

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

Зміщення центру тиску на опору та зміна кутів у суглобах нижньої кінцівки при присіданні людини

Взаємозв'язок рухів та їх постуральних коригувань вивчали на підставі співвідношення зміщень центру тиску (ЦТ) на стабілографічну платформу в передньо-задньому напрямку та кутових змін відносно вихідного стану в гомілковостопному та кульшовому суглобах при довільному присіданні у шести здорових осіб. Встановлено, що при присіданні зі зміщенням ЦТ вперед у положенні фіксації суглобних кутів більше згинався гомілковостопний суглоб, ніж кульшовий, а при зміщенні ЦТ назад кути згинання в гомілковостопному суглобі мали менші значення, а в кульшовому суглобі – більші. Лінійний зв'язок між зміщенням ЦТ та кутами згинання частіше спостерігався в гомілковостопному суглобі, ніж в кульшовому, що може вказувати на те, що при присіданні згинання в гомілковостопному суглобі в положенні фіксації суглобних кутів визначається переважно біомеханікою скелета, тоді як можна припустити, що а в кульшовому суглобі формування рухів присідання визначаються поєднанням біомеханічних факторів з центральними процесами регуляції пози.

Ключові слова: біомеханіка, нижня кінцівка, суглобні кути, стабілографія.

ВСТУП

Присідання – це складний рух багатьох суглобів, який призводить до змін кута в суглобах нижніх кінцівок і опускання та наступного підйому тулуба. Його вивчення має не тільки теоретичне значення для розуміння організації багатосуглобних рухів, але й важливе для розробки деяких практичних засад реабілітації рухового контролю [1, 2, 6, 7, 17]. Присідання виконується внаслідок складних програм активації значної частини м'язів тіла, що призводить до відповідних рухів і змін у взаємному розташуванні його сегментів. Рухи присідання призводять до змін в позі, що необхідно для підтримання рівноваги, тому відбувається постійна взаємодія рухових реакцій та відповідної постуральної перебудови. Це вперше описав ще Бабинський [5], вказуючи на постуральну регуляцію нахилів тулуба вперед і назад і підкреслюючи участь нервової системи в цих процесах. За Гесом [12], у кожному ру-

ховому акті, який супроводжується змінами в просторовому розташуванні частин тіла, можна виділити два компонента – рух, який спрямований на певну ціль, та його постуральну корекцію. Дослідження присідання має кілька аспектів, один з яких полягає в з'ясуванні його постуральних компонентів, що визначається за допомогою стабілографії. Їх оцінювали за допомогою показників т.з. центру тиску (ЦТ) на опору або середнього положення рівнодіючої тиску тіла на опору суб'єкта дослідження в межах площі опори [1, 2]. У людини без відповідних патологічних станів, проекція центру опори, що потрібна для підтримання рівноваги, знаходиться між п'ятковими буграми та головками плюсневих кісток. Середнє положення ЦТ знаходиться на відстані $45,5\text{мм} \pm 0,8\text{мм}$ спереду до лінії, що проходить через центр гомілковостопних суглобів [1].

Незважаючи на велику кількість робіт, присвячених дослідженню присідання, дотепер мало з'ясованими залишаються спів-

відношення характеристик постуральних реакцій і змін у суглобах нижніх кінцівок при виконанні цього складного руху. Крім того, в літературі існують доволі суперечливі уявлення щодо організації присідання як руху, при якому потрібно підтримання рівноваги тіла [9, 17].

Мета роботи – визначити співвідношення постуральних і рухових реакцій при присіданні за допомогою встановлення зв'язку між зміщеннями ЦТ і змінами кутів у трьох суглобах нижньої кінцівки (колінному, гомілковостопному та кульшовому) при виконанні довільних рухів присідання.

МЕТОДИКА

В роботі брали участь 6 чоловіків-добровольців віком $39,1 \text{ рік} \pm 5,2 \text{ років}$, зростом $176,7 \text{ см} \pm 2,8 \text{ см}$, масою $79,2 \text{ кг} \pm 4,2 \text{ кг}$, які погодилися виконувати тестові завдання відповідно до умов морально-етичного комітету Інституту фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України. Всі обстежені були правшами і не мали захворювань з боку нервової та кістково-м'язової систем. Під час експерименту треба було вертикально стояти, впираючись обома ступнями на стабілографічну платформу, та виконувати довільні рухи присідання, відслідковуючи перебіг змін кута в колінному суглобі (рис. 1). Для самоконтролю вертикального положення тіла в просторі, як і в роботі Діонісію та співавторів [7], перед суб'єктом обстеження на відстані 1 м стояла вертикальна штанга та передбачалось, що у вихідному стані і під час присідання відстань між головою обстеженого і штангою була приблизно однаковою. Вимірювання величин суглобних кутів здійснювали за допомогою накладних гоніометрів. Вони склалися з двох шарнірно з'єднаних металевих лінійок, які фіксували з латерального боку суглоба таким чином, що вісь шарніра збігалася з віссю згинання в суглобі. Гоніометри були механічно з'єднані з потенціометрами типу ДЛП (дротяний лінійний потенціометр), на-

пруга на виході яких лінійно відтворювала зміни в кутах гоніометра. Перед початком кожного експерименту проводили калібрування всіх гоніометрів. Сигнали від датчиків гоніометрів і стабілографа після відповідного підсилювання пропускали крізь пристрій вхід-вихід PCI 6071E ("National Instruments", США) з частотою опитування $2 \times 10^3 \text{ с}^{-1}$ і реєстрували на комп'ютері. Для цифрової фільтрації використовували низькочастотні фільтри Баттерворта четвертого порядку з частотою зрізу 15 Гц.

Траєкторія змін кута в колінному суглобі та її відтворення суб'єктом дослідження були виведені на монітор, розташований на відстані 2 м від обстежуваного (див. рис. 1). Завдання дослідження полягало у встановленні зв'язку між зміщеннями ЦТ та відповідних змінах у колінному, гомілковостопному та кульшовому суглобах у положенні фіксації суглобних кутів при присіданні, коли суглобний кут у коліні змінювався на 20° (мала глибина присідання), 40° (середня глибина) і 60° (значна глибина). Присідання повторювали по 10 разів для кожного з трьох зазначених значень змін кута в колінному суглобі при загальній тривалості тесту до 16 с. На початковому етапі, який відповідав вихідному стану, особи спокійно стояли на стабілографічній платформі, утримуючи тіло в вертикальному положенні протягом 2 с. На другому етапі потрібно було присісти, дотримуючись заданої швидкості зміни кута в колінному суглобі до певної величини, тобто 20° , 40° або 60° , після чого потрібно було утримувати це положення, сидячи напочіпки та фіксуючи суглобні кути протягом 8 с. На третьому етапі обстежуваний повинен був піднятися до вертикального положення тулуба, відслідковуючи тестовий сигнал, швидкість змін якого була такою самою, як при русі тулуба вниз. На останньому, четвертому етапі виконання тесту особи спокійно стояли на платформі упродовж 2–6 с. Рухові завдання потрібно було виконувати в швидкому та повільному темпах присідання. При швидкому темпі обстежуваний повинен

був присісти якомога швидше, відслідковуючи тестовий сигнал на моніторі, який мав форму прямокутника з горизонтальними боками, що відповідали тривалості (8 с) фіксації кута в колінному суглобі в положенні сидячи напочіпки, а вертикальні боки показували динаміку заданої зміни кута в колінному суглобі. Після повернення до вертикального положення тулуба особи повинні були перебувати в спокійному стані протягом 2–6 с. При повільному темпі виконання рухів досліджені повинні були присідати, змінюючи величину кута в колінному суглобі протягом 2 с. При такому темпі присідання тестовий сигнал був у вигляді трапеції, висота якої відповідала необхідним змінам кута в колінному суглобі, а більша основа показувала загальну тривалість тесту (12 с), тоді як менша основа дорівнювала тривалості (8 с) фіксації кута в колінному суглобі, сидячи напочіпки. Правильність виконання тестів контролювали після кожної спроби і у разі помилок невдалі спроби не враховували, а тести повторювали. Постуральні реакції в роботі оцінювали за допомогою змін проєкції ЦТ на стабілографічну платформу або зміщення середнього положення рівнодіючої тиску тіла на платформу в межах площі опори. Для реєстрації змін ЦТ при присіданні був використаний стабілограф, який складався з квадратної опори, розміром 35x35 см, яка впиралась на 4 круглі опори, що були датчиками сили. В свою чергу ці опорні датчики сили впирались на масивну металеву плиту. У вихідному стані, тобто в положенні вертикальної стійки, сила тиску на датчики була приблизно однаковою, відображаючи стандартну стабілограму. При присіданні змінювалась співвідношення між сегментами тіла, що призводило до різниці в силі тиску на опорні датчики і стабілографічна платформа давала змогу визначати зміни ЦТ в фронтальній і сагітальній площинах. Стопи обстеженого були розташовані на платформі симетрично до її середини. Було прийнято, що у вихідному стані, коли людина спокійно стоїть вертикально, змін кутів у всіх суглобах не було, а зміщення ЦТ у фронталь-

ній та сагітальній площинах становили 0 мм.

Отримані результати оцінювали з використанням програми Origin 7 і представляли як середні значення з їх похибкою. Статистичну обробку проводили за допомогою програми Statistica 6 з використанням двофакторного дисперсійного аналізу з повторними вимірюваннями (two way ANOVA with repeated measures, один внутрішньогруповий фактор – різні особи, а другий міжгруповий фактор – умови досліджу) з наступним попарним порівнянням для кожного з факторів з використанням критерію Тьюкі. Відмінності вважали достовірними при $P < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Багатосуглобний рух присідання змінює взаємовідношення частин нижньої кінцівки та тулуба, внаслідок чого перерозподіляються сили, що виникають при скороченні м'язів і під впливом моментів маси різних сегментів тіла. Для підтримання рівноваги при присіданні відбувається її постуральна корекція, яка в цій роботі характеризується тільки змінами в сагітальній та фронтальній площинах. Дані щодо змін у фронтальній площині не аналізувалися через те, що в більшості випадків вони були незначними порівняно зі змінами у сагітальній площині. На рис. 2 та рис.3 наведені дані для трьох осіб (1, 2, 3), які виконували повільні рухи присідання з вертикальним переміщенням тулуба, не відриваючи стоп від стабілографічної платформи при зміні кута в колінному суглобі на 20, 40 та 60°. Зміщення ЦТ в передньо-задньому напрямку для окремих осіб при певних глибинах присідання могли суттєво відрізнятись ($F(4, 36) = 5,3754$; $P = 0,00169$). Так, при повільному присіданні, коли кут в колінному суглобі змінювався на 20°, не встановлено достовірних відмінностей між середніми значеннями зміщення ЦТ у окремих осіб. При такому темпі присідання, коли кут в колінному суглобі змінювався на 40°, середні значення зміщення ЦТ у двох осіб, ЦТ яких зміщувався вперед ($2,6 \pm 0,43$ та $2,9 \text{ мм} \pm 0,4 \text{ мм}$) були вірогідно

більшими ($P < 0,05$), ніж відповідні значення у третьої особи ($-0,72\text{мм} \pm 0,35\text{ мм}$), у якої він зміщувався назад. При глибині повільного присідання, коли коліно згиналося на 60° , у двох зазначених вище осіб середні значення зміщень ЦТ ($4,3 \pm 0,6$ та $2,2\text{мм} \pm 0,68\text{ мм}$) достовірно відрізнялися ($P < 0,05$) від відповідних значень ($-0,98\text{мм} \pm 0,07\text{ мм}$) у тієї особи, ЦТ якої зміщувався назад.

Кут згинання в гомілковостопному суглобі достовірно збільшувався ($F(2, 18) = 603,73$; $P = 0,0000$) для всіх трьох осіб при виконанні повільного присідання зі зміною

кута в коліні на $20, 40$ та 60° , складаючи в середньому $11,5 \pm 0,5, 20,4 \pm 0,5$ та $30,2 \pm 2,5^\circ$ відповідно. Однак не встановлено достовірних відмінностей між середніми значеннями для окремих осіб при певних глибинах повільного присідання ($F(4, 36) = 0,92114$; $P = 0,40235$).

Зміни кута в кульшовому суглобі при повільному присіданні зі збільшенням його глибини були статистично значущими для окремих осіб при певних глибинах присідання ($F(4, 36) = 79,994$; $P = 0,0000$). Так, при порівнянні середніх значень кута в кульшо-

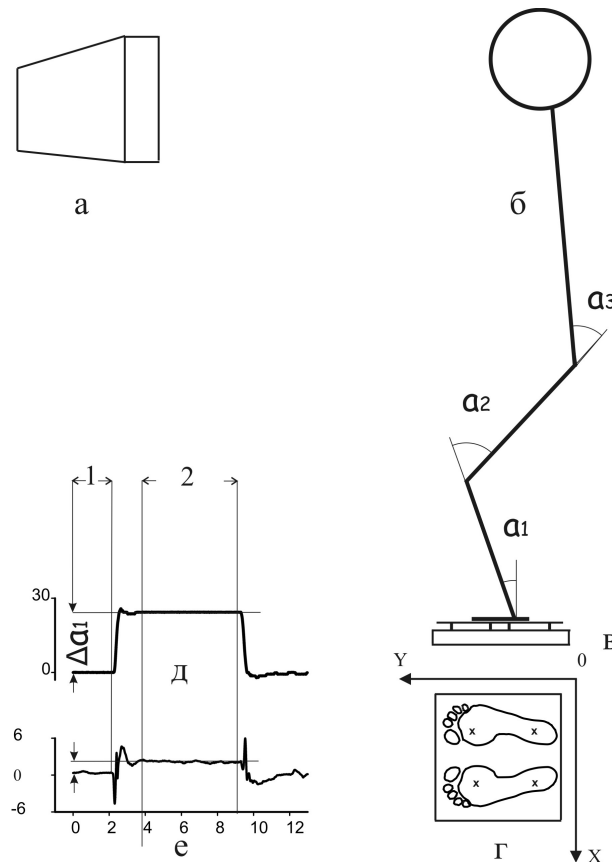


Рис. 1. Схема експерименту: а – монітор, на якому були показані як тестовий сигнал, за яким обстежувані повинні були виконувати присідання, так і відповідні зміни в колінному суглобі. б – схема вимірювання кутів в гомілковостопному (α_1), колінному (α_2) та кульшовому (α_3) суглобах при виконанні довільних рухів присідання з розташуванням суб'єкта дослідження на стабілографічній платформі (в). г – розташування стоп обстежуваного і центрів датчиків сили (х) на стабілографічній платформі, зразок вимірювання зміщення центру тиску (ЦТ) на стабілографічну платформу в сагітальній площині (е) та змін кута ($\Delta\alpha_1$) в гомілковостопному суглобі (д) у однієї особи при виконанні відслідковуемого швидкого руху присідання, коли кут в колінному суглобі змінювався на 20° . За віссю абсцис – зміщення ЦТ в сагітальній площині в міліметрах, за віссю ординат – зміни в суглобних кутах в градусах. 1 – перебування в вертикальній стійці у вихідному стані, 2 – утримання суглобного кута після руху тулуба вниз

вому суглобі у особи, ЦТ якої зміщувався назад, для середньої ($19,3^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$) та великої ($41,2^{\circ} \pm 1,4^{\circ}$) глибин присідання встановлені достовірні відмінності ($P < 0,001$) між відповідними значеннями для осіб, ЦТ яких зміщувався вперед. Для цих двох осіб значення змін кульшового суглоба становили $9,6^{\circ} \pm 0,32^{\circ}$ та $6,2^{\circ} \pm 0,74^{\circ}$ для середньої глибини присідання, і $11,9 \pm 1,1$ та $13,1^{\circ} \pm 1,7^{\circ}$ для великої глибини присідання відповідно. Лінійний зв'язок між зміщенням ЦТ у сагітальній площині та кутами згинання в гомілковостопному суглобі спостерігався в 1,6 раза частіше, ніж у кульшовому при повільному присіданні (див. рис. 3) і не залежав від напрямку зміщень ЦТ.

Відомо, що виконання відстежуваних рухів у повільному та швидкому темпі забезпечується різними центральними моторними командами і має дещо іншу організацію [3]. За нашими результатами, швидкі рухи присідання були більш стереотипними, ніж повільні. Про це може свідчити менша варіабельність змін кутів у двох досліджених

суглобах при швидкому присіданні порівняно з повільним, що було встановлено у більшості тестів при певній глибині у всіх обстежених. Зміщення ЦТ в сагітальній площині були дещо меншими при виконанні швидких рухів, ніж повільних у одних і тих самих осіб (див. рис.2 і 4). Для різних осіб при певних глибинах швидкого присідання встановлені достовірні відмінності між значеннями зміщень ЦТ ($F(4, 36) = 5,8120$; $P = 0,00103$). При швидкому присіданні зі зміною кута в коліні на 20° не встановлено достовірних відмінностей між значеннями зміщень ЦТ, які в середньому не перевищували 1 мм. При середній глибині швидкого присідання встановлені достовірні відмінності ($P < 0,01$) між зміщеннями ЦТ тільки в одному випадку між особами, ЦТ однієї з яких зміщувався вперед ($1,89 \text{ мм} \pm 0,27 \text{ мм}$), а у другої – назад ($0,96 \text{ мм} \pm 0,46 \text{ мм}$). Подібна ситуація простежувалася і при великій глибині швидкого присідання, коли достовірні відмінності ($P < 0,001$) встановлені тільки для тих осіб, зміщення ЦТ

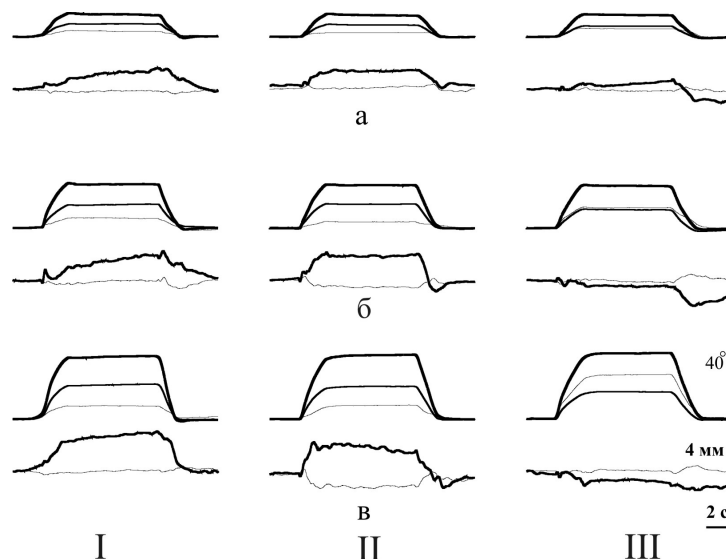


Рис. 2. Зміни кутів у суглобах нижньої кінцівки та зміщення центру тиску на стабілографічну платформу у сагітальній і фронтальній площинах у трьох осіб (I-III) з вертикальним рухом тулуба при повільному присіданні з відстеженням довільних змін кута в колінному суглобі на 20° (а), 40° (б) та 60° (в). Для сукупності з однаковими змінами кута в колінному суглобі верхній рядок кривих – гоніограми суглобів, нижній – стабілограми. Гоніограми колінного суглоба надані у вигляді товстих чорних ліній, гомілковостопного суглоба – чорних ліній середньої товщини, кульшового суглоба – тонких чорних ліній. Стабілограми у фронтальній площині надані як тонкі, а у сагітальній – як товсті чорні лінії. Кожна крива є усередненням за 10 присіданнями. Калібровка часу – 2 с, амплітуд гоніограм – 40° та стабілограм – 4 мм

яких було $3,00 \pm 0,34$ та $0,197 \text{ мм} \pm 0,274$ мм відповідно. В усіх інших випадках не встановлено вірогідно значущих відмінностей між значеннями, отриманими у кожної з осіб при різних глибинах швидкого присідання, та у двох осіб, ЦТ яких зміщувався вперед при середній і великій глибинах присідання.

Зміни кута в гомілковостопному суглобі достовірно збільшувалися в цілому у трьох осіб при порівнянні результатів, отриманих як при всіх глибинах швидкого присідання ($F(2, 18) = 874,2$; $P = 0,0000$), так у окремих осіб при певній глибині присідання ($F(4, 36) = 9,9705$; $P = 0,0000$). При швидкому присіданні, коли кут в коліні змінювався на 20° , не

встановлено вірогідно значущих відмінностей між особами ($P > 0,05$) при середньому значенні кута згинання в гомілковостопному суглобі для трьох осіб в $12^\circ \pm 0,1^\circ$. При виконанні швидких присідань середньої глибини у особи, ЦТ якої зміщувався назад при повільних рухах, середні значення кута згинання гомілковостопного суглоба ($17,3^\circ \pm 0,38^\circ$) були достовірно меншими ($P < 0,001$) в порівнянні з відповідними значеннями двох інших осіб ($21,05^\circ \pm 0,39$ та $22,9^\circ \pm 0,48^\circ$). Подібна ситуація була і при швидких глибоких рухах присідання, при виконанні яких у особи, ЦТ якої при повільних рухах зміщувався назад, кут згинання в гомілковостопному суглобі

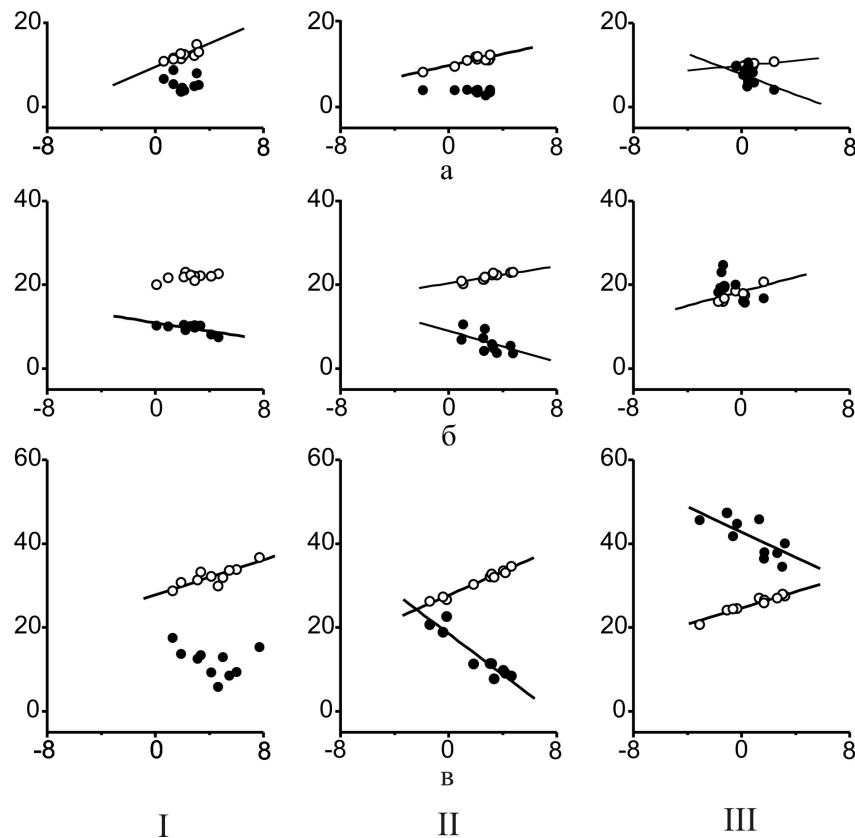


Рис. 3. Співвідношення зміщень центру тиску (ЦТ) на стабілографічну платформу у сагітальній площині та змін кутів в двох суглобах нижньої кінцівки в окремих реалізаціях у трьох осіб (I-III) з вертикальним рухом тулуба при повільному присіданні з відстеженням довільних змін кута в колінному суглобі на 20° (а), 40° (б) та 60° (в). За віссю абсцис – зміщення ЦТ у сагітальній площині в міліметрах, за віссю ординат – зміни в суглобних кутах в градусах. Значення за осями координат відповідають різниці величин тих самих параметрів у вихідному стані та в положенні фіксації колінного суглоба при присіданні. Білі кружечки – дані для гомілковостопного суглоба, чорні – для кульшового. Прямі на графіках вказують на лінійний зв'язок між значеннями, коли коефіцієнт кореляції був статистично значущий ($P < 0,05$)

($26,3^{\circ} \pm 0,32^{\circ}$) був достовірно менше ($P < 0,05$) порівняно з відповідними значеннями, отриманими у двох інших осіб ($31,5 \pm 0,64$ та $31,0^{\circ} \pm 0,45^{\circ}$).

Кут згинання в кульшовому суглобі також вірогідно збільшувався як у спробах всіх трьох осіб ($F(2, 18) = 940,04$; $P = 0,0000$), так у окремих осіб при певних глибинах присідання ($F(4, 36) = 38,961$; $P = 0,0000$). Однак зміни кута в кульшовому суглобі при швидких рухах у тієї особи, ЦТ якої зміщувався назад при виконанні повільних рухів, перевищували в 1,6 – 2 рази відповідні значення, отриманими у двох інших осіб і були достовірно більші за них ($P < 0,05$).

При порівнянні співвідношень величин зміщень ЦТ в сагітальній площині та кутів змінами в гомілковостопному та кульшовому суглобах у одних і тих самих осіб при повільних і швидких рухах (див. рис. 3 та рис. 5 відповідно) встановлено, що наявність лінійного зв'язку між вказаними величинами

для гомілковостопного суглоба практично не залежить від швидкості присідання. В той же час для кульшового суглоба такий зв'язок був встановлений в більшості спроб (6 з 9 випадків) для повільних рухів, тоді як при швидкому присіданні він був знайдений тільки в одному випадку і у однієї особи.

У однієї особи, яка могла присісти, не відриваючи стоп від платформи, але для збереження рівноваги їй необхідно було нахилитися вперед, також простежувалось, що зміщенням в передньо-задньому напрямку відповідають вказані вище зміни в гомілковостопному та кульшовому суглобах. Встановлені достовірні відмінності для всієї сукупності значень кутів згинання в двох суглобах при різних глибинах присідання ($F(6, 54) = 597,0$ $P = 0,000$), однак для повільних і швидких рухів, а також для різних глибин присідання ймовірність відмінностей була різною. При малій глибині присідання значення зміщень ЦТ при повільних ($-0,95 \text{ мм} \pm 0,32 \text{ мм}$) і швид-

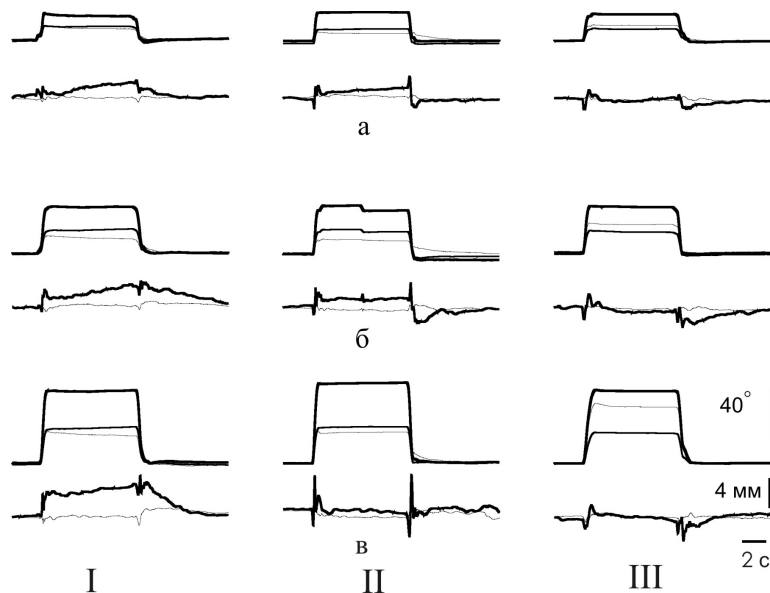


Рис. 4. Зміни кутів у суглобах нижньої кінцівки та зміщення центру тиску на стабілографічну платформу (ЦТ) у сагітальній і фронтальній площинах при швидкому присіданні для трьох осіб (I–III) з вертикальним рухом тулуба з відстеженням довільних змін кута в колінному суглобі на 20° (а), 40° (б) та 60° (в). Для сукупності з однаковими змінами кута в колінному суглобі верхній рядок кривих – гоніограми суглобів, нижній – стабілограми. Гоніограми колінного суглоба надані у вигляді товстих чорних ліній, гомілковостопного суглоба – чорних ліній середньої товщини, кульшового суглоба – тонких чорних ліній. Стабілограми у фронтальній площині надані як тонкі, а у сагітальній – як товсті чорні лінії. Кожна крива є усередненням за 10 присіданнями. Калібровка часу – 2 с, амплітуд гоніограм – 40° та стабілограм – 4 мм

ких ($-0,19 \text{ мм} \pm 0,1 \text{ мм}$) рухах достовірно не відрізнялись, що супроводжувалося приблизно однаковими змінами суглобних кутів, які в двох суглобах не перевищували в середньому 10° . Виконання присідань при зміні кута в колінному суглобі на 40° мало дещо іншу організацію, ніж в рухах малої і великої глибини. Так, у половині спроб середньої глибини повільного присідання ЦТ зміщався вперед, а в решті спроб – назад. В результаті цього при повільному присіданні ЦТ в середньому майже не змістився ($-0,08 \text{ мм} \pm 0,67 \text{ мм}$), тоді як при швидкому присіданні тільки в одній реалізації ЦТ змістився вперед, однак в середньому зміщення ЦТ було назад ($-1,3 \text{ мм} \pm 0,5 \text{ мм}$). Зміни в гомілковостопному суглобі

в присіданнях зі зміною кута в колінному суглобі на 40° достовірно не відрізнялись для повільних рухів ($14,0^\circ \pm 0,5^\circ$) в порівнянні зі швидкими ($12,6^\circ \pm 0,4^\circ$), тоді як зміни кульшовому суглобі були достовірно більшими ($P=0,000122$) в порівнянні з відповідними значеннями в гомілковостопному суглобі, а також при швидких рухах ($56,1^\circ \pm 1,4^\circ$), ніж в повільних присіданнях ($37,5^\circ \pm 1,4^\circ$).

При великій глибині присідання ЦТ в усіх спробах зміщувався тільки назад і становив $-4,8 \pm 0,67 \text{ мм}$ при повільних рухах і $-4,1 \pm 0,4 \text{ мм}$ – при швидких. Це відповідало дещо меншим змінам в гомілковостопному суглобі при повільних ($10,7^\circ \pm 0,37^\circ$) і швидких ($10,5^\circ \pm 0,3^\circ$) рухах, однак ці значення достовірно не

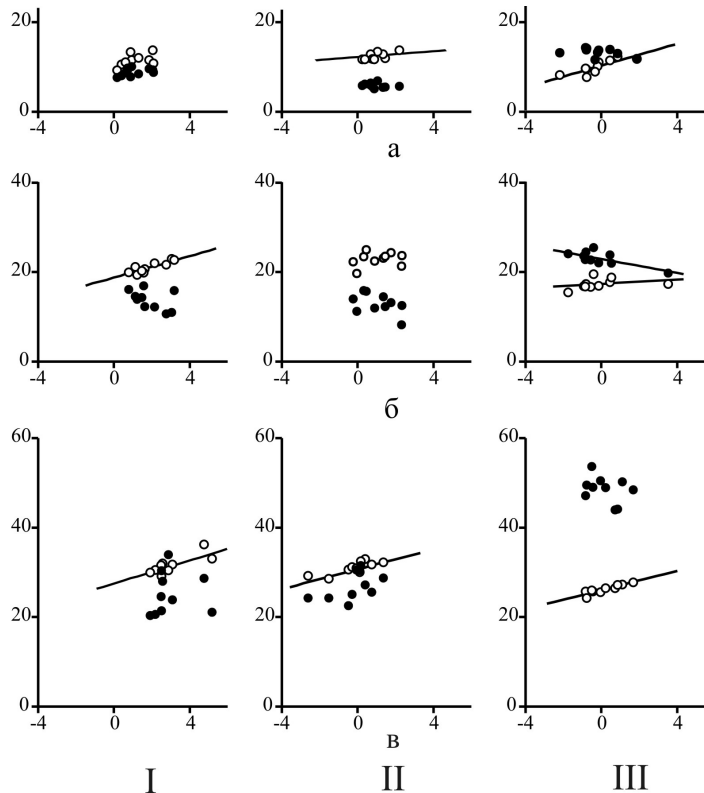


Рис. 5. Співвідношення зміщень центру тиску (ЦТ) на стабілографічну платформу у сагітальній площині та змін кутів в двох суглобах нижньої кінцівки в окремих реалізаціях у трьох осіб (I-III) з вертикальним рухом тулуба при швидкому присіданні з відстеженням довільних змін кута в колінному суглобі на 20° (а), 40° (б) та 60° (в). За віссю абсцис – зміщення ЦТ у сагітальній площині в міліметрах, за віссю ординат – зміни в суглобних кутах в градусах. Значення за осями координат відповідають різниці величин тих самих параметрів у вихідному стані та в положенні фіксації колінного суглоба при присіданні. Білі кружечки – дані для гомілковостопного суглоба, чорні – для кульшового. Прямі на графіках вказують на лінійний зв'язок між значеннями, коли коефіцієнт кореляції був статистично значущий ($P < 0,05$)

відрізнялися між собою та від відповідних змін у цьому суглобі при середній глибині присідання. Кут в кульшовому суглобі достовірно збільшувався ($P=0,000122$) відносно змін в цьому суглобі при середній глибині присідання, складаючи в середньому $71,7^{\circ} \pm 1^{\circ}$ при повільних рухах та $83,8^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$ - при швидких. Лінійний зв'язок між зміщенням ЦТ і зміною кута в гомілковостопному суглобі встановлений для всіх видів спроб у цієї особи, крім швидкого глибокого присідання, для якого достовірний зв'язок встановлений тільки між зміщенням ЦТ та змінами кута в кульшовому суглобі.

У роботі досліджено взаємовідношення характеристик довільних рухів присідання та відповідних постуральних реакцій. Встановлено зв'язок між зміщенням ЦТ у сагітальній площині та кутами згинання в гомілковостопному і кульшовому суглобах при фіксації суглобних кутів під час присідання. Показано, що якщо ЦТ відхилявся вперед від вихідного стану, то відбувалися більші зміни в гомілковостопному суглобі, ніж в кульшовому, а у випадку зміщення ЦТ назад кути згинання в гомілковостопному суглобі зменшувались, а в кульшовому суглобі – збільшувались і могли перевищувати зміни в гомілковостопному суглобі. Ці співвідношення простежені як у повільних, так і швидких рухах у всіх шести осіб, у п'яти з яких тулуб рухався відносно вертикально під час присідання, а у однієї особи він нахилився вперед, особливо при глибоких присіданнях, що було необхідно для підтримання рівноваги. На існування залежності між змінами кутів у гомілковостопному і кульшовому суглоба від зміщення ЦТ вказують також інші автори [14, 17, 18].

Відомо, що у здорових людей, які стоять вертикально на стабілографічній платформі, тулуб коливається в усіх трьох площинах [1, 2, 10]. Передбачається, що коливання в сагітальній площині формуються ЦНС за кількома стратегіями [13, 16]. Вважається, що за гомілковостопною стратегією тулуб і нижні кінцівки рухаються як єдине ціле переважно

навколо гомілковостопного суглоба, а при кульшовій стратегії тулуб і кінцівки коливаються як дві складові переважно навколо кульшового суглоба. У реальних умовах людина використовує комбінацію цих двох стратегій для формування відповідних постуральних реакцій [13]. Можливо, у 4 з 5 осіб, у яких ЦТ на стабілографічну платформу зміщувався вперед при виконанні присідань з вертикальним положенням тулуба з більшим згинанням у гомілковостопному суглобі, ніж в кульшовому, ЦНС використовувала переважно гомілковостопну стратегію з деякими елементами кульшової. У іншій з 5 осіб, яка присідала, утримуючи тулуб вертикально, зі зміщенням ЦТ назад в сагітальній площині, зареєстровано більше кутових змін у кульшовому суглобі, ніж в гомілковостопному. Можна припустити, що у цьому разі ЦНС використала комбінацію гомілковостопної та кульшової стратегій руху з домінуванням останньої. У шостій особі, яка для того щоб виконати присідання без відриву стоп від опори, повинна була нахилитись уперед для дотримання рівноваги, а ЦТ зміщався назад, зміни в кульшовому суглобі в кілька разів перевищували зміни в гомілковостопному суглобі, тобто домінувала кульшова стратегія виконання присідання. Передбачається, що формування довільних рухів, у тому числі і присідання, є результатом взаємодії моторних компонентів, які зумовлені як фізичними показниками (силами, що генерують м'язи, масою тіла та його окремих складових тощо), так довільними факторами, внаслідок чого можуть вибиратись різні групи м'язів для виконання однакових рухів [9, 11]. Нами встановлений лінійний зв'язок між зміщенням ЦТ у сагітальній площині та змінами кута в гомілковостопному суглобі у всіх осіб в більшості серій присідань. За даними інших авторів, гравітаційний момент мас тіл при вертикальній стійці збільшується при збільшенні кута згинання в гомілковостопному суглобі [15, 18]. Відомо, що на рівні гомілковостопного суглоба контроль рівноваги більш важливий,

ніж контроль над рухами [8], а активні зміни кута в гомілковостопному суглобі забезпечується переважно двома найбільшими м'язами гомілки: литковим і великим гомілковим [4]. Можливо, одним з чинників забезпечення рівноваги при присіданні є відповідність між силами у вигляді зміщення ЦТ і силами, які виникають у гомілковостопному суглобі при його згинанні. Ці процеси зумовлені біомеханічними факторами при мінімальних довільних впливах на рівні гомілковостопного суглоба через обмеження, пов'язані з дотриманням рівноваги. За нашими результатами, лінійний зв'язок між зміщенням ЦТ і змінами кута в кульшовому суглобі при присіданні траплявся в 1,6 раза рідше порівняно з гомілковостопним суглобом у тих самих осіб. Відомо, що згинання у кульшовому суглобі забезпечується участю м'язів стегна, таза, живота та спини [4]. Ймовірно, баланс сил, які виникають у кульшовому суглобі при зміщенні ЦТ внаслідок присідання тільки частково компенсуються силами, які виникають у результаті м'язового скорочення при певному куті згинання в цьому суглобі. Повний же баланс може сформуватися за участю інших м'язів, скорочення яких прямо не пов'язано зі зміною кута у кульшовому суглобі. Тому ми вважаємо, що формування багатосуглобного руху присідання на рівні кульшового суглоба може відбуватися за участю як біомеханічних, так і довільних факторів. Передбачається, що деякі питання постурального контролю довільних рухів присідання будуть з'ясовано в наступних роботах, присвячених дослідженню довільних рухів присідання з використанням електроміографічної реєстрації активності м'язів нижньої кінцівки в поєднанні з кінематичними результатами.

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

**СМЕЩЕНИЯ ЦЕНТРА ДАВЛЕНИЯ
НА ОПОРУ И ИЗМЕНЕНИЯ УГЛОВ
В СУСТАВАХ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ
ПРИ ПРИСЕДАНИИ**

Взаимосвязь движений и их постуральной коррекции

изучали на основании соотношения смещения центра давления (ЦТ) на стабилографическую платформу в передне-заднем направлении и угловых изменений относительно исходного состояния в голеностопном и тазобедренном суставах при произвольном приседании у шести здоровых лиц. Установлено, что при приседании со смещением ЦТ вперед в положении фиксации суставных углов больше сгибался голеностопный сустав, чем тазобедренный, а при смещении ЦТ назад углы сгибания в голеностопном суставе имели меньшие значения, а в тазобедренном – большие. Линейная связь между смещением ЦТ и углами сгибания чаще наблюдалась в голеностопном суставе, что может указывать на то, что при приседании в положение фиксации суставных углов сгибание в этом суставе определяется преимущественно биомеханикой скелета, тогда как в тазобедренном суставе, возможно, биомеханические факторы в значительной мере сочетаются с центральными процессами регуляции позы.

Ключевые слова: биомеханика, нижняя конечность, суставные углы, стабилография.

V.I. Khorevin, A.V. Gorkovenko, I.V. Vereschaka

**DISPLACEMENT OF CENTER
OF PRESSURE ON THE SUPPORT
AND CHANGES OF THE JOINT ANGLES OF
THE LOWER EXTREMITY AT SQUATTING**

The relationship between movements and their postural adjustments was studied on the basis of the relation between the displacement of center of pressure (CoP) on grand force platform in the anterior-posterior direction and angular changes in the ankle and hip joints during squat in six healthy individuals. It was shown that during the fixation of the joint angles at the squatting the ankle joint more flexed than the hip joint when the CoP shifted forward, while the back displacement of the CoP resulted in more prominent changing of angular joint at the hip joint than at the ankle joint. A linear relationship between the displacement of CoP and the flexion angles more frequently observed at the ankle joint than at the hip, which may indicate that during squatting at the locked position of the joint angles the flexion of the ankle joint was determined mainly by the biomechanics of the skeleton, while in the hip joint biomechanical factors could largely combined with the central processes controlling posture.

Key words: biomechanics, lower extremity, joint angles, stabilography.

O.O. Bogomoletz Institute of Physiology, the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гурфинкель В.С., Коц Я. М., Шик М. Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965. – 256 с.
2. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. – М.: МБН. – 2007. – 640 с.

3. Шапков Ю.Т., Анисимова Н.П., Герасименко Ю.П., Романов С.П. Регуляция следящих движений. – Ленинград: Наука. – 1988. – 276 с.
4. Синельников Р. Д. Атлас анатомии человека. – М.: Гос. издат-во мед. литературы. – Том 1. 1963. – 477 с.
5. Babinski J. De l'asynergie cerebelleuse//Rev. Neurol. Paris. – 1899. –7. – 806816. цит. за Frank J.S., Earl M. Coordination of posture and movement//Phys. Therap. – 1990. – **70**, №12. – P. 855–863.
6. 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.
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. Frank J.S., Earl M. Coordination of posture and movement//Phys. Therap. – 1990. – 70, №12. – P. 855–863.
10. Goodworth A.D., Peterka R.J. Influence of stance width on frontal plane postural dynamics and coordination in human balance control//J. Neurophysiol. – 2010. – **104**, №2. – P.1103–1118.
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. Hess W.R. Teleokinetisches und ereismatisches Kraftesystem in Biomotorik//Helv. Physiol. Pharm. Acta – 1943. – **1**.– С.62-63. цит. за 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.
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. Hwang S., Kim Y., Kim Y. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting//BMC Musculoskelet. Disord. – 2009. – **10**. – 15 p.
15. Morasso P. G., Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?//J. Neurophysiol. – 1999. –82, №3. – P. 1622–1626.
16. 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.
17. Schoenfeld B. J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance//J. Strength. Cond. Res. – 2010. – **24**, №12. – P. 3497–3506.
18. 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
E-mail: vkhor@biph.kiev.ua

Матеріал надійшов до редакції 06.12.2011