



ПРИСПОСОБИТЕЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ВОЗМУЩАЮЩИХ ФАКТОРОВ

В.П. Михайлов

Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии

Цель исследования. Выявить диапазон отклонений оси тела, за пределами которого определяется постуральный дисбаланс.

Материалы и методы. Проведено исследование статической составляющей по данным компьютерной оптической топографии и ЭМГ у 25 человек, не имеющих патологии со стороны позвоночника и болевых синдромов в анамнезе. Искусственно создан возмущающий фактор в виде косоугольного таза за счет постепенного удлинения нижней конечности. С этой целью дискретно под каждую ногу помещался косок толщиной от 1 до 3 см.

Результаты. С коском в 1 см отклонения оси тела достоверно не отличались от ее положения без коска, колебания амплитуды интерференционной кривой сохранили синусоидальный характер с увеличением периода, то есть этот возмущающий фактор компенсировался адаптивными возможностями организма. С коском в 2 см отклонения оси тела тоже достоверно не отличались от ее положения без коска, то есть действие и этого возмущающего фактора устранялось компенсаторными механизмами организма; колебания амплитуды интерференционной кривой не увеличились, регистрируемая синхронизация сохранилась. С коском в 3 см отклонения оси тела достоверно отличались от ее положения без коска во фронтальной и горизонтальной плоскостях при переносе веса тела на обе ноги, в сагиттальной — при переносе веса на правую ногу.

Заключение. Косок в 2 см — тот максимально допустимый возмущающий фактор, который оптимально функционирующий организм может устранить самостоятельно. Эта функциональная нагрузка поможет заблаговременно выявить скрытую недостаточность компенсаторных механизмов и позволит врачу правильно организовать лечебно-профилактические мероприятия.

Ключевые слова: позвоночник, постуральный баланс, компенсаторные механизмы.

SPINE ADAPTIVE ABILITIES
UNDER DISTURBING FACTOR IMPACT
V.P. Mikhailov

Objective. To define the range of body axis deviations outside of which a postural imbalance is determined.

Materials and methods. Static constituents in 25 individuals without spine pathology and pain syndrome in the previous history were studied according to data of computer optical topography and electromyography. Artificial disturbing factor in the form of the oblique pelvis was created at the expense of gradual extremity lengthening. For this purpose discrete supports with a step of 1 cm were placed in turn under each leg.

Results. Body axis oscillations with supports of 1 cm and 2 cm did not differ reliably from those without support, oscillations of interferential curve amplitude preserved their sinusoidal character with period enlargement, in other words this disturbing factor was compensated by the adaptive abilities of the organism. Body axis oscillations with a support of 3 cm reliably differed from those without support: in frontal and horizontal planes when body weight transferred to both legs and in sagittal plane when body weight transferred to the right leg.

Conclusion. Support of 2 cm is a maximum allowable disturbing factor, which organism can eliminate independently. This functional load can help to reveal in due time a latent deficiency of compensating mechanism and to organize correct treatment-and-preventive measures.

Key words: spine, postural balance, compensating mechanism.

Позвоночник человека является сложной биомеханической системой и представляет собой многосегментарную конструкцию с большим количеством степеней свободы,

что обеспечивает поддержание вертикального положения тела и координированные движения за счет управляемого состояния сухожильно-мышечного аппарата.

Любая пара смежных позвонков может быть представлена кинематической парой, включенной в единую систему позвоночника. Позвоночник обладает сложными статическими

и локомоторными функциями [5, 10]. Так, при вертикальном положении на него приходится основная нагрузка за счет гравитационных сил. Позвоночник выполняет переднезадние, боковые наклоны и ротацию. Каждый отдел позвоночника в зависимости от строения по-разному выполняет эти функции. В частности, в поясничном отделе максимальный объем движений имеется только в сагиттальной плоскости. В грудном отделе движения ограничено возможны во всех плоскостях, в шейном – максимум в горизонтальной плоскости – вращение.

Особенностью поясничного отдела позвоночника является то, что наличие более выраженного лордоза и большей высоты межпозвонкового диска способствует смещению проекции центра тяжести тела к задним структурам позвонка, суставным отросткам [11].

В отношении роли суставно-связочных элементов в процессе удержания тела в вертикальном положении мнения авторов неоднозначны. В.С. Гурфинкель [3] при анализе условий равновесия тела эти силы не учитывает. По данным же других авторов [12, 13], капсула и ее связки выполняют роль ограничителя подвижности в суставе, особенно экстензии, защищая заднюю часть диска при ротации и сгибании.

В статическом состоянии позвоночник представляется в виде гибкого предварительно деформированного стержня, закрепленного в двух точках – на уровне С₇ и S₁. В этих пунктах расположены площади опоры для вышележащих сегментов. Исходящая из центра тяжести тела вертикальная линия в этих местах пересекает позвоночник, обеспечивая тем самым максимальную устойчивость вышележащих сегментов.

Действие суммарной нагрузки, вызывающее сжатие костной ткани, направлено вдоль продольной оси позвоночника. Мышцы туловища корригируют равнодействующую силу вдоль продольной оси. Паравerteбральные мышцы на всем протя-

жении позвоночника выполняют функцию растяжек спереди или сзади позвоночника, удерживая в равновесии сегменты туловища [7].

При движениях позвоночника, связанных с поднятием груза, давление на нижние поясничные позвонки может превышать массу груза в 7–10 раз. Эта сила распределяется между всеми структурами, на которые она воздействует. Значительная часть этой нагрузки приходится на тела позвонков и межпозвонковые диски. Вертикальная нагрузка особенно возрастает в согнутом положении туловища, когда угол между горизонтальными плоскостями смежных позвонков открыт в сторону спины и ядро диска смещается в дорсальном направлении (рис. 1). Этим объясняется относительно частое образование задних и заднебоковых грыж дисков L₄–L₅, L₅–S₁ [7].

При максимальном сгибании позвоночника передние края тел пояс-

ничных позвонков сближаются и возникают силы так называемого углового рычага первого рода с точкой опоры на передний край тел L₅–S₁. Длина одного плеча рычага совпадает с длиной грудного и поясничного отделов позвоночника (примерно 48 см), а длина другого плеча равна диаметру тела позвонка L₅ (примерно 5 см). При таком соотношении плеч 1 : 9 капсулярно-связочный аппарат нижнепоясничных позвонков в задних отделах испытывает десятикратное увеличение силы по сравнению с приложенной нагрузкой. Эта сила уравнивается разгибателями туловища [7].

В вертикальном положении центр тяжести тела находится в плоскости таза на уровне второго крестцового позвонка или непосредственно над ним в крестцовом канале, что делает его важной ключевой зоной опорно-двигательного аппарата [1].

В сагиттальной плоскости верти-

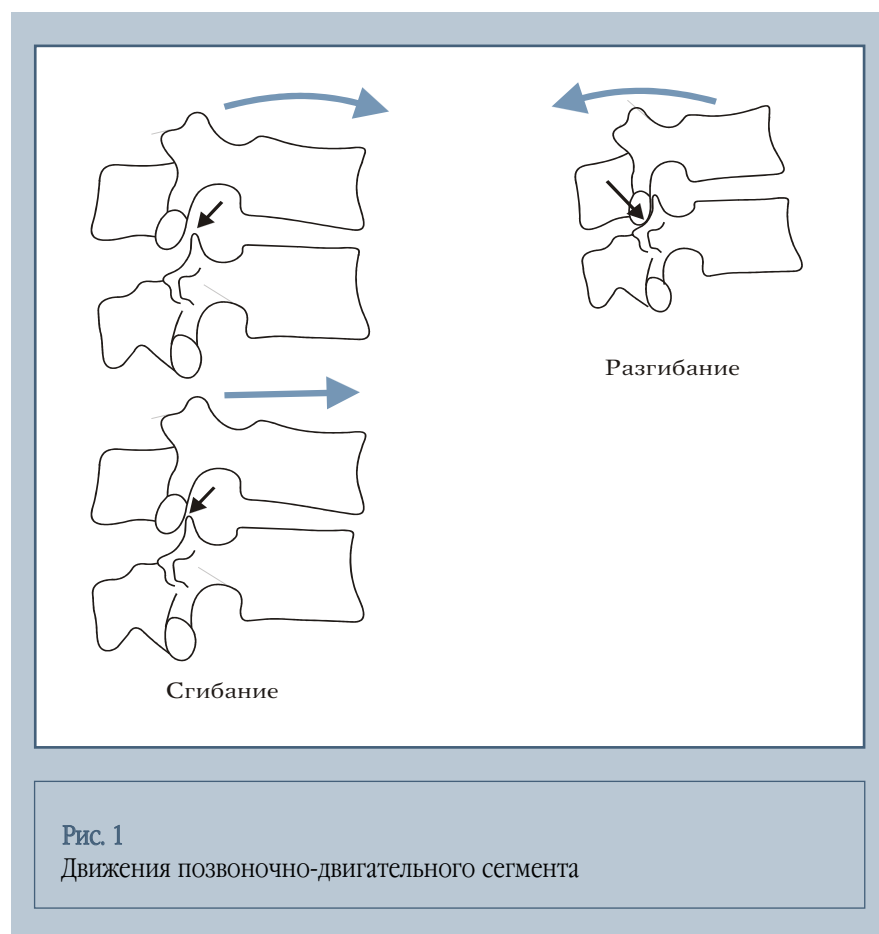


Рис. 1

Движения позвоночно-двигательного сегмента

каль, опущенная из общего центра тяжести тела, проходит впереди оси голеностопных суставов (40–50 мм), немного впереди оси коленных суставов (5–15 мм) и несколько позади оси тазобедренных суставов (10–30 мм). Голенки отклонены от вертикали на 4–5 %, ноги согнуты в коленных суставах на 2–3 %. При вертикальном положении тела направление вектора веса способствует разгибанию в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Это обеспечивает оптимальное взаимодействие сухожильно-мышечного аппарата и костных структур.

Вертикальная нагрузка, приходящаяся на поясничный отдел позвоночника, может перераспределяться между элементами позвоночника за счет создания внутрибрюшного давления, особенно при подъеме тяжести. Поэтому нагрузка на поясничный отдел может быть снижена до 70 % [6]. При слабости мышц передней брюшной стенки, обеспечивающих внутрибрюшное давление, вся нагрузка приходится на позвоночник.

Кроме рассмотренных мышц, на стабильность вертикальной оси действуют и вышерасположенные мышцы, в частности косо направленные паравертебральные, которые создают усилие по вертикали и горизонтали. При одновременном напряжении их горизонтальные силы уравновешиваются и равнодействующая сила направлена вертикально через пульповое ядро, являясь основной нагрузкой для нижележащего позвонка [2].

Прочность межпозвонокового диска и смежных позвонков в сегменте, наряду с состоятельностью суставно-связочного и нервно-мышечного аппаратов позвоночника, позволяет адекватно реализовывать фиксационную и амортизационную функции позвоночника, а также создает оптимальные условия для надежного функционирования позвоночного столба в режиме двигательной активности. Синхронное уменьшение прочности каждого сегмента является сущностью физиологического старения [4].

И.С. Коростылева с соавт. [8] выяви-

ла определенную зависимость между степенью выраженности поясничного лордоза и рентгенологическими признаками остеохондроза, которую связывают с изменением условий статической нагрузки, направления оси позвоночника и траектории действия приложенных сил. Эти исследователи отмечают динамическую взаимозависимость между физиологической кривизной грудного и поясничного отделов позвоночника. Усиление грудного кифоза ведет к увеличению поясничного лордоза и нарастанию в дисках поясничного отдела дистрофических изменений. Сглаженность физиологической кривизны позвоночника ухудшает рессорно-амортизационные функции позвоночника.

Наличие у больного сколиоза резко изменяет характер статической нагрузки и ухудшает эластические свойства позвоночника, что способствует возникновению и развитию дистрофических изменений в дисках [8].

Устойчивость любой вертикальной системы обеспечивается площадью опоры, в пределах которой находится проекция центра тяжести. При смещении центра тяжести за ее пределы система теряет устойчивость. Позвоночник, являясь открытой стохастической системой, постоянно испытывает гравитационное влияние и внешние воздействия, поэтому постуральная мускулатура всегда активна, даже в строго вертикальном положении, когда она минимально нагружена. Ее деятельность резко возрастает при отклонении вертикальной оси тела в любом направлении, особенно при смещении центра тяжести за пределы площади устойчивости. В этом случае дополнительно включается фазическая мускулатура, которая не может длительно пребывать в состоянии напряжения [9].

В статической позе большее усилие развивают экстензоры, в то время как в реализации движения, за счет перемещения дистальных отделов, – флексоры. Тоническое напряжение отдельных мышечных групп, обеспечивающих определенную позу, одновременно является исходным фоном

для осуществления движения.

Чтобы удержать вертикальное положение, центр тяжести тела постоянно перемещается в трех плоскостях, распределяя вес на одну или две конечности. Чем выше расположен центр тяжести, тем больше должна быть площадь опоры, чтобы обеспечить устойчивость системы. Даже самое спокойное положение стоя требует постоянной коррекции. Следовательно, процесс обеспечения вертикального положения является не стационарным, а динамичным, постоянно приспособляющимся к меняющимся условиям. Исследуя этот процесс, можно предположить о направленности и выраженности компенсаторных механизмов под воздействием физиологических и патологических возмущающих факторов.

При попытке установить диапазон колебаний оси тела в норме оказалось, что он перекрывает всю патологию [9]. Позвоночник как система постоянно испытывает различные воздействия, к которым приспособляется. При точных повторных исследованиях пациенту не удается удержать ось тела в одних параметрах ни в одной плоскости. Использование различных коэффициентов не позволило выявить эти параметры. Направленность и выраженность отклонений, по-видимому, зависит от функциональных возможностей опорно-двигательной системы. Чем больше диапазон компенсаторных механизмов, чем выше приспособляемость системы, тем проще ей подстраиваться к изменяющимся условиям. Когда компенсаторные механизмы не в состоянии обеспечить функционирование системы, наступает срыв, проявляющийся постуральным дисбалансом, на фоне которого формируются различные патологические феномены [9].

Следовательно, компенсаторные механизмы у всех различны и выявить диапазон приспособительных механизмов в обычных условиях практически невозможно. Если у здорового человека они достаточно велики, что позволяет выдержать значительные нагрузки, то при их ограни-

чении у больного даже легкая нагрузка может вызвать срыв и привести к развитию патологического процесса, поэтому необходимо создать специальные условия, позволяющие выявить диапазон компенсаторных механизмов.

Чтобы определить тот диапазон отклонений оси тела, за пределами которого определяется постуральный дисбаланс, проведено исследование статической составляющей по данным КОМОТ (система компьютерной оптической топографии, разработанная в Новосибирском НИИТО) и ЭМГ у 25 практически здоровых людей, не имеющих патологии со стороны позвоночника и болевых синдромов в анамнезе. При мануальном тестировании у них не выявлены нарушения тонусно-силовых характеристик мышц на уровне поясничной области и таза. Одновременно с этим производилась запись ЭМГ с *m. erector spinae* и *m. gluteus* с обеих сторон. Математическая обработка показала колебания тонуса исследуемых мышц и отклонение оси тела в трех плоскостях (рис. 2).

Колебания амплитуды интерференционной ЭМГ носили синусоидальный характер. При этом регистрировалась синхронизация сокращения ягодичных мышц с одной стороны и разгибателей спины с другой. Эти данные свидетельствуют о динамичном, в определенных пределах, состоянии вертикального положения на двух ногах. В этих условиях постуральный баланс обеспечивался минимальными затратами (рис. 3). Выявить его компенсаторные возможности в такой ситуации трудно, так как при этом не требуется включения дополнительных функциональных структур как со стороны исполнительных систем, так и со стороны управляющих. Для оценки диапазона возможностей компенсаторных механизмов в обеспечении постурального баланса искусственно был создан возмущающий фактор в виде косяга за счет постепенного удлинения конечности на двух весах (патент № 2136209 от 10. 09. 1999 г.).

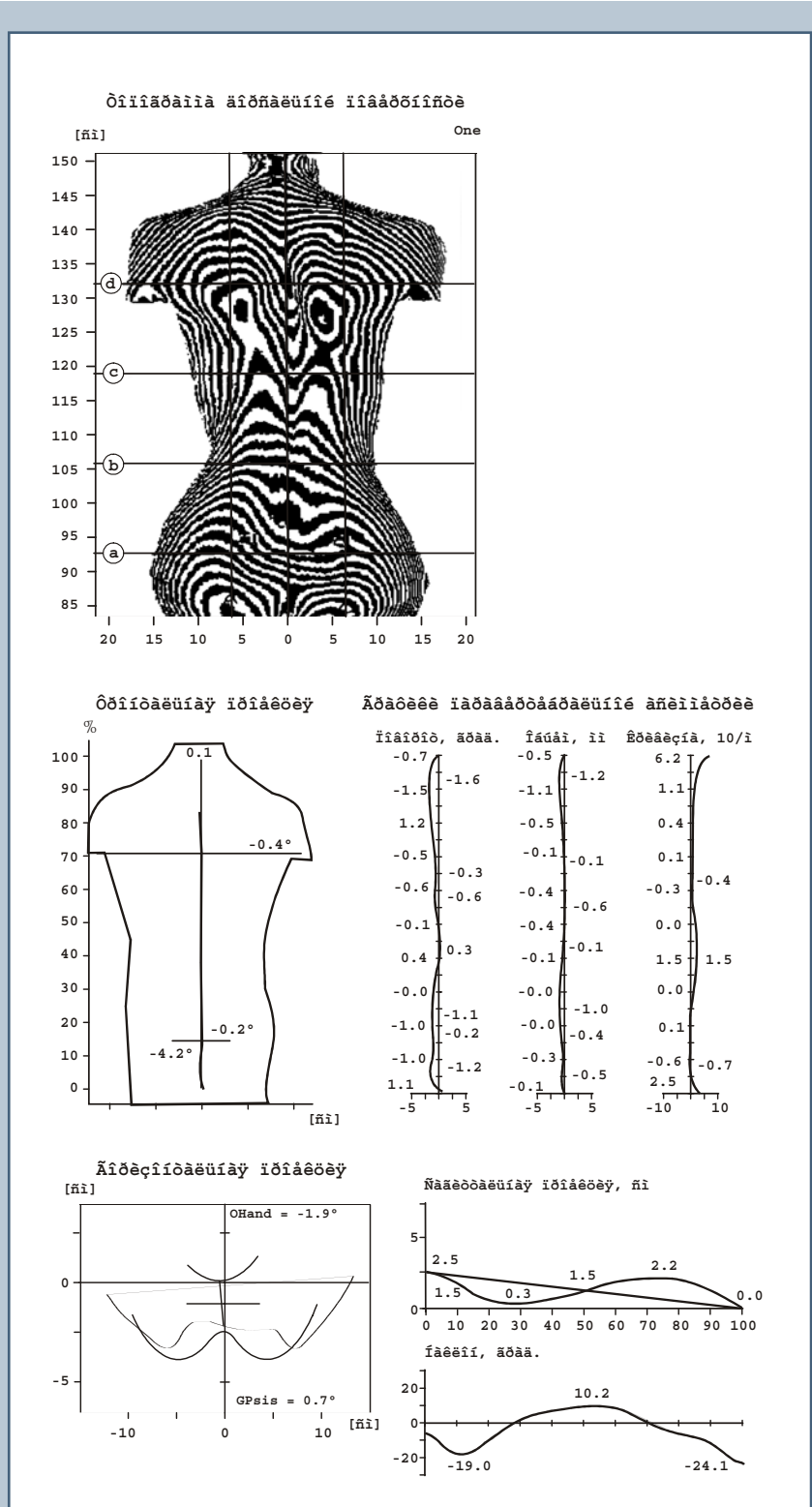


Рис. 2
Оптическая топография рельефа поверхности тела

то есть действие и этого возмущающего фактора устранялось компенсаторными механизмами организма; колебания амплитуды интерференционной кривой не увеличились, регистрируемая синхронизация сокращений сохранилась.

С коском в 3 см (рис. 6) отклонения оси тела достоверно отличались от ее положения без коска во фронтальной и горизонтальной плоскостях при переносе веса тела на обе ноги, в сагиттальной – при переносе веса на правую ногу. С этим коском колебания амплитуды интерференционной ЭМГ всех исследуемых мышц резко изменились как по амплитуде, так и по периоду, нарушилась регистрируемая ранее перекрестная синхронизация амплитуды исследуемых мышц, что расценено нами как возмущение компенсаторных механизмов постурального баланса в ответ на изменившуюся нагрузку.

По полученным данным, при условии отсутствия боли и наличия оптимального двигательного стереотипа компенсаторные механизмы устранили действие кратковременной разности длины ног до 2 см как возмущающего фактора. При величине разницы в 3 см компенсаторные механизмы оказывались недостаточными. Чтобы сохранить устойчивость в этом положении, включились вышеразположенные по функциональной иерархии структуры управления и в результате стали задействован-

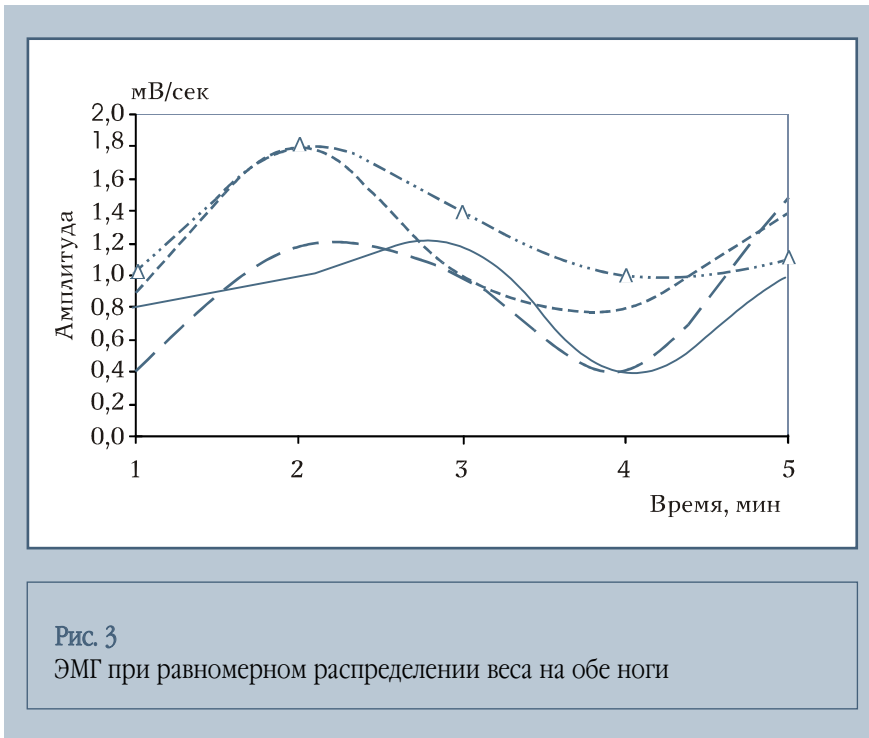


Рис. 3
ЭМГ при равномерном распределении веса на обе ноги

Для этого дискретно под каждую ногу подкладывался косок толщиной от 1 до 3 см, с каждым коском в течение 5 мин осуществлялась серия снимков топограмм и запись ЭМГ. Проведена математическая обработка полученных данных и сравнение положения вертикальной оси тела в трех плоскостях при стоянии пациента равномерно на двух ногах и с коском под одну ногу (табл.).

С коском в 1 см (рис. 4) отклонения оси тела достоверно не отличались от ее положения без коска, коле-

бания амплитуды интерференционной кривой ЭМГ сохранили синусоидальный характер с увеличением периода, то есть этот возмущающий фактор компенсировался адаптивными возможностями организма. Период колебаний интерференционной ЭМГ удлинился, но сохранился синусоидальный характер и перекрестная синхронизация амплитуды исследуемых мышц.

С коском в 2 см (рис. 5) отклонения оси тела также достоверно не отличались от ее положения без коска,

Таблица

Усредненное значение показателей положения оси туловища с коском в трех плоскостях, град.

Косок	Фронтальная плоскость		Сагиттальная плоскость		Горизонтальная плоскость	
	S	D	S	D	S	D
0 см	-0,15 ± 0,10	-0,15 ± 0,10	-4,10 ± 0,10	-4,10 ± 0,10	-0,45 ± 0,09	-0,45 ± 0,09
1 см*	-1,00 ± 0,10	-0,70 ± 0,10	-4,70 ± 0,40	-4,10 ± 0,40	0,00 ± 0,13	-0,60 ± 0,20
2 см*	-0,66 ± 0,80	-0,80 ± 0,80	-3,20 ± 0,80	-3,40 ± 0,90	-2,00 ± 0,13	-2,30 ± 1,40
3 см	-1,10 ± 0,40**	-0,80 ± 0,10**	-4,50 ± 0,20*	-1,60 ± 0,10**	-3,60 ± 0,10**	-3,00 ± 0,10**

* p > 0,005;

** p < 0,005;

S — косок под левую ногу; D — косок под правую ногу.

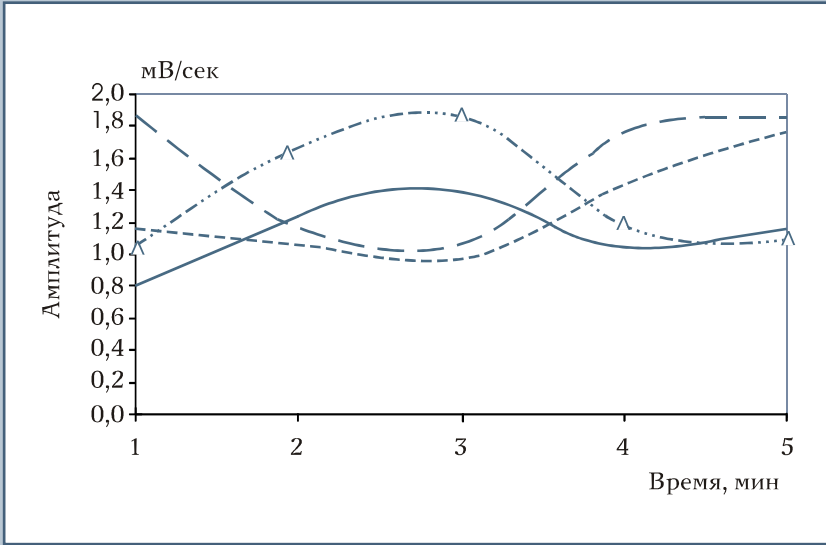


Рис. 4
ЭМГ с коском в 1 см под ногу

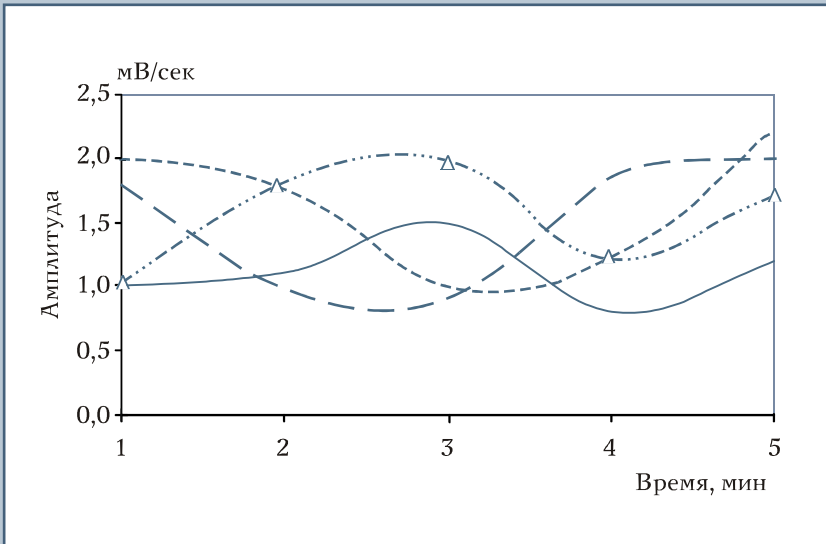


Рис. 5
ЭМГ с коском в 2 см под ногу

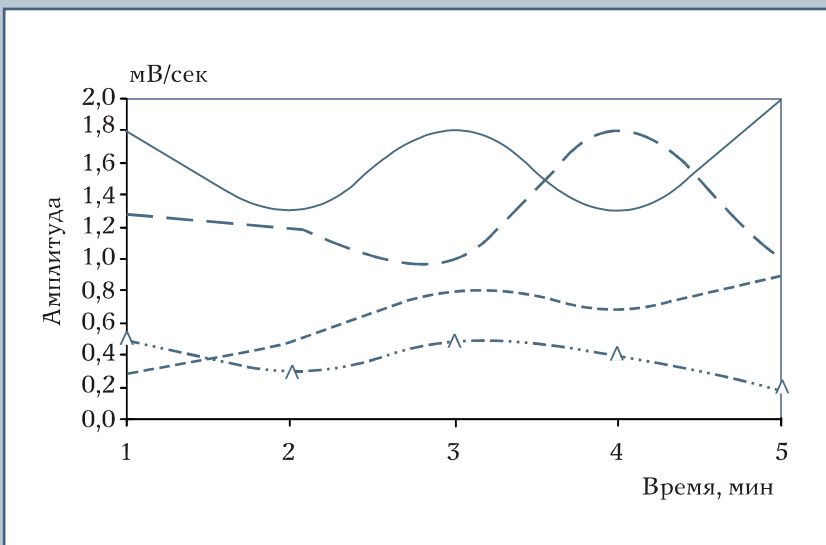


Рис. 6
ЭМГ с коском в 3 см под ногу

ными дополнительные группы мышц, то есть опорно-двигательная система была вынуждена перейти на новый функциональный уровень, отвечающий изменившимся условиям. Поэтому косок в 2 см – тот максимально допустимый возмущающий фактор, который оптимально функционирую-

щий организм может устранить самостоятельно. Такая функциональная нагрузка поможет заблаговременно выявить скрытую недостаточность компенсаторных механизмов и позволит врачу правильно организовать лечебно-профилактические мероприятия.

Это послужило поводом для дальнейших исследований влияния функциональной нагрузки на опорно-двигательную систему у пациентов с болевым синдромом в поясничном отделе позвоночника с различной локализацией патоморфологического субстрата.

Литература

1. **Асадулаев М.М.** «Растяжение» и «перегибание» – возможные варианты коррекции грудной кривизны сколиоза // Ортопед. травматол. 1982. № 2. С. 12–15.
2. **Беленький В.Е.** Механизм образования деформации позвоночника при сколиозе // Ортопед. травматол. протезир. 1977. № 3. С. 20–27.
3. **Гурфинкель В.С., Кац Я.М., Шик М.Л.** Регуляция позы человека. М., 1965.
4. **Данилов В.И., Шульман Х.М., Аникин Ю.М.** Прочность элементов позвоночного столба человека и некоторые вопросы этиологии, патогенеза и принципов лечения дегенеративных поражений позвоночника // Журн. невропатол. и психиатр. 1994. № 4. С. 16–19.
5. **Делов В.И.** Сколиоз – боковое искривление позвоночника // Ортопед. травматол. протезир. 1974. № 8. С. 30–36.
6. **Казьмин А.И., Кон И.И., Беленький В.Е.** Сколиоз. М., 1981.
7. **Камалов И.И.** Заболевания и травмы позвоночника. Казань, 1992.
8. **Коростылева И.С., Писаревский С.С.** Комплексное восстановительное лечение детей и подростков с остеохондрозом позвоночника, сопровождающимся болевым синдромом // Актуал. вопросы травматол. и ортопед. Вып. 18. С. 84.
9. **Михайлов В.П.** Боль в спине. Новосибирск, 1999.
10. **Серебрякова Н.Г.** Вертикальные микродвижения системы «голова – шея» // II Всерос. конф. по биомеханике. 1994. Т. 2. С. 85–86.
11. **Чаклин В.Д., Абальмасова Е.А.** Сколиоз и кифозы. М., 1973.
12. **Barnsley L., Lord S., Bogduk N.** Comparative local anaesthetic locks in the diagnosis of cervical zygapophyseal joint pain // Pain. 1993. Vol. 55. P. 99–106.
13. **Brugger A.** Die Funktionkeiten des Bewegungsapparates: Ein neues Konzept fur haufige Schmerzsyndrome // Akt. Rheumatol. 1987. Vol. 12. P. 314–318.

Адрес для переписки:

Михайлов Владислав Петрович
630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
НИИТО,
VMihailov@niito.ru