

ОГЛЯДИ І РЕЦЕНЗІЇ

УДК 612.816:612.766

ДВИГАТЕЛЬНЫЙ КОНТРОЛЬ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКА (обзор литературы)

В. А. Колесниченко, К. Н. Литвиненко, Ма Конг
ГУ "Институт патологии позвоночника и суставов
им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины", г. Харьков

MOTOR CONTROL OF VERTICAL POSTURE OF THE PERSON (review of literature)

V. A. Kolesnichenko, K. N. Lytvynenko, Ma Kong

Ideal forward balance is attained by means of neutral position of supporting articulations relative to gravitation line with: 1) minimum activation of peripheric proprioceptors and accordingly with minimum coactivation of periarticular muscles; 2) activation of the system of own stability of joints.

Physiological change of the center of body segments is compensated by positional placing of supporting articulations with conservation of invariable projection position of general center of masses on the support area.

Key words: motor control, vertical posture, vertebra-pelvic balance, the parameters of gravitation line.

РУХОВИЙ КОНТРОЛЬ ВЕРТИКАЛЬНОЇ ПОЗИ ЛЮДИНИ (огляд літератури)

В. А. Колесніченко, К. М. Литвиненко, Ма Конг

Ідеальний поступальний баланс досягається при нейтральному положенні опорних зчленувань відносно лінії гравітації з: 1) мінімальною активацією периферичних пропріоцепторів і, відповідно, мінімальною коактивацією періартрикулярних м'язів; 2) активацією системи власної стабільності суглобів.

Фізіологічна зміна центрування сегментів тіла компенсується позиційними установками опорних зчленувань зі збереженням незмінного положення проекції загального центра мас на площину опори.

Ключові слова: руховий контроль, вертикальна поза, хребтово-тазовий баланс, параметри лінії гравітації.

Введение

Вертикальная поза человека в норме характеризуется гармоничным балансированием туловища над тазом с минимальными мышечными усилиями, что предполагает корреляцию между позвоночными и тазовыми параметрами позвоночно-тазового баланса, нормальную величину поясничного лордоза и прохождение проекции общего центра масс (ОЦМ) через люмбосакральный межпозвоночный промежуток [16, 48]. Неидеальные позиционные параметры вертикальной позы сопровождаются компенсаторной перестройкой звеньев кинематической цепи тела с позиционной активностью мышц туловища и нижних конечностей, расположенных вдоль оси гравитации [4, 5, 17]. Эргономичность вертикальной

позы в этих случаях зависит от биомеханической конкордантности (целесообразности) центрирования сегментов тела и обеспечивается сбалансированными механизмами двигательного контроля и, в частности, центральной и периферической нейро-мышечной регуляцией.

В классических работах по биомеханике типов стояния человека дана качественная характеристика оптимального расположения звеньев кинематической цепи. Получение количественных параметров вертикальной позы, изучение их взаимодействия при различных вариантах позвоночно-тазового баланса, выявление механизмов постурального контроля даст возможность регулировать неоптимальное расположение звеньев кинематической цепи тела человека относительно линии

гравитации, свойственное ортопедическим больным. Рецентрирование параметров позвоночно-тазового баланса и, соответственно, параметров вертикальной позы может достигаться путем применения селективной корригирующей кинезотерапии, а также программ лечебной гимнастики по совершенствованию мышечного контроля.

Цель информационного сообщения — определить современное состояние исследований в области двигательного контроля вертикальной позы.

Материалы и методы

Материалом информационного исследования были статьи в специализированных периодических изданиях и рефераты базы данных Национальной медицинской библиотеки США “Medline” за последние 30 лет. Использованы и более ранние публикации, не утратившие значения.

Результаты и их обсуждение

Ортоградное положение тела человека обеспечивается взаимодействием внешних (силы гравитации) и внутренних сил (реактивные силы мышечного сокращения), в результате которого ротационная размыкающая [4] сила тяжести трансформируется в силу, стабилизирующую опорные сочленения кинематической цепи тела человека наиболее экономичным способом.

Вертикальная поза регулируется механизмами постурального баланса и контроля [41], которые относятся к системе двигательного контроля [23]. В отличие от общепринятого взгляда на нисходящую иерархию в строении нервной системы двигательный контроль может рассматриваться скорее как последовательная иерархия, или параллельные системы контроля [23], с интеграцией всех уровней для обеспечения стабильной и координированной позы [33], оптимально взаимодействующей с окружающей средой и выполняющей различные двигательные задачи [23].

Проектирование плана движения, как и его исполнение, осуществляет центр, контролирующей позу (двигательная часть коры головного мозга), используя предыдущий опыт планирования и ощущение позиции тела [36]. Существует возможность перепрограммирования движения за счет прямых связей между корой головного мозга и вестибулярным аппаратом, что рассматривается как основа сохранения равновесия и позы [23].

Высшие центры двигательного контроля прогнозируют и максимально эффективно выполняют двигательную задачу с планированием мышечной активности, то есть активацией правильных мышц в правильное время для обеспечения правильного движения [10]. Так, в работах по изучению мышечной активности при быстрых движениях плечевого [27] и тазобедренного [26] суставов в ответ на визуальный стимул поясничные много-раздельные мышцы и поперечная мышца живота всегда сокращались первыми независимо от направления движения конечности. Похоже, что специфические паттерны мышечной активности различают требуемую позицию сустава и нагрузку на позвоночник [8]. Сокращение

локальных мышц обеспечивает защитное межсегментарное ужесточение позвоночника, а поверхностная глобальная мускулатура активируется для направленного ответа, который контролирует ориентацию позвоночника (генерируя вращательный момент движений позвоночника) и приложенные к нему внешние нагрузки [11, 38].

Сложные траектории движения, которые синтезирует система постурального баланса и контроля, вероятнее всего, являются комбинацией ограниченного числа стереотипных мышечных паттернов, а не вновь создаваемыми моделями мышечной активности для каждой конкретной двигательной задачи [28]. Изучение рецентрирования вертикальной позы у здоровых волонтеров при разной длине опорной поверхности в покое и во время внезапных дислокаций с разными временными интервалами выявило **два основных механизма** постуральной коррекции:

1) изменение расположения звеньев кинематической цепи тела относительно исходного положения проекции ОЦМ на площади опоры [28];

2) смещение линии гравитации относительно сегментов тела [38].

- *В первом случае* равновесие тела удерживается за счет активности мышц нижних конечностей с позиционными установками суставов, что позволяет сохранять фиксированное положение опорной поверхности тела. Последовательность активации периартикулярных мышц определяется, в том числе, предыдущим опытом планирования позы. При отработанных двигательных навыках и нормальной опорной поверхности внезапная дислокация тела активирует сокращение мышц голеностопного сустава, создавая мгновенный момент вращения, противоположный качательному движению тела, с незначительными силами передне-заднего сдвига — **стратегия голеностопного сустава** [28].

Внезапная дислокация тела с нормальной или укороченной опорной поверхностью при отсутствии двигательного опыта активирует стратегию тазобедренного сустава [28]. В этом случае первично сокращаются мышцы области тазобедренного сустава, создавая значительный момент вращения, который, вследствие небольшой антифазной ротации в голеностопном суставе, генерирует на уровне тазобедренного сустава существенные корригирующие силы сдвига.

После достаточно продолжительного двигательного обучения во время дислокаций на разной опорной поверхности с разными временными интервалами используются различные комбинации этих двух стереотипных паттернов мышечной активности [28].

- *Во втором случае* механизм постурального рецентрирования используется при слишком короткой длине площади опоры или слишком быстром достижении предела опоры во время дислокации. Равновесие сохраняется за счет перемещения вектора гравитации без существенного изменения взаимного расположения звеньев кинематической цепи тела — **стратегия перешагивания, или спотыкания** [38].

Когда план позы спроектирован, он подается как сигнал из контролирующего центра по эфферентному механизму связи к центру, ответственному за исполнение,

для активации мышц, продуцирующих движение. Эфферентный сигнал является независимым [31] и использует знания динамики мышечно-скелетной системы и ее положение в пространстве [46]. При этом включаются сигналы, способные предвидеть возмущения в системе контроля позы во время локомоций [9].

Как только движение стартовало, оно обеспечивается афферентной обратной связью, механизмы которой включают рецепторы, информирующие о форме и состоянии мышц, то есть об их длине, мгновенном натяжении и степени изменения длины и натяжения [41]. Скорость афферентного сигнала регулируется центром сравнения (мозжечком) и зависит от степени обработки движения. При совершенствовании двигательных навыков афферентный сигнал ускоряется, что, в свою очередь, влияет на скорость планирования сигнала обратной связи контролирующим центром, то есть происходит двигательное обучение [29].

Нейро-мышечный двигательный контроль обеспечивают действующие почти на подсознательном уровне сенсорные рецепторы — мышечные веретена, определяющие размер и изменения в длине мышцы, и сухожильные тельца Гольджи, определяющие степень и величину изменения натяжения мышцы. С ними связаны защитные спинальные рефлексы — рефлекс растяжения и сухожильный рефлекс, или обратный рефлекс растяжения, которые рассматриваются как приоритетные в постуральном контроле [32]. Рефлекс растяжения, активируясь растяжением мышцы, уменьшает длину мышечных веретен и снижает их активность [14]. Противодействуя чрезмерному удлинению мышц, он улучшает их эластические свойства и выполняет функцию амортизации, предупреждая некоторые типы осцилляций и гиперкинезов при движениях тела [24].

Сигнал из контролирующего центра о начале движения коактивирует системы α - и γ -мотонейронов, вызывая одновременное сокращение интра- и экстрафузальных миофибрилл. Синхронность сокращения и по амплитуде обеспечивает неизменную степень стимуляции мышечных веретен с сохранением их восприимчивости к нагрузкам независимо от изменений длины мышцы.

Сухожильный рефлекс контролирует тонус мышц путем аутогенного ингибирования. При достижении порога напряжения, обусловленного активным сокращением, сухожильные рецепторы разряжаются, затормаживая сокращение и расслабляя активную мышцу-агонист, а также деполяризуют α -мотонейроны антагониста, способствуя его сокращению [42].

Миотические рефлексы растяжения — основа механизмов реципрокной иннервации и коактивации агонистов и антагонистов, координирующих мышечную активность, что обеспечивает плавность и точность движений сустава [42] и ужесточает его стабилизацию [18].

Периферический проприорецептивный и кинестетический контроль может быть также связан с тельцами Паччини и Руффини, расположенными в капсулах поясничных дугоотростчатых суставов [3], и глубокими волокнами поясничных многораздельных мышц [13], имеющих обильную сегментарную иннервацию мышечных веретен [25].

Двигательный контроль обеспечивается, помимо нейро-мышечной, и другими типами обратной связи с активацией периферических визуальных, вестибулярных рецепторов, а также тензорецепторов на опорной поверхности тела [33].

Биомеханические особенности вертикальной позы человека в классических исследованиях *Брауне и Фишера*, 1927 (цит. по Л.П. Николаеву, 1947 [5]), рассматриваются при **трех типах стояния** — нормальном (или антропометрическом), удобном (или естественном) и военном.

- *Нормальный тип* стояния характеризуется тем, что расположение парциальных центров тяжести сегментов тела (кроме стоп) и центров вращения его главных суставов (плечевой, тазобедренный, коленный и голеностопный) совпадает с линией гравитации в сагиттальной плоскости. Равновесие тела человека сохраняется без напряжения связочного аппарата и теоретически без напряжения мышц за счет уравнивания сил, действующих на опорные сочленения (кроме голеностопного сустава). Для стабилизации последнего супрапедальный центр тяжести смещается кзади, так как устойчивое положение голеностопного сустава достигается при расположении проекции ОЦМ на 4 см кпереди от центра сустава. Таким образом, фиксация сустава сопровождается постоянной позиционной работой *m. triceps surae*, нейтрализующей действие силы тяжести. Вследствие этого данный тип стояния является не только неэргономичным, но и малоустойчивым, так как сила, приложенная к телу в дорсальном направлении, легко вызывает его падение [5].

- *Военный тип* стояния отличается смещением линии гравитации кпереди от центров вращения суставов и также требует постоянного сокращения мускулатуры, преимущественно антигравитационной, что приводит к достаточно быстрому ее утомлению [5].

- Наименее энергозатратным является *удобный тип* стояния, при котором проекция ОЦМ располагается кзади от плечевого и коленного суставов и кпереди от тазобедренного сустава. Эти суставы нижних конечностей замыкаются преимущественно пассивным способом за счет синергичного действия напряженных связок и тонически сокращенных околоуставных мышц [5]. По мнению других авторов, стабилизация этих суставов может быть только активно-пассивной, с участием позиционной работы мышц [2, 4], благодаря которой достигается гашение избыточных степеней свободы [4] и перевод ротационных сил тяжести в “силы сцепления” [15], фиксирующие опорные сочленения.

Учитывая эргономичность удобного типа стояния, эта вертикальная поза является исходной для изучения параметров постурального баланса и контроля. Таким образом, вертикальная поза, биомеханически и эргономически идеальная, подразумевает физиологические изгибы позвоночника, нормальные значения параметров позвоночно-тазового баланса, нейтральное положение главных суставов нижних конечностей. Постуральная мышечная работа является минимально энергозатратной, так как обеспечивается мышечной коактивацией, составляющей около 10% максимального свободного мышечного сокращения [10]. Тоническое сокращение

мышц требует незначительной стимуляции с окологорговым раздражением, поддерживаемым при незначительных (до 5 в сек.) ритмах сокращения [3].

Позиционная активность периапартулярных мышц, по данным электромиографии, возрастает в дистальном направлении — наиболее выражена у мышц области голеностопного сустава (передней большеберцовой, длинной малоберцовой и особенно икроножной), в меньшей степени — в мускулатуре коленного, еще меньше — тазобедренного суставов [2].

Количественные параметры баланса вертикальной позы определяют центрирование опорных сочленений, взаимодействие парциальных сил тяжести и нейтрализующих их реактивных сил, а также характеристики проекции ОЦМ на площадь опоры.

Параметры сагиттального позвоночно-тазового баланса вертикальной позы изучены G. Duval-Beaupure et al., 1992 [16], при барицентриметрических исследованиях. Авторы выделили константный параметр — PI (отклонение таза от вертикали), а также позиционные параметры:

- 1) позвоночные:
 - а) грудной кифоз — ТК;
 - б) поясничный лордоз — GLL;
 - в) сагиттальный наклон позвоночника — SL (позиция туловища над нижними конечностями);
- 2) тазовые:
 - а) наклон крестца — SS;
 - б) скошеность крестца — OS;
 - в) наклон таза к горизонтали — PT.

Величина PI, постоянная для данного субъекта, определяет другие тазовые параметры и играет основную роль в регуляции сагиттального центрирования позвоночника [39, 48]. Расположение парциальных центров тяжести торса на “линии баланса” удерживает изгибы позвоночника в физиологических пределах и существенно снижает действие сил гравитации, разгружая паравертебральную мускулатуру. Супралюмбальный центр тяжести смещен кзади от проекции ОЦМ [4]; супрасакральный центр тяжести располагается на уровне середины тела Th₉, позвонка кпереди от линии гравитации [4, 16], а его вертикаль проходит через диск L₅-S₁ [4, 21, 34, 45, 48]. За счет этого, а также того, что наклон краниальной поверхности S₁ позвонка компенсируется разницей в высоте переднего и заднего краев пояснично-крестцового диска, вся вышерасположенная часть туловища не балансирует на крестце во время стояния, а достаточно устойчиво фиксируется каспально-связочным аппаратом сегмента L₅-S₁ и тоническим действием паравертебральной мускулатуры [4].

Упрощенно идеальный сагиттальный люмбосакральный баланс, по мнению P. Tropiano et al. [48], представляет собой соответствие “баланса туловища” (сагиттальный наклон позвоночника, SL — 11±3° [16]) и “баланса таза” (наклон таза к горизонтали, PT — 12±6° [16]).

Наличие физиологических изгибов позвоночника улучшает его рессорную функцию и способствует эргономичности вертикальной позы [34].

Дополнительная экономия поструральной мышечной работы может быть связана с наличием собственной

мышечно-скелетной стабильности позвоночного столба [3, 49], которая обеспечивается антигравитационным действием мышц, а также собственными свойствами мышц и связок и не нуждается в нейроконтроле. Нелинейные механические свойства мышц, в частности, зависимость длины мышцы и скорости ее сокращения от величины приложенной силы, позволяют удерживать равновесия при минимальной величине физиологической площади поперечного сечения (ФП ПС) мышц. При смоделированной физиологической величине поясничного лордоза состояние равновесия сохраняется при ФП ПС локальных (короткосегментарных) мышц в 3 раза меньше, чем при смоделированном отсутствии кривизны позвоночного столба [44]. Смоделированная ФП ПС глобальных (длинносегментарных) мышц существенно больше при всех конфигурациях лордоза, так как для достижения собственной стабильности позвоночника необходимо их билатеральное синергичное сокращение [49]. Однако при физиологическом лордозе величина ФП ПС глобальных мышц минимальная: за счет меньшего плеча рычага локальные мышцы, сокращаясь, в первую очередь, обеспечивают требуемую стабильность позвоночника, так что необходимость в коактивации глобальных мышц отпадает [44]. В этих условиях, при расположении дугоотростчатых суставов люмбосакрального сегмента наиболее близко к вектору гравитации, мгновенные моменты вращения локальных мышц минимальны.

Усиливают систему собственной стабилизации позвоночника эластические свойства связок и межпозвоночных дисков: ФП ПС паравертебральных мышц, необходимая для сохранения равновесия, уменьшается вдвое в мышечно-связочной модели поясничного отдела позвоночника [44].

Дополнительным аргументом в пользу своей гипотезы H. Wagner, R. Blickhan, 1999 [49], считают отсроченность нейро-мышечных рефлексов двигательного контроля, которые действуют с задержкой до 100 мс после дислокации сегментов тела и, вследствие электромеханических процессов, задерживают активацию сил, генерируемых мышцами, также на 50–100 мс [19, 28]. Сохранение равновесия в условиях постоянной лабильности позиции тела (например, вследствие дыхательных движений грудной клетки, качательных движений тела) с запаздывающим поструральным контролем без системы собственной стабильности позвоночника представляется проблематичным.

Система самостабилизации существует и в тазовом кольце, однако единого мнения о ее механизмах не достигнуто. Согласно классическим представлениям, стабильность тазового кольца, как римской каменной арки, где крестец — “ключевой камень”, определяется силами сжатия, в которые трансформируются силы гравитации [22]. Позиция крестца и, соответственно, позиция таза определяется взаимодействием первичных гравитационных и вторичных реактивных нагрузок. Первичные нагрузки — вес вышерасположенной (супрасакральной) части тела, действуя на мыс крестца, вызывают переднюю ротацию крестца с центром вращения на S₁ и натяжение задней части капсулы крестцово-подвздошных сочленений, крестцово-остистой и крестцово-бугорной

связок. Реактивные силы вторичных нагрузок ротируют крестец кзади с центром вращения на S_3 и натяжением передней части капсулы крестцово-подвздошных сочленений и вентральных связок. При идеальных параметрах позвоночно-тазового баланса создается динамическое, сбалансированное натяжение связок таза. **Лигаментарная стабильность таза** поддерживается **тремя мышечными спиралями**:

1) длиннейшей — нижние паравертебральные мышцы; глубокий листок грудопоясничной фасции; крестцово-бугорная связка, соединяющаяся с длинной головкой двуглавой мышцы бедра;

2) задней косою — широчайшая мышца спины и большая ягодичная мышца;

3) передней косою — наружная и внутренняя косые, а также поперечная мышца живота.

Мышечно-связочные силы натяжения формируют “силы закрытия” крестцово-подвздошных сочленений по типу интактного механизма собственного корсета [15].

Учитывая, что концепция стабильности арки срабатывает только при бипедальном стоянии, а в одноопорную фазу “арка” становится консолью с другими механизмами нагружения, предложена другая теория собственной стабильности тазового кольца. Она основана на концепции “работоспособного напряжения” (tensigrity) системы таза [20]. Элементы тазового кольца фиксируются за счет: напряженной цепи мягких тканей, которая включает связки таза и растягивается во всех направлениях системой фасций [30], и компрессионной цепи костей. Крестец, подвешенный в этой цепи натяжения, жестко стабилизирован и не нуждается в гравитации [35].

В обоих механизмах собственной стабильности таза крестец является ключевым звеном. Логично, что в исследованиях последних лет ключевой параметр позвоночно-тазового баланса, определяющий центрирование сегментов тела, — это наклон крестца SS , коррелирующий с трансляцией таза PI . Крестец, как интегративная часть таза, составляет “неискажаемую часть” изгибов позвоночника, а его позиция определяет в процессе роста формирование сагиттального контура части тела, расположенной над тазобедренными суставами [47].

Положение крестца относительно линии гравитации в норме достаточно жестко детерминировано. На спондилограммах в боковой проекции в положении стоя расстояние SVA от свинцового отвеса, визуализирующего проекцию ОЦМ, до задне-верхнего угла S_1 не превышает 0,5 см ($SD \pm 2,5$ см) [40]. Особенности сагиттального контура позвоночника и таза как раз и определяет величина вариативного отклонения SVA .

По данным *V. Lafage et al.*, 2008 [34]:

- *задняя сагиттальная позиция крестца* ($SVA < -2,5$ см; линия свинцового отвеса проходит позади крестца) сочетается с уменьшенным наклоном таза к вертикали PI (в среднем 48°) и к горизонтали PT с антеверсией таза до 10° и достоверно уменьшенным ($p < 0,001$) сагиттальным наклоном туловища;

- *для нейтральной позиции* ($-2,5 \text{ см} \leq SVA \leq 2,5$ см; линия свинцового отвеса располагается на крестце) характерны средние значения этих параметров ($PI = 52^\circ$; $PT = 16^\circ$);

- *передняя сагиттальная позиция крестца* ($SVA > 2,5$ см; линия свинцового отвеса — перед крестцом) наблюдается при увеличении PI до 56° ; PT — до 21° и достоверно увеличенным ($p < 0,001$) сагиттальным наклоном туловища.

Авторами фактически количественно описаны **три основных типа осанки** — с уплощенными изгибами и вертикализацией крестца; с физиологическими изгибами и лордотическая с горизонтализацией крестца.

С возрастом сагиттальный контур тела изменяется, что вызвано инволютивными процессами в опорно-двигательном аппарате и, в частности, утратой мышечной массы со снижением силы и выносливости мышц [7]. Однако, положение проекции ОЦМ на площади опоры остается практически неизменным [2, 4, 21, 45], что предполагает изменение расположения звеньев кинематической цепи тела относительно линии гравитации.

Позиционные параметры позвоночно-тазового баланса с возрастом смещаются относительно линии гравитации: позвоночные — кпереди, тазовые — кзади. Увеличивается грудной кифоз ($p < 0,02$) с увеличением сагиттальной инклинации супралюмбальной части тела ($p < 0,005$), сглаживается поясничный лордоз ($p < 0,05$), увеличивается ретроверсия таза с вертикализацией крестца [8, 21]. Сформировавшаяся флексионная установка супрафemorальной части тела наиболее целесообразно компенсируется разгибательными установками суставов нижних конечностей, что способствует перераспределению антигравитационных мышечных усилий с увеличением позиционной работы мускулатуры нижних конечностей и разгрузкой мышц-разгибателей позвоночника.

Аналогичное перераспределение мышечной нагрузки происходит в норме и при смещении центра тяжести кпереди. Так, у беременных, а также лиц с ожирением сглаживается (а не углубляется) поясничный лордоз с компенсаторным увеличением подошвенной флексии в голеностопном суставе практически без смещения проекции ОЦМ на площади опоры [5]. Однако при пояснично-тазовой боли у беременных происходит дискордантное (биомеханически нецелесообразное) центрирование сегментов тела с увеличением нагружения и поясничного отдела позвоночника и нижних конечностей вследствие углубления поясничного лордоза с избыточной тыльной флексией голеностопного сустава и достоверного ($p < 0,001$) смещения проекции ОЦМ на площади опоры [6].

Биомеханически и эргономически идеальная вертикальная поза предполагает нейтральное положение суставов нижних конечностей. Увеличение пассивного компонента в механизмах их стабилизации происходит благодаря анатомическим особенностям строения самих суставов (например, ломаная ось вращения коленного сустава вследствие незначительного угла, не более 13° , между осями каждого из мышечков; спиральная форма суставной поверхности мышечков, а также укрепление капсулы сустава сухожилиями мышц-антагонистов ограничивают движения в суставе [1]).

Головки бедер располагаются впереди вертикали супрафemorального центра тяжести [4, 8, 16, 21, 39, 45, 48], что обеспечивает простой и экономичный

пассивно-активный способ замыкания тазобедренных суставов за счет натяжения подвздошно-бедренной связки и активности мышц-сгибателей. Работа мышц, в зависимости от величины угла разгибания сустава, носит характер тонического сокращения или пассивной инсufficiентности (Н.В. Краузе; цит. по Г.С. Козыреву, 1962 [4]).

При совпадении центров вращения обоих тазобедренных суставов с линией гравитации сустава стабилизируются наиболее экономичным способом — тоническим сокращением периартикулярных мышц [4]. В этом случае требуется совершенство механизмов двигательного контроля для тонкой регуляции устойчивого балансирования супрафemorальной части тела на шаровидных головках бедренных костей при постоянной лабильности позиции тела.

Коленные суставы фиксируются почти пассивно натяжением связочного аппарата и некоторым тоническим сокращением мышц-сгибателей, которые регулируют нагрузку связок при позиционных колебаниях центра тяжести [4].

Голеностопный сустав всегда стабилизируется активно вследствие постоянной тыльной и подошвенной флексии сустава. Изменение положения голеностопного сустава связано с периодической импульсацией икроножной и, видимо, других мышц [2], что рассматривается как проявление рефлекторной саморегуляции равновесия тела в вертикальном положении [2, 3].

Интермиттирующий характер постуральной активности икроножной мышцы может быть связан с активацией низкопороговых суставных механорецепторов I и II типа [37], которые обеспечивают постуральные и кинестетические ощущения, содействуя регуляции позиционного мышечного тонуса [12]. Это подтверждают данные *L. Sorensen et al.*, 2002 [43], об активации мышечных веретен при изменении положения нижних конечностей во время двигательных задач с использованием механической вибрации. Регуляция давления на опорной поверхности стопы [33], по-видимому, также влияет на периодический характер активности икроножной мышцы.

Сокращение икроножной мышцы сообщает линейное ускорение телу в дорсальном направлении с продолжением движения по инерции. Колебание тела изменяет величину моментов сил, действующих на опорные сочленения, в связи с чем изменяется и величина моментов мышечных сил, противодействующих отклонению, с увеличением активности мышц перонеальной группы [2], и тело начинает движение в обратном (вентральном) направлении, также с избыточным отклонением в силу инерции и активацией мышц задней группы. Так происходят качательные движения тела в сагиттальной плоскости, совершаясь, по данным кефалометрии, с амплитудой до 4 см и частотой порядка 6 колебаний в минуту [4]. Качательные движения тела с периодической активностью мышечных групп — антагонистов минимизируют мышечные усилия, направленные на удержание вертикальной позы. При увеличении силы мышц-разгибателей туловища амплитуда колебаний тела уменьшается; с возрастом раскачивание тела становится более размашистым [2].

Выводы

1. Биомеханическая и эргономическая целесообразность вертикальной позы человека достигается оптимальным расположением звеньев кинематической цепи относительно линии гравитации, что обеспечивает минимальную активацию периферических проприоцепторов и, соответственно, минимальную коактивацию периартикулярных мышц, стабилизирующих опорные сочленения. В механизмах позиционного замыкания последних, помимо нейро-мышечного контроля, участвуют системы собственной стабильности, которые поддерживаются эластическими свойствами активных и пассивных элементов и антигравитационным действием мускулатуры. Физиологическое изменение центрирования сегментов тела компенсируется позиционными установками в суставах нижних конечностей с перераспределением постуральной работы — увеличением активности мышц нижних конечностей и разгрузкой verteбральной мускулатуры. Положение проекции ОЦМ на площади опоры при этом остается практически неизменным.

2. Параметры двигательного контроля вертикальной позы существенно изменяются при verteбральной боли, причем до настоящего времени не установлено, является ли боль каузативным фактором, вызывающим изменение двигательных стереотипов, или же боль — следствие нарушения нейро-мышечного контроля движений. В любом случае страдают системы собственной стабильности позвоночника и таза, изменяется последовательность включения мышц при локомоциях, закрепляются анталгические установки сегментов тела, что в ряде случаев приводит к пролонгированию болевых синдромов с появлением новых очагов ирритации и прогрессированием болезни. Воздействие на любой параметр двигательного контроля, в частности, средствами кинезотерапии, вызывает уменьшение интенсивности verteбральной боли, однако особенности саногенетических механизмов, их влияние на рецентрирование параметров вертикальной позы и восстановление ее эргономичности не изучены. Одним из перспективных направлений в изучении двигательного контроля представляется также регуляция позиционных параметров позвоночно-тазового баланса средствами мышечно-скелетной терапии с достижением биомеханически и эргономически оптимальной вертикальной позы.

Литература

1. *Воробьев В. П.* Анатомия человека. В 2 т. / *В. П. Воробьев.* — М. : Гос. мед. изд-во, 1932. — Т. 1. — 1932. — С. 562–564.
2. *Гурфинкель В. С.* Регуляция позы человека / *Гурфинкель В. С., Коц Я. М., Шик М. Л.* — М. : Наука, 1965. — С. 7–27.
3. *Гурфинкель В. С.* Скелетная мышца — структура и функция / *В. С. Гурфинкель, Ю. С. Левик.* — М. : Наука, 1985. — С. 18–25.
4. *Козырев Г. С.* Центр тяжести человека в норме и при некоторых заболеваниях опорно-двигательного аппарата : автореф. дис. на соискание уч. степени доктора биол. наук / *Г. С. Козырев.* — Харьков, 1962. — 25 с.

5. Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии и травматологии и протезированию. В 2 ч. / Л.П. Николаев. — К.: Гос. мед. изд-во УССР, 1947. — Ч. 1. — 308 с.
6. Прогнозирование развития и течения позвоночно-тазовой боли при беременности / Продан А.И., Беренов К.В., Стауде В.А. [и др.] // Медицина и ... — 2009. — № 4. — С. 23–29.
7. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles / Faulkner J., Larkin L., Claffin D. [et al.] // Clin. Exp. Pharmacol. Physiol. — 2007. — Vol. 34. — P. 1091–1096.
8. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers / Gelb D.E., Lenke L.G., Bridwell K.H. [et al.] // Spine. — 1995. — Vol. 20. — P. 1351–1358.
9. Aruin A. Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing / Aruin A., Ota T., Latash M. // J. Electromyogr. Kinesiol. — 2001. — Vol. 11. — P. 39–51.
10. Barr K. Lumbar stabilization. Core concepts and current literature / Barr K., Griggs M., Cadby T. // Am. J. Phys. Med. Rehabil. — 2005. — Vol. 84. — P. 473–480.
11. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering / A. Bergmark // Acta Orthop. Scand. (Suppl.). — 1989. — Vol. 230. — P. 1–54.
12. Bistevins R. Structure and ultra-structure of mechanoreceptors at the human musculotendinous junction / R. Bistevins, E. Awad // Arch. Phys. Med. Rehab. — 1981. — Vol. 62. — P. 74–83.
13. Bogduk N. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum / N. Bogduk. — Edinburgh: Churchill Livingstone. — 1997. — P. 116–119.
14. De Vries H. Prevention of muscular distress after exercise / H. de Vries // Res. Quarterly. — 1961. — Vol. 32. — P. 177–185.
15. DonTigny R.L. Sacroiliac 101: form and function — a biomechanical study / R.L. DonTigny // J. Prolotherapy. — 2011. — Vol. 3. — P. 561–567.
16. Duval-Beaupere G. A barycentremetric study of the sagittal shape of the spine and pelvis / Duval-Beaupere G., Schmidt C., Cosson P. // Ann. Biomech. Eng. — 1992. — Vol. 20. — P. 451–462.
17. Dynamic sagittal imbalance of the spine in degenerative flat back. Significance of pelvic tilt in surgical treatment / Choon-Sung L., Choon-Ki L., Yung-Tae K. [et al.] // Spine. — 2001. — Vol. 26. — P. 2029–2035.
18. Enoka R. Neuromechanical basis of kinesiology / R. Enoka // Human Kinetics Publishers / T. Everett (eds). — Champaign, 1988. — P. 84–85.
19. Franklin T. Role of reflex gain and reflex delay in spinal stability. A dynamic simulation / T. Franklin, K. Granata // J. Biomech. — 2007. — Vol. 40. — P. 1762–1767.
20. Fuller R.B. Synergetics / R.B. Fuller. — New York: McMillan, 1975. — P. 314–331.
21. Gravity line analysis in adult volunteers. Age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters and foot position / Schwab F., Lafage V., Boyce R. [et al.] // Spine. — 2005. — Vol. 31. — P. E959–E967.
22. Gunterberg B. Effects of major resection of the sacrum. Clinical studies on urogenital and anorectal function and a biomechanical study on pelvic strength / B. Gunterberg // Acta Orthop. Scand. (Suppl.). — 1976. — Vol. 162. — P. 1–38.
23. Haas B. Motor control / B. Haas: Human Moment // Human Kinetics Publishers / T. Everett (eds). — Champaign, 2010. — P. 49–58.
24. Hall J. Guyton & Hall Physiology Review / J. Hall. — Philadelphia: WB Saunders, 2005. — P. 136–139.
25. Hides J. Paraspinal mechanism and support of the lumbar spine / J. Hides // In: C. Richardson (ed.) Therapeutic Exercise for Lumbo-pelvic Stabilization. — Edinburgh: Churchill Livingstone, 2004. — P. 59–74.
26. Hodges P.W. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb / P.W. Hodges, C.A. Richardson // Phys. Therapy. — 1997. — Vol. 77. — P. 132–142.
27. Hodges P.W. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis / P.W. Hodges, C.A. Richardson // Spine. — 1996. — Vol. 21. — P. 2640–2650.
28. Horak F.B. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations / F.B. Horak, L.M. Nashner // J. Neurophysiol. — 1986. — Vol. 55. — P. 1369–1381.
29. Houk J. Models of the cerebellum and motor learning / Houk J., Buckingham J., Barto A. // Behavioral and Brain Sciences. — 1996. — Vol. 19. — P. 368–383.
30. Huijing P. Muscular force transmission: a unified, dual or multiple system? A review and some explorative experimental results / P. Huijing // Arch. Physiol. Biochem. — 1999. — Vol. 107. — P. 292–311.
31. Iatash M.L. Neurophysiological Basis of Movement / M.L. Iatash. — Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008. — P. 235–239.
32. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? / Bloem B., Allum J., Carpenter M. [et al.] // Experimental Brain Research. — 2002. — Vol. 130. — P. 375–391.
33. Kandel E. Principles of Neural Science / Kandel E., Schwartz J., Jessell T. — New York: McGraw-Hill, 2000. — P. 518–522.
34. Langrana N. Isokinetic evaluation muscles / N. Langrana, C. Lee // Spine. — 1984. — Vol. 9. — P. 171–175.
35. Levin S.M. A suspensory system for the sacrum in pelvic mechanics: biotensigrity / S.M. Levin // In: Vleeming A., Mooney V., Stoekart R. (eds): Movement Stability & Lumbopelvic pain: Integration of research and Therapy. — Ch. 15. — 2 edition. — Edinburgh: Churchill Livingstone, 2009. — P. 229–238.
36. Massion J. Postural control system / J. Massion // Curr. Opin. Neurobiol. — 1994. — Vol. 4. — P. 877–887.
37. Moore J. The Golgi tendon organ: a review and update / J. Moore // Am. J. Occupat. Therapy. — 1984. — Vol. 38. — P. 227–236.
38. Nashner L.M. Phase-dependent organization of postural adjustments associated with arm movements while walking / L.M. Nashner, H. Forssberg // J. Neurophysiol. — 1986. — Vol. 55. — P. 1382–1394.
39. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves / Legaye J., Duval-Beaupere G., Hecquet J. [et al.] // Eur. Spine J. — 1998. — Vol. 7. — P. 99–103.
40. Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis / Jackson R.P., Phipps T., Hales C. [et al.] // Spine. — 2003. — Vol. 28. — P. 151–160.
41. Shumway-Cook A. Motor Control — Translating Research into Clinical Practice / A. Shumway-Cook, M. Woollacott. — Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. — P. 228–231.
42. Solomonov M. Neural reflex arcs and muscle control of knee stability and motion / M. Solomonov, R. D'Ambrósia // Ligament and extensor mechanism injuries of the knee / Ed. by W.N. Scott. — St. Louis: Mosby — Year Book, 1991. — P. 389–400.
43. Sorensen L. The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion / Sorensen L., Hollands A., Patla E. // Experimental Brain Research. — 2002. — Vol. 143. — P. 24–34.
44. Spinal lordosis optimize the requirements for a stable erect posture / Wagner H., Liebetau A., Schinowski D. [et al.] // Theoretical biology and medical modeling. — 2012. — Vol. 9. — P. 3–15.

45. Standing balance and sagittal plane spinal deformity. Analysis of spinopelvic and gravity line parameters / Lafage V., Schwab F., Skalli W. [et al.] // Spine. — 2008. — Vol. 33. — P. 1572–1578.
46. Stroeve S. Analysis of the role of proprioceptive information during arm movements using a model of the human arm / S. Stroeve // Motor Control. — 1999. — Vol. 3, № 2. — P. 158–185.
47. The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants, and spondylolisthesis patients / Marty C., Boisaubert B., Descamps H. [et al.] // Eur. Spine J. — 2002. — Vol. 11. — P. 119–125.
48. Tropiano P. Sagittal lumbar spinal balance : A method of measurement / Tropiano P., Bronsard J.J., Kaech D. L. // Spinal restabilization procedures / Ed. by D. L. Kaech, J. R. Jinkins. — Ch.7. — Philadelphia : Elsevier Science B.V., 2002. — P. 83–93.
49. Wagner H. Stabilizing function of skeletal muscles. An analytical investigation / H. Wagner, R. Blickban // J. Theor. Biol. — 1999. — Vol 199. — P. 163–179.

УДК 616.717.56-001.5-089.84

ЛІКУВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ЛІКТЬОВОГО ВІДРОСТКА: СУЧАСНИЙ СТАН ПРОБЛЕМИ (огляд літератури)

П. М. Жук¹, Є. А. Філоненко¹, Д. І. Гребенюк¹, В. П. Мазур²

¹Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова, Україна

²Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги, Україна

TREATMENT OF TIP OF THE ELBOW: MODERN STATE OF THE PROBLEM (review of literature)

P. M. Zhuk, E. A. Filonenko, D. I. Grebenyuk, V. P. Mazur

Modern approaches to diagnostic and medical tactics of tip of the elbow fractures have been presented. And what is more possible complications of mentioned fractures including their ways of prophylaxis and treatment have been considered.

Key words: fractures of tip of the elbow, classification, metalosteosynthesis, contracture.

ЛЕЧЕНИЕ ПЕРЕЛОМОВ ЛОКТЕВОГО ОТРОСТКА: СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ (обзор литературы)

П. М. Жук, Е. А. Филоненко, Д. И. Гребенюк, В. П. Мазур

Представлены современные подходы к диагностической и лечебной тактике переломов локтевого отростка локтевой кости. Также рассмотрены возможные осложнения указанных переломов, пути их профилактики и лечения.

Ключевые слова: переломы локтевого отростка, классификация, металлоостеосинтез, контрактура.

Переломи ліктювого відростка є актуальною проблемою сучасної травматології. Підшкірне розташування ліктювого відростка створює передумови для його частого травмування. Ізольовані переломи становлять близько 10% переломів ліктювого суглоба й зустрічаються з частотою 1,08 на 10 тис. населення в рік, зазначені переломи становлять 7% від усіх переломів, 38% є ізольованими, решта — у складі політравми.

Основною віковою групою травмованих є люди молодого та середнього віку. У переважній більшості випадків механізмом травми є падіння з висоти менше 2 м, безпосередній удар у ділянку ліктювого

відростка та форсоване розгинання передпліччя [3–6, 10, 12, 22].

Вінцевий та ліктювий відростки ліктювої кістки створюють півмісяцеву суглобову поверхню, яка разом з блоком плечової кістки забезпечують згинання та розгинання передпліччя. Лінія, що з'єднує середні точки вінцевого та ліктювого відростків, ділить блок плечової кістки навпіл. Це важливо враховувати при репозиції уламків, недотримання вказаного принципу призводить до обмеження обсягу рухів у суглобі. У дітей точка осифікації формується у віці 9–10 років і закривається у 14 років [2–7, 9, 10, 12, 18, 19, 22, 25, 28, 29].