

В.І. Хорєвін, А.В. Горковенко, І.В. Верещака

Зв'язок між м'язовою активністю та кінематикою нижньої кінцівки в повільних рухах присідання людини

Присідання може виконуватися за гомілковостопною стратегією, коли більше згинається гомілковостопний суглоб, ніж кульшовий, та кульшовою, коли більші зміни відбуваються в кульшовому суглобі. У п'яти здорових чоловіків вивчали зв'язок між змінами суглобних кутів та показниками електроміограми (ЕМГ) м'язів ноги при гомілковостопній та кульшовій стратегіях присідання при повільній зміні кута в колінному суглобі на 40 та 60°. Встановлено, що при гомілковостопній стратегії першими активувалися м'язи гомілки, випереджаючи зміни суглобних кутів та зміщення центру тиску (ЦТ) на стабілографічну платформу, тоді як активація м'язів стегна починалась одночасно зі зміною суглобних кутів, демонструючи чітку адаптацію в послідовних рухових спробах і лінійний зв'язок між статичним компонентом ЕМГ та змінами кута в гомілковостопному суглобі. При кульшовій стратегії присідання м'язи стегна активувалися одночасно зі зміною в суглобних кутах і зміщенням ЦТ, тоді як м'язи гомілки активувались пізніше ніж м'язи стегна, особливо передній великогомілковий м'яз, демонструючи певну адаптацію в послідовних реалізаціях. За амплітудою ЕМГ у разі гомілковостопної стратегії переважали м'язи стегна, відтворюючи контур змін суглобних кутів, тоді як м'язи гомілки активувалися тільки при змінах суглобних кутів. У разі кульшової стратегії за амплітудою ЕМГ домінував передній великогомілковий м'яз, який активувався при русі тулуба вниз та фіксації суглобних кутів, що супроводжувалася незначною коактивацією литкового м'яза при східцеподібних змінах зростання амплітуди ЕМГ м'язів стегна. Вибір м'язів ноги для початку присідання за обома стратегіями відбувався без певної закономірності, що може вказувати на існування широкого набору варіантів м'язової активності в межах однієї стратегії. Ключові слова: біомеханіка, присідання, нижня кінцівка, суглобні кути, електроміограма.

ВСТУП

Розуміння співвідношення біомеханіки скелета та відповідної активності ЦНС у вигляді електроміограм м'язів при виконанні рухів залишається одним з важливих наукових завдань [1]. Його складність зумовлена тим, що в реальному житті рухові акти відбуваються за участю численних сегментів тіла, що призводить до змін в кутах багатьох суглобів. Присідання є одним з багатосуглобних рухів, які часто виконуються в повсякденному житті як невід'ємна складова переходу людини від вертикального стояння до сидіння. Крім того, присідання як фізична вправа широко використовується в спорті та фітнесі, для роз-

© В.І. Хорєвін, А.В. Горковенко, І.В. Верещака

витку м'язів нижньої половини тіла, а також як ефективний засіб для завдань реабілітації та фізичної терапії [10, 18, 21]. При виконанні присідання, як і кожного руху, відбувається координація цілеспрямованого довільного компонента руху та його постурального коригування [1, 5] внаслідок випереджального мимовільного компонента руху, який забезпечує рівновагу тіла і підґрунтя для виконання довільного компонента руху [4, 15].

Незважаючи на численні дослідження присідання, деякі аспекти цього багатосуглобного руху залишаються суперечливими або нез'ясованими [9, 10, 18, 21]. У нашій попередній роботі [3] встановлений зв'язок між постуральним компонентом присідання

у вигляді зміщення центру тиску (ЦТ) на стабілографічну платформу та цілеспрямованим компонентом руху у вигляді змін кутів в гомілковостопному та кульшовому суглобах нижньої кінцівки.

Мета цієї роботи – з'ясувати організацію пострурального та цілеспрямованого компонентів присідання за допомогою вивчення зв'язку між показниками електроміограми (ЕМГ) м'язів ноги людини та змінами в кутах гомілковостопного та кульшового суглобів, а також зміщенням ЦТ на стабілографічну платформу при повільному присіданні з відстеженням динаміки кута в колінному суглобі.

МЕТОДИКА

В обстеженні брали участь 5 чоловіків-добровольців віком 41,8 років \pm 6,0 років, зростом 178,2 см \pm 2,8 см, масою 75,8 кг \pm 3,1 кг, дані яких щодо зміщення ЦТ на стабілографічну платформу та змін суглобних кутів нижніх кінцівок були представлені в нашій попередній роботі [3], в якій детально описано методику вивчення вказаних показників та їх обробку. Тому в цій роботі наведено короткий опис тільки тих процедур, які необхідні для розуміння протоколу дослідження, а також пов'язані з реєстрацією ЕМГ. Під час експерименту обстеженим треба було вертикально стояти, впираючись обома ступнями на стабілографічну платформу та виконувати довільні рухи присідання, відслідковуючи зміни кута в колінному суглобі. Тестовий сигнал, за яким особа виконувала рухи, був у вигляді рівнобічної трапеції, більша основа якої відповідала загальній тривалості руху, а менша дорівнювала тривалості фіксації суглобних кутів при присіданні (8–10 с). Боки трапеції задавали траєкторію змін суглобних кутів, тривалість яких була 2 с. Для самоконтролю вертикальності положення тіла в просторі, як у роботі Діонісіо та співавт. [7], перед обстеженим на відстані 1 м стояла вертикальна штанга та передбачалося, що у

вихідному стані і під час присідання відстань між головою обстежуваного та штангою була однаковою. Три особи виконували рухи присідання за гомілковостопною стратегією, утримуючи тулуб у вертикальному положенні, один обстежений присідав за кульшовою стратегією, утримуючи тулуб вертикально, і ще одна особа використовувала цю саму стратегією рухів, але для дотримання рівноваги нахилилася вперед. ЕМГ-активність реєстрували з використанням поверхневих електродів ("Biopac System EL503", США) від п'яти м'язів ноги: переднього великогомілкового м'яза – *m. tibialis anterior (m. t. a.)*, латеральної голівки литкового м'яза – *caput lateralis m. gastrocnemius (m. g. l.)*, медіальної голівки литкового м'яза – *caput medialis m. gastrocnemius (m. g. m.)*, прямого м'яза стегна – *m. rectus femoris (m. r. f.)*, широкого латерального м'яза стегна – *m. vastus lateralis (m. v. l.)* та двоголового м'яза стегна – *m. biceps femoris (m. b. f.)*.

Смуга пропускання підсилювача була в межах 0,1–1000 Гц. Присідання повторювали по 10 разів у серіях при змінах кута в колінному суглобі на 40 та 60°. Сигнали гоніометричних датчиків, стабілографа та ЕМГ після відповідного підсилення вводили на жорсткий диск комп'ютера для подальшого аналізу. Аналогово-цифрове перетворення відбувалося за допомогою пристрою РСІ 6071Е ("National Instruments", США), при цьому частота дискретизації сигналів становила 2000 с⁻¹. Для цифрової фільтрації використовували низькочастотний фільтр Баттерворта четвертого порядку з частотою зрізу 15 Гц. В режимі off-line виготовлені нами програми виконували низькочастотну фільтрацію запам'ятовуваних сигналів. Сигнали ЕМГ перед фільтрацією додатково піддавали двонапівперіодному випрямленню. Всі оброблені таким чином сигнали усереднювали за записами усієї серії. Отримані результати аналізу ЕМГ м'язів нижньої кінцівки оцінювали з використанням програми Origin 7 і представляли у вигляді середніх значень

та їх похибки. Для характеристики ЕМГ м'язів ноги в різні часові періоди присідання визначали динамічні і статичний компоненти м'язової активності. Динамічний компонент ЕМГ збігався в часі зі зміною в розташуванні сегментів тіла під час присідання як при русі тулуба вниз, так і вгору, а статичний компонент ЕМГ характеризував м'язову активність при фіксації суглобних кутів після руху тулуба вниз і після повернення до вертикального положення після закінчення присідання. Статичний компонент ЕМГ дорівнював різниці між значеннями амплітуди ЕМГ при утриманні суглобного кута після руху тулуба вниз (або у вертикальному положенні після закінчення

вставання) та у вихідному стані. Динамічний компонент визначався як середнє значення ЕМГ на етапі вставання/присідання. Достовірність відмінностей між середніми значеннями різних компонентів ЕМГ м'язів ноги визначали за допомогою парного двовибіркового критерію *t* Стьюдента для середніх при $P < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

На рис. 1 наведені усереднені результати змін суглобних кутів, зміщення ЦТ та ЕМГ м'язів ноги при повільному присіданні зі зміною кута в колінному суглобі на 40° у двох чоловіків, один з яких виконував присідання

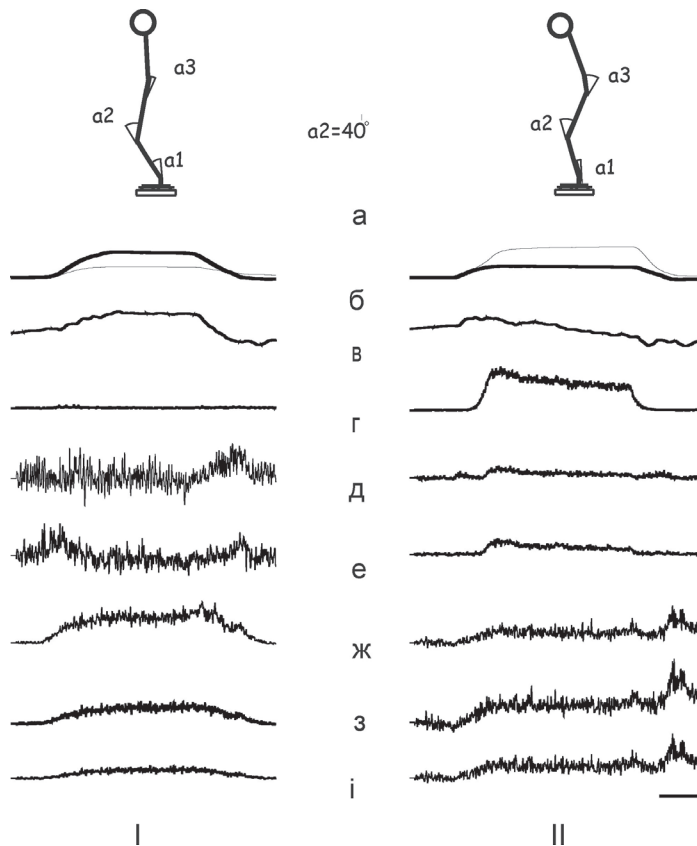


Рис. 1 Відмінності в електроміограмах (ЕМГ) м'язів ноги та зміщеннях центру тиску на стабілографічну платформу у двох осіб, які виконували повільне присідання при зміні кута в колінному суглобі на 40° ($\alpha_2 = 40^\circ$) за гомілковостопною (I) та кульшовою (II) стратегіями. а – зміни кутів у гомілковостопному (α_1), колінному (α_2) та кульшовому (α_3) суглобах, б – гоніограми гомілковостопного (товста лінія) і кульшового (тонка лінія) суглобів, в – стабілограми в сагітальній площині, г – ЕМГ м. т. а., д – ЕМГ м. г. м., е – ЕМГ м. г. л., ж – ЕМГ м. р. ф., з – ЕМГ м. в. л., і – ЕМГ м. б. ф. Калібрівка часу – 2 с. Калібрівка амплітуди: гоніограм – 40° , стабілограми – 4 мм. Калібрівка амплітуди ЕМГ м'язів в мікрвольтах – м. т. а. – 200, м. г. л., м. г. м., м. в. л., м. р. ф., м. в. л. та м. б. ф. – 100. Кожна крива була результатом усереднення 10 реалізацій

за гомілковостопною стратегією (I), а інший (II) – за кульшовою. У особи, яка присідала за гомілковостопною стратегією (див. рис. 1, I), першим активувався м. g. l., випереджаючи на 150 мс як зміни в суглобних кутах, так і зміщення ЦТ та початок ЕМГ м’язів стегна. Амплітуда ЕМГ м. g. m. та м. t. a. не перевищувала 20–40 мкВ і була в 2–7 разів менше, ніж амплітуда ЕМГ м. g. l. Часовий перебіг форми ЕМГ м’язів стегна відтворював зміни в суглобних кутах нижньої кінцівки.

У особи, яка виконувала повільне присідання за кульшовою стратегією (див. рис. 1, II), м’язи стегна активувалися одночасно зі змінами в суглобних кутах. ЦТ зміщувався на 100 мс

раніше ніж початок активації зазначених м’язів та змін суглобних кутів. М’язи гомілки активувалися пізніше м’язів стегна з затримкою 600 мс для м. t. a. та 1000 мс – для м. g. m. і м. g. l. Форма ЕМГ м’язів гомілки була подібною до контура змін суглобних кутів, тоді як у м’язів стегна відбувалося східцеподібне зростання амплітуди ЕМГ протягом руху тулуба вниз, а потім вверх. Амплітуда ЕМГ м. t. a. сягала 220 мкВ і була найбільшою серед відповідних значень усіх досліджених м’язів.

Показники динамічних та статичних складових ЕМГ м’язів ноги виявили значні відмінності у двох зазначених осіб (рис. 2). Так, у разі виконання рухів за гомілко-

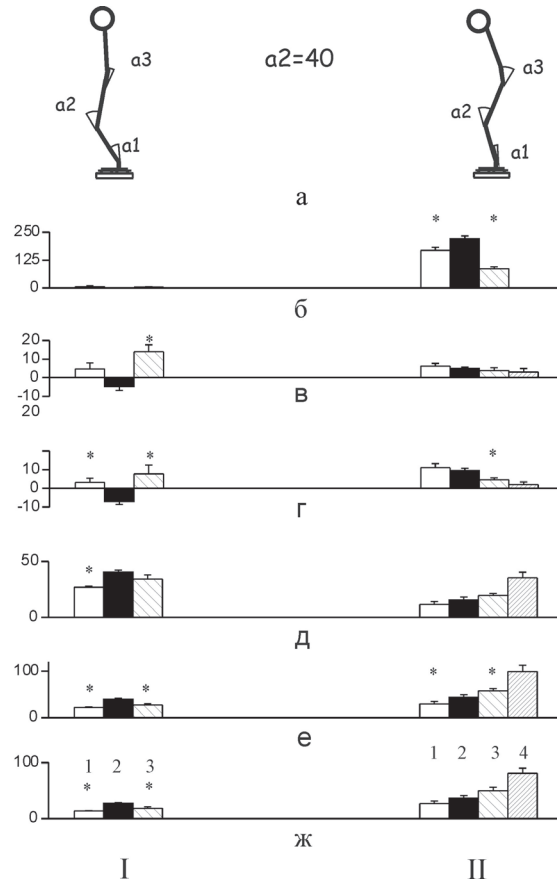


Рис. 2. Середні значення та їх похибки для амплітуди динамічних і статичних компонентів електроміограм (ЕМГ) м’язів ноги у двох осіб при виконанні повільного присідання за гомілковостопною (I) та кульшовою (II) стратегіями при зміні кута в колінному суглобі на 40°. а – зміни кутів у гомілковостопному (α_1), колінному (α_2) та кульшовому (α_3) суглобах, б – м. t. a., в – м. g. m., г – м. g. l., д – м. g. f., е – м. v. l., ж – м. b. f. 1 – динамічний компонент при русі тулуба вниз, 2 – статичний компонент у положенні присівши, 3 – динамічний компонент при вставанні, 4 – статичний компонент у вертикальному положенні після вставання. Зірочками позначені ті динамічні компоненти ЕМГ, амплітуди яких були достовірно відмінні від амплітуд відповідних статичних компонентів у положенні присівши

востопною стратегією т. т. а. був найменш активним порівняно з іншими м'язами нижньої кінцівки (див. рис. 2, I, а), тоді як при присідання за кульшовою стратегією він був найбільш активним (див. рис. 2, I, б). Амплітуди динамічних та статичного компонентів ЕМГ цього м'яза достовірно не відрізнялися, коли обстежуваний здійснював рухи за гомілковостопною стратегією, але у іншої особи, яка виконувала рухи за кульшовою стратегією, різниця між цими величинами була статистично значущою ($P < 0,01$). Можливо, значне збільшення амплітуди ЕМГ т. т. а. в останньому випадку було потрібне для забезпечення рівноваги внаслідок зміщення ЦТ назад за допомогою відносно постійної дорзофлексії стопи.

Відмінності в ЕМГ литкового м'яза також спостерігалися при різних стратегіях присідання. У особи, яка присідала за гомілковостопною стратегією (див. рис. 2, I, в, г), динамічні і статичні компоненти обох голівок литкового м'яза були різноспрямовані, відображаючи скорочення цих м'язів як при рухах тулуба вниз, так і вгору та їх розслаблення при утриманні тіла в положенні фіксації суглобних кутів після руху тулуба вниз. Достовірні відмінності між амплітудами статичного і динамічних компонентів встановлені як при присіданні, так і вставанні для т. г. l., а для т. г. m. – тільки для амплітуди динамічного компонента під час вставання порівняно з амплітудою статичного компонента ($P < 0,01$). Вірогідно значущих відмінностей між амплітудами динамічних компонентів при присіданні та вставанні не встановлено.

У разі присідання за кульшовою стратегією (див. рис. 2, II, в, г) ЕМГ обох голівок литкового м'яза збільшувалася при виконанні рухового завдання, виявляючи достовірні відмінності тільки для т. г. l. між амплітудами динамічних компонентів при присіданні і вставанні ($P < 0,05$), а також статичних компонентів в положенні присівши і після повернення до вихідного стану ($P < 0,01$) та

між динамічним та статичним компонентам у положенні фіксації суглобних кутів після руху тулуба вниз ($P < 0,01$).

Характерною ознакою ЕМГ м'язів стегна у особи, яка присідала за гомілковостопною стратегією (див. рис. 2, I, д–ж), були достовірно менші значення амплітуд динамічних компонентів порівняно зі статичним компонентом ЕМГ відповідного м'яза, за винятком т. г. f., для якого такі співвідношення встановлені тільки між амплітудами статичного та динамічного компонента ЕМГ при русі тулуба вниз. Середні значення динамічних і статичних компонентів т. б. f. були в 1,5–2 рази меншими від відповідних значень ЕМГ т. в. l. та т. г. f. Це відповідає даним літератури, що при присіданні в м'язах задньої частини стегна необхідна відносна невелика активність для балансу переднього зсувного зусилля, яке діяло на проксимальну частину великої гомілкової кістки і запобігало значному згинанню стегна та збільшувало стабільність колінного суглоба [6, 16]. За даними Айсіара та співавт. така активність була в межах 4–12 % [14] від рівня максимального довільного скорочення для м'язів задньої частини стегна, тоді як для м'язів передньої частини стегна ці величини були значно більшими і становили 21–63 %.

При кульшовій стратегії ЕМГ м'язів стегна збільшувалася східцеподібно під час присідання та при поверненні до вертикального положення після вставання (див. рис. 2, II, д–ж). Амплітуда статичного компонента в цей час утричі та більше перевищувала амплітуду динамічного компонента при русі тулуба вниз ($P < 0,01$). Достовірні відмінності між амплітудами статичного компонента і динамічними компонентами ЕМГ при рухах тулуба вниз і вгору встановлені тільки для т. в. l. та т. г. f. Статистично значуща різниця встановлена між усіма тими “східцями” ЕМГ, тобто амплітудами динамічних компонентів при присіданні та вставанні ($P < 0,05$), а також між статичними компонентами при присіданні і після закінчення вставання ($P < 0,005$) та

між динамічним компонентом при вставанні і статичним компонентом після закінчення вставання ($P < 0,01$). Подібні відмінності амплітуди динамічних і статичних компонентів ЕМГ м'язів стегна встановлені і для іншої особи, яка виконувала рухи за кульшовою стратегією.

Різниця м'язової активності при двох стратегіях присідання підтверджується аналізом динаміки компонента ЕМГ м'язів ноги в послідовних реалізаціях у двох раніше розглянутих осіб (рис. 3, I, II). Встановлено, що чіткі зміни м'язової активності в послідовних рухах присідання виявлені тільки для статичного компонента ЕМГ м'язів стегна

або гомілки в положенні фіксації суглобних кутів при присіданні залежно від стратегії виконання рухів. Відомо, що гомілковостопна стратегія є оптимальною для підтримання вертикальності тулуба, що забезпечується активацією спочатку м'язів гомілки, а потім стегна [12, 13]. Саме м'язи стегна демонстрували в наших дослідах найбільшу активність при гомілковостопній стратегії, зменшуючи закономірно свою активність від першої до останньої реалізації (див. рис. 3, I, г–е) і, можливо, виконуючи постуральну корекцію присідання. Водночас амплітуда ЕМГ м'язів гомілки змінювалася без певного порядку і різноспрямованно (див. рис. 3, I, а), можли-

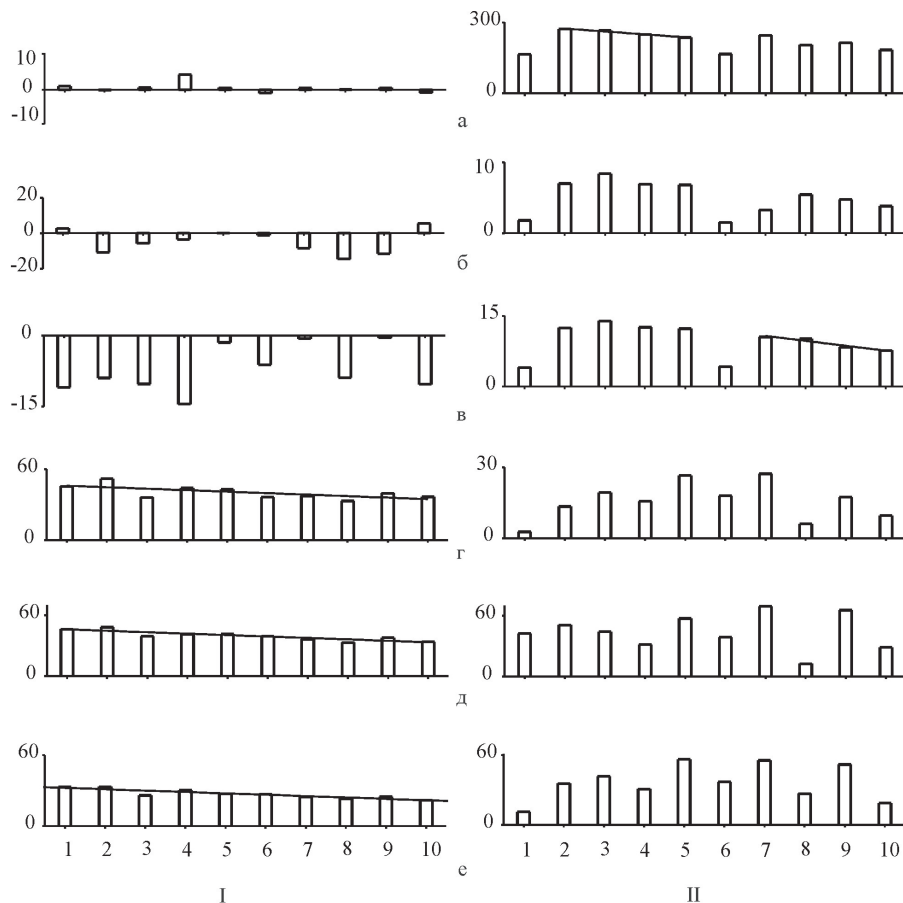


Рис. 3. Адаптація статичного компонента електроміограм (ЕМГ) м'язів стегна та гомілки в положенні присівши у двох осіб, які виконували повільне присідання за гомілковостопною (I) та кульшовою (II) стратегіями при зміні кута в колінному суглобі на 40° , у вигляді стовпчикових діаграм амплітуди статичного компонента ЕМГ м'язів ноги в послідовних реалізаціях рухів. За віссю абсцис – номер реалізації, за віссю ординат – амплітуда ЕМГ в мікрвольтах – а – m. t. a., б – m. g. m., в – m. g. l., г – m. g. f., д – m. v. l., е – m. b. f. Прямі лінії на графіках вказують на лінійний зв'язок між значеннями, коли коефіцієнт кореляції був статистично значущий ($P < 0,05$)

во, забезпечуючи тільки початок довільного руху присідання через розмикання колінного суглоба. Динамічний компонент ЕМГ м'язів гомілки при русі тулуба вниз в послідовних реалізаціях виникав без певної закономірності, як і статичний компонент відповідних м'язів. За даними інших авторів [8, 11, 12], існує багато комбінацій м'язової активності в межах однієї стратегії виконання рухів, що відповідає довільному способу початку виконання присідання.

При кульшовій стратегії присідання встановлено, що тенденція до зниження м'язової активності в послідовних рухах (з другого до десятого) присідання виявлена тільки для статичного компонента ЕМГ при присіданні у м'язів гомілки (див. рис. 3, II, а–в), тоді як для м'язів стегна такої тенденції не спостерігали (див. рис. 3, II, г–е). Слід зазначити, що в разі виконання рухів за гомілковостопною стратегією варіабельність статичного компонента м'язів стегна (коефіцієнт варіації $< 0,14$) була меншою, ніж у м'язів гомілки (коефіцієнт варіації становив $0,67-2,5$); тоді як при кульшовій стратегії присідання варіабельність зазначеного показника для м'язів стегна була більшою (коефіцієнт варіації був у межах $0,41-0,51$) порівняно з м'язами гомілки (коефіцієнт варіації складав $0,1-0,37$). Зменшення статичного компонента ЕМГ у *m. t. a* (див. рис. 3, II, а) під час виконання послідовних присідань була у вигляді лінійного зниження цього показника в 2–5-й реалізаціях, а з 7 по 10 реалізацію така тенденція була близькою до лінійної ($R=-0,88$, $P=0,11$). Закономірне зниження статичного компонента ЕМГ *m. g. l.* було в 7–10-й реалізаціях, а в 3–5-й – для обох голівок цього м'яза його зменшення було близьким до лінійного.

Відомо, що гравітаційний момент відносно гомілковостопного суглоба маси тіла при вертикальному положенні тулуба лінійно зв'язаний з синусом кута згинання у гомілковостопному суглобі [19, 22]. Можливо, що моменти сил, які виникають при присідання внаслідок скорочення м'язів ноги компенсу-

ють такі гравітаційні моменти сил і тим самим забезпечують рівновагу тіла. При гомілковостопній стратегії присідання найбільш причетними до забезпечення постурального контролю можуть бути м'язи стегна. На користь цього міркування свідчить наявність лінійного зв'язку між значеннями статичного компонента ЕМГ *m. v. l.* і *m. b. f.* і кутом згинання в гомілковостопному суглобі (рис. 4, I). Така залежність встановлена і для інших двох осіб, які виконували тестові завдання за гомілковостопною стратегією. При кульшовій стратегії присідання не встановлено лінійної залежності між значеннями статичного компонента м'язів ноги в положенні фіксації суглобних кутів при присіданні та кутом згинання в гомілковостопному суглобі (див. рис. 4, II).

У однієї особи при великій глибині присідання, коли кут у колінному суглобі змінювався на 60° , окремі реалізації мали ознаки, характерні для гомілковостопної стратегії, а інші – для кульшової (рис. 5). Так, в одній із спроб подібно до гомілковостопної стратегії ЦТ зміщувався вперед (див. рис. 5, I, а), хоча кут згинання в гомілковостопному суглобі (29°) був практично таким самим, як і в кульшовому (31°). В інших реалізаціях, одна з яких наведена на рис. 5, II, простежувалися властивості, характерні для присідань, які виконуються за кульшовою стратегією. Так, кут згинання в кульшовому суглобі (48°) був майже вдвічі більшим в порівнянні з кутом згинання в гомілковостопному суглобі (25°), а ЦТ зміщався назад при значному збільшенні амплітуди ЕМГ *m. t. a.* під час руху тулуба вниз та фіксації суглобних кутів. В обох спробах активація м'язів стегна і обох голівок литкового м'яза була приблизно однаковою та розпочиналась одночасно, тоді як збільшення амплітуди ЕМГ *m. t. a.* виникало пізніше від усіх м'язів, хоча за величиною вона була найбільшою. Наведений приклад свідчить про те, що організація м'язової активності в рухах присідання може одночасно складатися з елементів гомілковостопної та кульшової стратегій.

Однак у інших чотирьох осіб при великій глибині присідання зі зміною кута в колінному суглобі на 60° практично всі реалізації виконувались однаково в залежності від обраної стратегії виконання рухів. При цій глибині присідання чітко виявлялися характерні ознаки в організації повільних рухів відповідно до двох розглянутих стратегій (рис. 6). Так, для гомілковостопної стратегії присідань можна вважати типовими зміщення ЦТ вперед, більше згинання в гомілковостопному суглобі в порівнянні з кульшовим, не-

значна активація м'язів гомілки при значно більшому збільшенні амплітуди ЕМГ м'язів стегна (див. рис. 6, І). Кульшова стратегія виконання повільних присідань характеризується зміщенням ЦТ назад, більшими змінами в кульшовому суглобі в порівнянні з гомілковостопним, потужною активацією *m. t. a.* та східцеподібними змінами амплітуди ЕМГ м'язів стегна (див. рис. 6, ІІ).

Літературні дані [9, 10, 20, 21] та результати наших досліджень щодо співвідношення кінематичних і електроміографічних

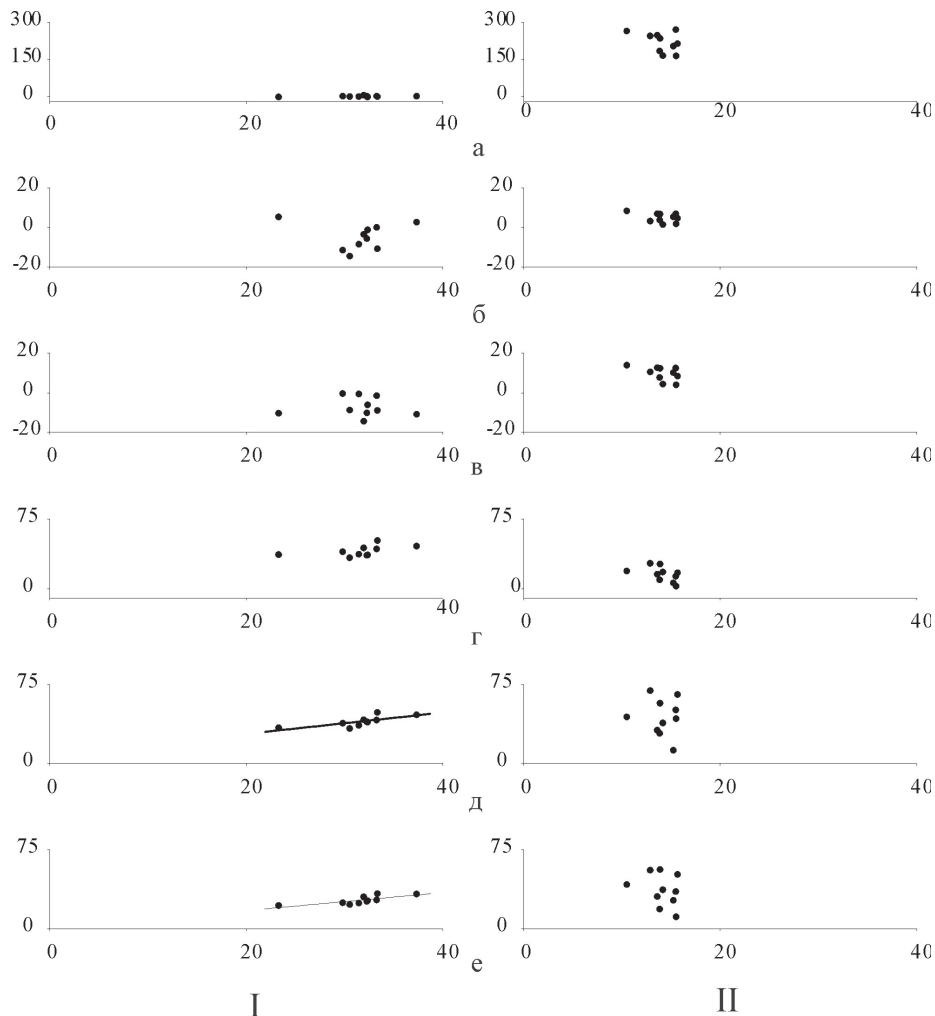


Рис. 4. Співвідношення амплітуди статичного компонента електроміограми (ЕМГ) в положенні присівши м'язів ноги та змін кута в гомілковостопному суглобі у двох осіб, які виконували присідання за гомілковостопною (І) та кульшовою (ІІ) стратегіями. За віссю абсцис – зміни кута в гомілковостопному суглобі в градусах, за віссю ординат – амплітуда ЕМГ в мікрівольтах – а – *m. t. a.*, б – *m. g. m.*, в – *m. g. l.*, г – *m. g. f.*, д – *m. v. l.*, е – *m. g. f.* Прямі лінії на графіках вказують на лінійний зв'язок між значеннями, коли коефіцієнт кореляції був статистично значущий ($P < 0,05$)

показників нижньої кінцівки при присіданні вказують на таку організацію м'язової активності при виконанні вказаних рухів. У разі гомілковостопної стратегії присідання м'язи гомілки ініціюють рух тулуба вниз, збільшуючи в 2–5 разів свою активність відносно вихідного рівня при змінах суглобових кутів. У разі їх фіксації в положенні напочіпки литковий м'яз розслабляється, або як і т. т. а. демонструє незначну активність, подібну до вихідного стану. Це відповідає даним літератури, що у разі виконання рухів за гомілковостопною стратегією підтримання рівноваги в вертикальному положенні під час перебування на опорі, що рухається, м'язи стегна відіграють вирішальну роль, а м'язи

гомілки виявляють незначну активність [12, 13]. За нашими результатами, м'язи стегна генерують таку ЕМГ, форма якої з одного боку подібна до траєкторії заданого руху, а з іншого – забезпечує постуральне коригування руху тіла навколо осі гомілковостопного суглоба у разі присідання. Така корекція відбувається за рахунок статичного компонента ЕМГ стегнових м'язів у положенні фіксації суглобних кутів, який пропорційний змінам кута в гомілковостопному суглобі, що призводить до генерації моментів сил, які необхідні для підтримання рівноваги тіла внаслідок зміщення ЦТ вперед. Таке міркування відповідає існуючим уявленням, що моменти сил в гомілковостопному суглобі пропорційні

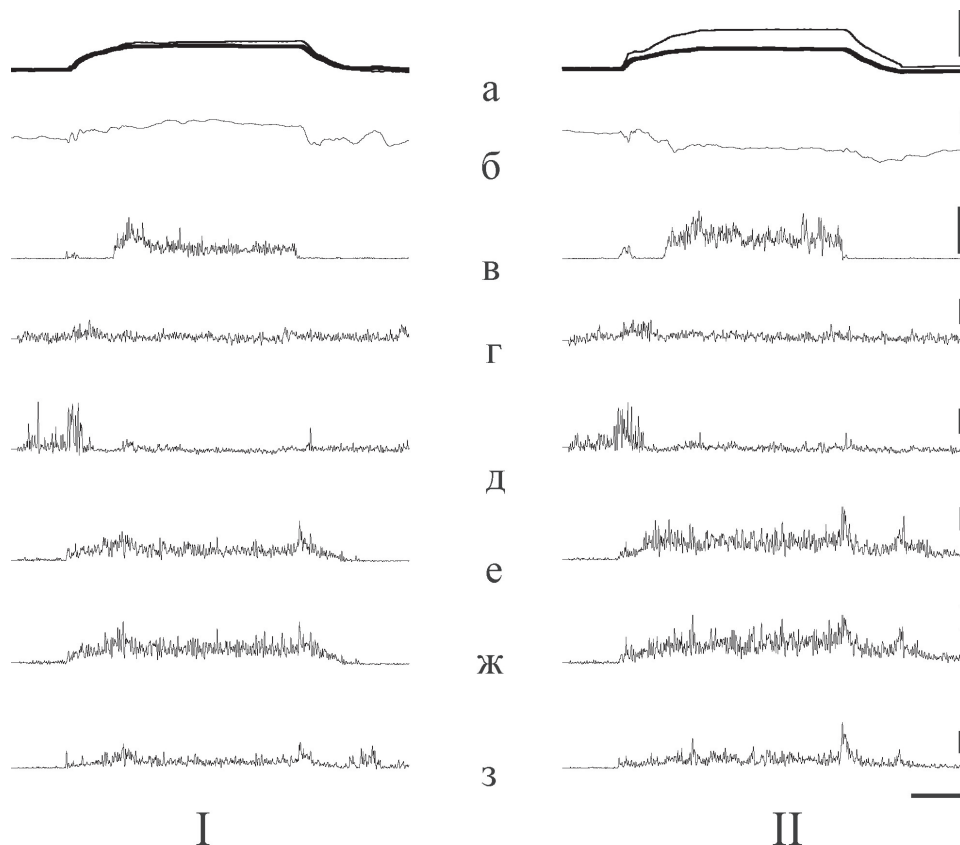


Рис. 5. Різниця в рисунках електроміограм (ЕМГ) м'язів ноги в двох різних спробах у однієї особи, яка повільно присідала зі зміною кута в колінному суглобі на 60° , використовуючи гомілковостопну (I) і кульшову (II) стратегії. а – гоніограми гомілковостопного (товста лінія) і кульшового (тонка лінія) суглобів, б – стабілограма в сагітальній площині, в – ЕМГ т. т. а., г – ЕМГ т. г. т., д – ЕМГ т. г. л., е – ЕМГ т. г. ф., ж – ЕМГ т. в. л., з – ЕМГ т. б. ф. Калібровка амплітуди: гоніограм – 20° , стабілограм – 4 мм, ЕМГ м'язів в мікрвольтах – т. т. а. – 500, т. г. л. та т. г. т. – 50, т. в. л. та т. б. ф. – 100. Калібровка часу – 2 с

невеликому куту згинання [19, 21]. Водночас можливо, що жорсткість гомілковостопного суглоба у разі присідання за гомілковостопною стратегією, забезпечується переважно властивостями самого суглоба за рахунок еластичності стопи та ахілового сухожилля [17] при певній участі м'язів гомілки.

При кульшовій стратегії ініціація руху присідання забезпечується м'язами стегна, ЕМГ яких східцеподібно змінюються від початку руху тулуба вниз і до повернення в звичайне положення. Вибір м'язів для ініціації руху як при кульшовій, так і при гомілковостопній стратегії відбувається без певної закономірності, ще може бути на-

слідком того, що у формуванні рухів в разі присідання беруть участь крім досліджених м'язів стегна також інші м'язи ноги та тазу, нижньої половини тулуба та спини [2, 9, 18].

Відхилення ЦТ назад, яке спостерігається у разі кульшової стратегії виконання рухів, компенсується потужною активацією *m. t. a.* Вона є найбільшою серед інших досліджених м'язів ноги, це призводило до стійкої фіксації стопи в положенні невеликої дорзофлексії. Згинання гомілковостопного суглоба на $10\text{--}30^\circ$ забезпечує відносно вертикальне положення гомілки та виконання руху за допомогою значних змін кута в кульшовому суглобі. Це пояснює східцеподібні зміни ак-

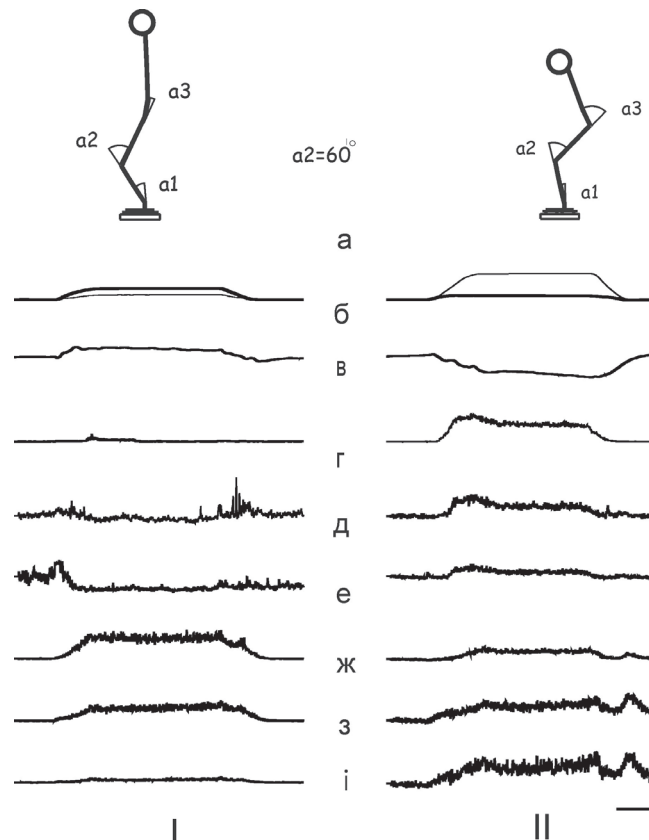


Рис. 6 Відмінності в електроміограмах (ЕМГ) м'язів ноги та зміщеннях центру тиску на стабілографічну платформу у двох осіб, які виконували повільне присідання при зміні кута в колінному суглобі на 60° ($\alpha_2=60^\circ$) за гомілковостопною (I) та кульшовою (II) стратегіями. а – схеми змін кутів в гомілковостопному (α_1), колінному (α_2) та кульшовому (α_3) суглобах, б – гоніограми гомілковостопного (товста лінія) і кульшового (тонка лінія) суглобів, в – стабілограми в сагітальній площині, г – ЕМГ *m. t. a.*, д – ЕМГ *m. g. m.*, е – ЕМГ *m. g. l.*, ж – ЕМГ *m. r. f.*, з – ЕМГ *m. v. l.*, і – ЕМГ *m. b. f.* Калібрівка часу – 2 с. Калібрівка амплітуди: гоніограм – 80° , стабілограми – 4 мм. Калібрівка амплітуди ЕМГ м'язів в мікрвольтах – *m. t. a.* – 300, *m. g. l. та m. g. m.* – 25, *m. r. f.*, *m. v. l. та m. b. f.* – 100. Кожна крива була результатом усереднення 10 реалізацій

тивності м'язів стегна упродовж усіх етапів присідання, яке необхідне як для забезпечення рівноваги через зміщення ЦТ назад, так і для подолання сил тяжіння. Одночасно відбувається коактивація m. t. a. та литкового м'яза, форма ЕМГ яких відтворює контур змін суглобних кутів, що може вказувати на причетність м'язів гомілки до виконання як самого цілеспрямованого руху присідання, так і до його постурального супроводу через забезпечення стійкої фіксації гомілковостопного суглоба.

Результати нашої роботи доповнюють існуючі уявлення щодо взаємовідношень постурального та цілеспрямованого складових руху при повільних присіданнях з відстеженням однакових змін кута в колінному суглобі. Встановлено, що такі характеристики присідання, як послідовність активації м'язів, зміни їх амплітуди та величин суглобних кутів певним чином пов'язані з постуральними характеристиками руху у вигляді зміщень ЦТ в сагітальній площині вперед або назад.

В.И. Хоревин, А.В. Горковенко, И.В. Верещака

СВЯЗЬ МЕЖДУ МЫШЕЧНОЙ АКТИВНОСТЬЮ И КИНЕМАТИКОЙ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ В МЕДЛЕННЫХ ДВИЖЕНИЯХ ПРИСЕДАНИЯ У ЧЕЛОВЕКА

Приседание может выполняться по голеностопной стратегии, когда больше сгибается голеностопный сустав, чем тазобедренный, и тазобедренной, когда большие изменения происходят в тазобедренном суставе. У пяти здоровых мужчин изучали связь между изменениями суставных углов и показателями электромиограммы (ЭМГ) мышц ноги при голеностопной и тазобедренной стратегиях приседания при медленном изменении угла в коленном суставе на 40 и 60°. Установлено, что при голеностопной стратегии первыми активировались мышцы голени, опережая изменения суставных углов и смещения центра давления (ЦТ) на стабิโลграфическую платформу, тогда как активация мышц бедра начиналась одновременно с изменением суставных углов, демонстрируя четкую адаптацию в последовательных двигательных попытках и линейную связь между статическим компонентом ЭМГ и изменениями угла в голеностопном суставе. В случае тазобедренной стратегии приседания мышцы бедра активировались одновременно с изменением в суставных углах и смещением ЦТ, тогда как мышцы голени активировались

позднее мышц бедра, особенно передняя большеберцовая мышца, демонстрируя определенную адаптацию в последовательных реализациях. При голеностопной стратегии амплитуда ЭМГ была наибольшей у мышц бедра, воспроизводя контур изменений суставных углов, тогда как мышцы голени незначительно активировались только при изменениях суставных углов. В случае тазобедренной стратегии по величине амплитуды ЭМГ доминировала передняя большеберцовая мышца, которая активировалась при движении туловища вниз и фиксации суставных углов, что сопровождалось незначительной коактивацией икроножной мышцы при ступенеобразном увеличении амплитуды ЭМГ мышц бедра. Выбор мышц ноги для начала приседания при обеих стратегиях происходил без определенной закономерности, что может указывать на существование широкого набора вариантов мышечной активности в пределах одной стратегии.

Ключевые слова: биомеханика, приседание, нижняя конечность, суставные углы, электромиограмма.

V.I. Khorevin, A.V. Gorkovenko, I.V. Vereshchaka

RELATIONSHIP BETWEEN MUSCLE ACTIVITY AND KINEMATICS OF THE LOWER EXTREMITY IN SLOW MOTIONS OF SQUATS IN HUMANS

Squatting can be performed on ankle strategy when ankle joint is flexed more than a hip joint and on hip strategy when large changes occur at the hip joint. The relationships between changes of joint angles and electromyogram (EMG) of the leg muscles were studied in five healthy men during squatting that was performed at the ankle and hip strategies with a slow changes in the knee angle of 40 and 60°. It is established that at ankle strategy the ankle muscles were activated ahead of joint angle changes and shifting the center of pressure (CT) on stabilographic platform, whereas activation of the thigh muscles began simultaneously with the change of the joint angles, showing the clear adaptation in successive trials and a linear relationships between the static EMG component and the angle changes of the ankle joint. In the case of hip strategy of squatting the thigh muscles were activated simultaneously with the change in the joint angles and the displacement of CT, whereas the ankle muscles were activated later than the thigh muscles, especially the muscle tibialis anterior, showing some adaptations in consecutive attempts. At the ankle strategy the EMG amplitude was greatest in thigh muscles, reproducing contour of changes in joint angles, whereas the ankle muscles were activated only slightly during changes of joint angles. In the case of hip strategy dominated the EMG amplitude of the muscle tibialis anterior, which was activated when driving down the trunk and fixation of the joint angles that was accompanied by a slight coactivation of the calf muscles with the step-like increase in the amplitude of the EMG of the thigh muscles. Choice of leg muscles to start the squatting on both strategies occurred without a definite pattern, which may

indicate the existence of a wide range of options for muscle activity in a single strategy.

Key words: biomechanics, squat, lower extremity, joint angles, and electromyogram.

O.O. Bogomoletz Institute of Physiology National Academy of Science of Ukraine, Kyiv

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965. – 256 с.
2. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. – М.: Гос. изд-во мед. литературы. – Том 1. – 1963. – 477 с.
3. Хоревін В.І., Горковенко А.В., Верещака І.В.. Зміщення центру тиску на опору та зміна кутів у суглобах нижньої кінцівки при присіданні людини // Фізіол. журн. – 2012. – 58, №3. – С. 32–42.
4. Belenkii V.Ye., Gurfinkel V.S., Paltsev YeI. Control elements of voluntary movements//Biofizika. – 1967. – 12, №1. – P.135–141.
5. Błaszczyk J.W., Hansen P.D., Lowe D.L. Evaluation of the postural stability in man: movement and posture interaction // Acta. Neurobiol. Exp. (Wars). 1993. – 53, №1. – P.155–160.
6. Cheron G., Bengoetxea A., Pozzo T., Bourgeois M., Draye J.P. Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans // Electroenceph. Clin. Neurophysiol. – 1997. – 105, №1. – P. 58–71.
7. Dionisio V.C., Almeida G.L., Duarte M., Hirata R.P. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting // J. Electromyogr. Kinesiol. – 2008. – 18, №1. – P. 134–143.
8. Doorenbosch C.A., Harlaar J., Roebroeck M.E., Lankhorst G.J. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles // J. Biomech. – 1994. – 27, № 11. – P.1299–1307.
9. Escamilla R.F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise// Med. Sci. Sports Exerc. – 2001. – 33, №1. – P.127–141.
10. Frank J.S., Earl M. Coordination of posture and movement // Physiol. Therap. – 1990. – 70, №12. – P. 855–863.
11. Hase K., Sako M., Ushiba J., Chino N. Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults // Exp. Brain Res. – 2004. – 158, №1. – P. 18–27.
12. Horak F.B., Henry S.M., Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders // Physiol. Therap – 1997. – 77, № 5. – P.517–533.
13. Horak F.B., Nashner L.M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations // J. Neurophysiol. – 1986. – 55, № 6. – P.1369–1381.
14. Isear J.A. Jr., Erickson J.C., Worrell T.W. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat// Med. Sci. Sport Exerc. – 1997. – 29, № 4. – P.532–539.
15. Jones G.M. Posture. in “Principles of Neural Sciences”/ Eds E.Kandel, Schwartz J.H., Jessell T. M. Fourth Edition The McGraw-Hill Companies. Health Professions Divisions. New York, St. Louis etc.: 2000. – P. 816–831.
16. Karst G.M., Willet G.M. Onset timing of electromyographic activity in vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome // Physiol. Therap. – 1995. – 75, № 6. – P.813–823.
17. Loram I. D., Lakin M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability // J. Physiol. – 2002. – 545, Pt. 3 – P.1041–1053.
18. McKean M.R., Dunn P.K., Burkett B.J. Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise // J. Strength Cond. Res. – 2010. – 24, № 6. – P.1671–1679.
19. Morasso P.G., Schieppati, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? // J. Neurophysiol. – 1999. – 82, №3. – P. 1622–1626.
20. Runge C.F., Shupert C.L., Horak F.B., Zajac F.E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torque // Gait Posture. – 1999. – 10, №2. – P.161–170.
21. Schoenfeld B.J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance//J. Strength. Cond. Res. – 2010. – 24, №12. – P. 3497 – 3506.
22. Winter D.A., Patla A.E., Rietdyk S., Ishac M. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing//J. Neurophysiol. – 2001 – 85, № 3. – P. 2630–2633.

Ин-т фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України, Київ
E-mail: vkhor@biph.kiev.ua

Матеріал надійшов до редакції 16.04.2012