханике двигателя аппарата не принимается в расчет и тяга мышц при моделировании имитируется прямой линией [Frigo C. & Pedotti A., 1978; Козлов И.М. и Крылов В.А., 1979].

## РЕЗУЛЬТАТЫ

В некоторых работах приводятся сведения о том, что тяга мышц не проходит по прямой линии (так называемой центроиде), однако эти сведения получены только на трупах [Jensen R. H. & Davy D.T., 1975].

Для того, чтобы оценить влияние особенностей моделирования механических связей мышцы со скелетом при движении линия ее тяги

имитировалась различными способами. Для прямой мышцы бедра (*m. rectus femoris*) основное различие связано с определением положения линии тяги на участке от надколенника до проксимального места прикрепления. В первом случае этот отрезок имитировался крайней линией, огибающей жесткий скелет (1), во втором — он соответствовал положению линии тяги при напряженном (2), а в третьем — при расслабленном состоянии мышцы (3).



*Рис.3. Схема измерения проекции плеча силы относительно тазобедренного сустава*

*1 – линия тяги мышцы имитируется прямой линией; 2 – линия тяги мышцы имитируется ломанной линией в соответствии с контурами напряженной мышцы;  $h_1$  – плечо силы тяги прямой мышцы бедра относительно коленного сустава;  $h_2, h_3$  – плечо силы прямой мышцы бедра относительно тазобедренного сустава в том случае, когда тяга мышцы имитируется прямой ( $h_2$ ) или ломанной линией ( $h_3$ ).*

*Fig 3.*

*Measurement of the arm of force projection concerning the hip joint (a scheme) 1 – the muscle draft line is imitated with a straight line; 2 – the draft line is imitated with a broken line in conformity with the contours of the tense muscle;  $h_1$  arm of force of the draft of the musculus rectus femoris in respect to the knee joint;  $h_2, h_3$  – arm of force of the musculus rectus femoris in respect to the hip joint in case when the draft of the muscle is imitated with a straight ( $h_2$ ) or with a broken line ( $h_3$ ).*

На рис. 3 представлены первые два варианта измерений. При этом расчеты проводились для положения конечности, когда углы в тазобедренном и коленном суставах каждый были равны  $90^\circ$ . Результаты измерения представлены в таблице. На плечо тяги мышцы в коленном суставе способ моделирования не оказывает влияния, тогда как для тазобедренного сустава результаты, полученные различными способами, отличаются почти в три раза. Необходимость повышения точности измерения плеч силы тяги мышц обусловлена тем, что большинство движений в сочленениях звеньев тела является вращательным, поэтому действие мышцы зависит не только от силы, но и от плеча ее тяги.

**Значения плеч линии тяги *m. rectus femoris* в зависимости от способа измерения (угол в тазобедренном и коленном суставах равен 90 град)**

Способ измерения		Плечо силы, мм	
		Для коленного сустава	Для тазобедренного сустава
Когда линия действия тяги приравнена к прямой линии		40	40
Когда линия действия тяги определялась на основании геометрических соотношений	При напряженной мышце	40	15
	При расслабленной мышце	40	30

Очевидно, постоянство плеча силы, действующей относительно коленного сустава, связано с наличием надколенника, который не только увеличивает плечо тяги четырехглавой мышцы разгибателей, но также сохраняет его на относительно постоянном уровне, не зависящем от степени напряжения мышц. Это положение справедливо также для мышц-разгибателей стопы (*m. tib. anterior*, *m. ext. digitorum longus* и др.). Относительное постоянство плеча силы тяги для них обеспечивается двумя связками: верхней и нижней связками, удерживающими мышцы-разгибатели (*retinaculum mm. extensorum superius, inferius*). При движении в

других суставах изменение степени напряжения мышц (разгибателей тазобедренного и сгибателей голеностопного суставов) будет оказывать влияние на плечо тяги мышц, а следовательно, на момент силы, развиваемый мышцей, поэтому тягу этих мышц при моделировании нельзя имитировать прямой линией.

Таким образом, комплексное применение фотометрии, рентгенографии и электромиографии позволяет рассчитать морфометрические характеристики мышц при движении у человека. Для определения длины мышц и плеч их тяг наибольшей точностью измерений обладает способ, когда мышечная тяга имитируется с учетом контуров напряженной мышцы.

## ЛИТЕРАТУРА

Александр Р. Биомеханика. М., «Мир», 1970, с. 339.— Бернштейн Н. А. Биодинамика локомоций. В кн.: Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжка. М., «Физкультура и спорт», 1940, с. 9–17.— Бунак В. В. Антропометрия. М., «Учпедгиз», 1941, с. 368.— Виноградов М. И. и Шванг Л. И. О формировании предупредительной реакции при статическом мышечном напряжении. В кн.: Проблемы физиологии центральной нервной системы. М., Л., «Наука», 1957, с. 137–140.— Гурфинкель В. С, Коц Я. М. и Шик М. Л. Регуляция позы человека. М., «Наука», 1965, с. 256.— Жуков Е. К. Электрофизиологические исследования состояния тренированности спортсмена. В кн.: XII юбилейный конгресс спортивной медицины. М., «Медгиз», 1958, с. 22—23.— Иванецкий М. Ф. Движения человеческого тела. М., «Физкультура и спорт», 1938, с. 264.— Козлов И. М. Электромиографическое исследование бега. В кн.: Физиологическая характеристика высокой работоспособности спортсменов. М., «Физкультура и спорт», 1966, с. 62–70: Электромиографическая методика изучения движений. В кн.: Биомеханические методы исследования в спорте. Л., изд. ГДОИФК, 1976, с. 55–62.— Козлов И. М. и Крылов В. А. Особенности взаимодействия мышечной активности в

прыжках. В кн.: Тезисы докладов второй Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики. Рига, «Зинатне», 1979, с. 93–95.– Л е с г а ф т П. Ф. Основы теоретической анатомии, ч. I. СПб., «Товарищество художественной печати», 1905, с. 351.– П е р с о н Р. С. Электромиография в исследованиях человека. М., «Наука», 1969, с. 132.

A l e x a n d e r R. & V e r n o n A. J. Human movements studies. 1975, v. 1, N 3, p. 115–123.– B a s m a j i a n M. D. Muscles alive. Baltimore, 1962, p. 267.– F r i g o C. & P e d o t t A. In: Biomechanics VI-A. Ed. E. Asmussen & Jorgensen. University Park Press, Baltimore, 1978, p. 355–360.– H a r d i n g M. L. A preliminary report of simple rig to aid study of the functional anatomy of the cadaver human knee. J. Biomechanics, 1977, v. 10, p. 517–523.– H i l l A. V. Mechanics of voluntary muscle. Lancet, 1951, v. 2, p. 947–951.– J e n s e n R. H. & D a v y D. T. J.; Biomechanics, 1975, v. 5, p. 103–110.– L a n z T. und W a c h s m u t h W. Praktische Anatomic Berlin, Springer, 1935.– S c h u m a c h e r G. & W o l f f E. Trockengewicht und physiologischen Querschnitt der menschlichen Skelettmuskulatur. II. Physiologische Querschnitte. J. Anat. Anz., 1966, Bd. 119, S. 259–269 – S h i n n o N. Statico-dynamic analysis of movement of the knee. In: Biomechanics. I. Int. Seminar in Zurich, 1968, Karger Basel, New York, p. 228–237.– S m i d t G. L. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J. Biomechanics, 1973, v. 6, N 1, p. 79–92.