

Зміни параметрів фізіологічного тремору кисті під час різної активності м'язів верхньої кінцівки людини

І.Ю. Гнатчук, В.В. Манько

Львівський національний університет імені Івана Франка; e-mail: iryna.gnatchuk@lnu.edu.ua

Досліджено вплив різної активності м'язів верхньої кінцівки на частоту та амплітуду фізіологічного тремору кисті у 40 осіб жіночої статі 18-19-річного віку. Тести проводили у двох положеннях кисті руки (долонею та ребром донизу) та у трьох позиціях (у спокої, у постуральному стані та під час навантаження). У положенні кисті долонею донизу у спокої частота фізіологічного тремору вздовж осі x становила $7,74 \pm 0,28$ Гц, осі y - $7,38 \pm 0,34$ Гц, осі z - $7,47 \pm 0,22$ Гц, а амплітуда вздовж цих осей - $0,12 \pm 0,01$, $0,22 \pm 0,02$ та $0,24 \pm 0,02$ мм відповідно. Внаслідок переведення кисті у постуральний стан частота фізіологічного тремору вздовж осі z, яка збігається із силою земного тяжіння, збільшилася до $8,10 \pm 0,18$ Гц, а амплітуда тремору вздовж осей x, y, z - на 33, 90 та 216 % відповідно. Навантаження 100 і 200 г спричинило зниження частоти і амплітуди фізіологічного тремору у цьому положенні кисті. У положенні кисті ребром донизу частота фізіологічного тремору теж змінювалася лише вздовж осі, яка збігається із силою земного тяжіння, а амплітуда не змінювалася, що пояснюється особливостями будови променезап'ясткового суглоба. Отримані результати можна пояснити різною активністю і почерговістю залучення м'язів у роботу для підтримання кисті в заданому положенні. Отже, у стані спокою, незалежно від положення кисті, тонус м'язів, що підтримує променезап'ястковий суглоб, практично не впливає на частоту та амплітуду фізіологічного тремору. Під час переведення кінцівки в обох випадках у постуральний стан статистично достовірні зміни частоти фізіологічного тремору спостерігаються лише вздовж осі, котра збігається з напрямком сили тяжіння. Амплітуда тремору теж залежить від навантаження кінцівки, але тільки у положенні кисті долонею донизу.

Ключові слова: фізіологічний тремор; частота і амплітуда фізіологічного тремору; положення кисті руки; навантаження; променезап'ястковий суглоб; акселерометр.

ВСТУП

Фізіологічний тремор зазвичай не відчувається людиною і не створює їй дискомфорту, проте залишається важливим фактором, який впливає на виконання точних рухів (оперативні втручання, збирання дрібних деталей тощо). Він виникає внаслідок взаємодії центральних і периферичних механізмів [1-4]. Одними із важливих складників останніх є механічні коливання внаслідок діяльності суглобово-м'язово-сухожильної системи [5]. Під час різних функціональних станів кінцівки амплітудно-частотні параметри тремору змінюються [1, 5-7]. Але участь конкретних м'язів

© І.Ю. Гнатчук, В.В. Манько

у виникненні фізіологічного тремору кисті і досі залишається нез'ясованою.

Тремор зазвичай реєструють як сигнал прискорення, центральна частота якого становить 8-12 Гц [2-3, 8]. Крім частоти, важливим показником є амплітуда тремору. Значну кількість досліджень фізіологічного тремору рук проведено за допомогою п'єзоелектричних акселерометрів [1, 4, 7, 9-11] чи у поєднанні з електроміографією [1, 4, 7, 11]. Одночасне використання обох методів зумовлене низкою недоліків п'єзоелектричних акселерометрів.

За останні десятиліття були розроблені датчики на основі мікроелектромеханічних

систем (MEMS). Основними їхніми перевагами є висока надійність, відносно низька ціна і малі габарити, а також простота використання і здатність забезпечувати стабільність показників у досить жорстких умовах навколишнього середовища (перепади температур, вологість, вібрація, електромагнітні і високочастотні перешкоди) [12]. Використання акселерометра MEMS відкриває нові перспективи в оцінці параметрів різних рухів, оскільки нівелюються умови середовища, а висока точність отриманих результатів дає змогу наблизитися до розуміння фізіологічних механізмів. Акселерометри MEMS для дослідження тремору почали застосовувати після 2010 р., але аналізували рухи лише вздовж однієї осі [13-14]. Такий підхід, на нашу думку, є не зовсім оптимальним для з'ясування ролі конкретних м'язів (чи навіть груп м'язів) у виникненні фізіологічного тремору.

Метою нашої роботи була реєстрація за допомогою акселерометрів MEMS частоти і амплітуди фізіологічного тремору, що виникають у різних положеннях кисті під час різної активності м'язів кінцівки, спричиненої фізичним навантаженням.

МЕТОДИКА

У дослідженні брали участь 40 осіб жіночої статі віком 18-19 років, які навчаються за спеціальністю «Біологія». Стресогенність студентів цієї спеціальності є нижчою, ніж студентів інших спеціальностей [15], а, як відомо, стрес є причиною появи посиленого фізіологічного тремору [16]. Всі експерименти проведено згідно з Гельсінською декларацією Всесвітньої медичної асоціації «Етичні принципи медичних досліджень за участю людини як об'єкта дослідження». Протокол дослідіду був схвалений комісією з біоетики Львівського національного університету імені Івана Франка. Обстежувані давали письмову згоду на участь у дослідженні, заповнювали анкету (анамнестичні дані,

в тому числі про наявність неврологічних захворювань і стресових чинників на момент проведення дослідження, емоційний стан), а також були попереджені про те, що перед експериментом не можна вживати кави, міцного чаю, алкоголю, не займатися важкою фізичною працею.

За основу експерименту було взято протокол проведення досліджень Стурман та співавт. [7]. Обстежуваних садили на стілець висотою 46 см з прямою спинкою. За потреби здійснювали підтримку стоп таким чином, щоб зберігались прямі кути між тулубом і стегном та стегном і гомілкою. Ручка стільця слугувала опорною поверхнею для передпліччя. Вона була на висоті 67 см від підлоги та мала 28 см у довжину. Праве передпліччя (домінуюче) розміщували на опорній поверхні так, щоб ліктювий відросток знаходився на рівні кінця поверхні ручки стільця. У цій позиції ліктювий суглоб був зігнений на 90°, плечовий суглоб був злегка відведений.

Відкалібрований акселерометр MPU6050 («InvenSense», Китай) розміщували на 2 см проксимальніше другого п'ястково-фалангового суглоба. Частоту і амплітуду тремору реєстрували у двох положеннях кисті руки - долонею та ребром донизу та у трьох позиціях - у спокої (кисть вільно звисала з опорної поверхні), у постуральному стані (кисть розміщувалася паралельно або перпендикулярно опорній поверхні) та під час навантаження (на кисть у постуральному стані підвішували гирі масою 100 та 200 г; рисунок). Ремінь для підвішування вантажу розміщували на 1 см дистальніше від 2-5-го п'ястково-фалангових суглобів. Запис тривав 30 с з 3-хвилинною перервою. Результати кожного випробування були збережені на жорсткому диску комп'ютера.

Тремор, спричинений відведенням-приведенням променезап'ясткового суглоба, реєстрували навколо сагітальної осі (вісь у акселерометра), згинанням-розгинанням суглоба - навколо фронтальної осі (вісь z),

рухом у дистальному напрямку - вісь x . На відміну від дослідження Стурман і співавт. [7], у нашій роботі реєстрація прискорення вздовж трьох взаємно-перпендикулярних осей дала змогу проаналізувати внесок тієї чи іншої групи м'язів у зміну частоти / амплітуди фізіологічного тремору кисті.

Для зчитування результатів з акселерометра використано авторську програму. Перетворення прискорення у частоту та амплітуду здійснено функцією швидке перетворення Фур'є програми «OriginPro» з довірчим інтервалом 0,05. Для аналізу обрано частоти 2-30 Гц, що дає змогу не враховувати коливання, спричинені скороченням серця, рухом крові великими судинами тощо. Для подальшого опрацювання використано частоту і амплітуду першої гармоніки. Статистичний аналіз, а саме визначення середнього арифметичного значення вибірки (M), середнього квадратичного відхилення, похибки середнього арифметичного (m), критерію t Стьюдента здійснено за допомогою функцій Microsoft

Excel. Для визначення вірогідності змін порівнювали постуральний стан із спокоєм, а також стан кінцівки з навантаженнями до постурального стану.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

У положенні руки долонею донизу у спокої частота фізіологічного тремору знаходилась в межах 7,38-7,74 Гц вздовж трьох осей. Внаслідок переведення кисті в постуральний стан вона зросла вздовж осі z до $8,10 \pm 0,18$ Гц та спостерігалася тенденція до зростання частоти вздовж осей x та y . Відомо, що внаслідок збільшення навантаження частота фізіологічного тремору зменшується вздовж сили земного тяжіння [7]. Нами також було встановлено, що під час навантаження кисті масою 100 г цей показник зменшувався вздовж осі z на 20,6 %, проте навантаження масою 200 г призводило до його зменшення вздовж усіх трьох осей x , y та z - на 12,17, 17,98 та 29,75 % відповідно (табл. 1).

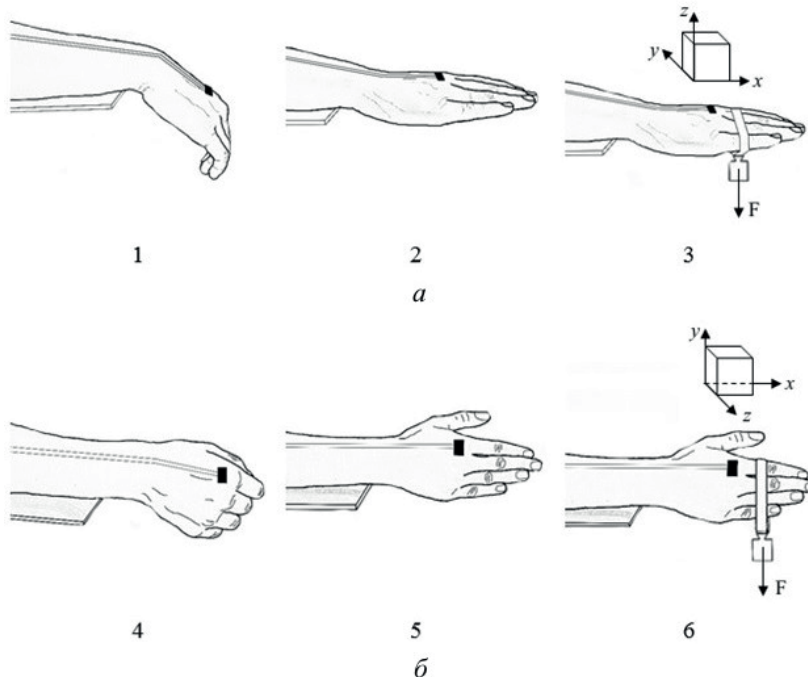


Схема проведення експерименту. Положення руки долонею (а) та ребром (б) донизу: 1, 4 - стан спокою, 2, 5 - постуральний стан, 3, 6 - за навантаження; x , y , z - напрямки осей акселерометра; F - напрямки сили тяжіння

Для того щоб з'ясувати, чи впливає положення руки на параметри тремору, здійснено запис у положенні кисті ребром донизу, частота фізіологічного тремору становила 6,48-7,10 Гц. Переведення кисті у постуральну позицію зумовило зростання цього показника вздовж осі у, яка наразі збігається із напрямком сили земного тяжіння, на 40,28 %. Під час навантаження кисті масою 100 і 200 частота фізіологічного тремору зменшувалася вздовж цієї осі на 13,31 та 25,19 % відповідно.

У положенні руки долонею донизу амплітуда тремору кисті в стані спокою становила 0,12-0,24 мм. У постуральному стані вона зросла вздовж осей x, y, z на 33, 90 та 216 % відповідно. Під час навантаження 100 г амплітуда зменшилася вздовж осі z на 44,74 %, а при навантаженні 200 г - на 47,37 %. Статистично вірогідних змін значення амплітуди фізіологічного тремору у положенні кисті ребром донизу внаслідок зміни позиції не спостерігалось (табл. 2).

Отже, у зміні як частоти фізіологічного тремору, так і амплітуди, спостерігається загальна тенденція - переведення кінцівки

у постуральний стан спричиняє збільшення цих параметрів, а навантаження кисті - зменшення. Але ці зміни є статистично достовірними лише вздовж фронтальної осі, що пояснюється анатомічними особливостями суглоба, а саме діапазоном руху згинання-розгинання, а також дією сили тяжіння.

Променезап'ястковий суглоб є дистальним суглобом верхньої кінцівки і дає змогу кисті, як виконавчому сегменту, займати оптимальне положення для виконання хапальних функцій. Суглоб рухається навколо двох осей: сагітальної - приведення-відведення, фронтальної - згинання-розгинання. Діапазон приведення становить 45°, а відведення не перевищує 15°, згинання-розгинання - 85° [17].

Причин виникнення фізіологічного тремору є багато - механічні властивості кінцівок [4, 18-20], рефлекси розтягнення [18-21], діяльність серця і рух крові по судинах [2], а також центральних осциляторів [1, 11, 19-20, 22]. Оскільки для аналізу використано діапазон частот 2-30 Гц, робота серця і кровотік не впливають на вимірювані показники. Через те що передпліччя під час виконання досліджу знаходилося на опорній

Таблиця 1. Частота фізіологічного тремору у положенні руки долонею і ребром донизу

Позиція кисті	Частота тремору, Гц		
	дистальний напрям руху (вісь x)	сагітальна вісь (вісь y)	фронтальна вісь (вісь z)
Положення руки долонею донизу			
Спокій	7,74±0,28	7,38±0,34	7,47±0,22
Постуральний стан	8,22±0,35	8,23±0,51	8,10±0,18*
З навантаженням 100 г	7,85±0,40	7,63±0,47	6,45±0,18##
З навантаженням 200 г	7,22±0,33#	6,75±0,31#	5,69±0,12###
Положення руки ребром донизу			
Спокій	7,10±0,31	6,48±0,43	6,97±0,34
Постуральний стан	7,53±0,38	9,09±0,40***	6,21±0,34
З навантаженням 100 г	7,59±0,29	7,88±0,31#	5,98±0,29
З навантаженням 200 г	7,57±0,26	6,80±0,24###	6,62±0,32

Примітка: тут і в табл. 2 сила тяжіння збігається з напрямком осі z у положенні руки донизу або осі у у положенні руки ребром донизу; * P<0,05, *** P<0,001 відносно стану спокою; # P<0,05, ## P<0,01, ### P<0,001 відносно постурального стану.

поверхні, всі зміни частоти та амплітуди тремору виникали внаслідок змін у діяльності променезап'ясткового суглоба та м'язів, що забезпечують рухи кисті. Вплив усіх інших компонентів, очевидно, не залежить від зміни позиції кисті. Для опису груп м'язів, які активуються для підтримання кисті в певному положенні, ми використали класифікацію за Капанджи [17].

У стані спокою механічні властивості м'язів згиначів-розгиначів кисті практично не впливають на частоту і амплітуду тремору. Для підтримання кисті у постуральному стані слід задіяти м'язи передпліччя. За рахунок активації довгого променевого розгинача зап'ястка кисть утримується у заданій позиції, тому і зростає частота тремору. Компенсаторна активація м'язів-розгиначів кисті II групи (ліктьового м'яза-розгинача зап'ястка) і IV (довгого і короткого променевого м'яза-розгинача зап'ястка) є, очевидно, причиною зменшення частоти та амплітуди тремору в положенні кисті долонею вниз під час навантаження. При навантаженні 200 г спостерігається зменшення частоти фізіологічного тремору вздовж осі x (дистальний напрям) що, ймовірно, пояснюється додатковим залученням у роботу ліктьового і плечового суглобів та

м'язів переднього і заднього відділів плеча для утримання вантажу.

У положенні кисті ребром донизу статистично вірогідна зміни частоти тремору внаслідок зміни позиції спостерігається вздовж осі, яка збігається з силою земного тяжіння. Наразі компенсаторно активуються м'язи III групи (довгий долонний м'яз, променевиї згинач зап'ястка) і IV. Це і спричинює зменшення частоти коливань під час додавання вантажу. Статистично вірогідних змін амплітуди фізіологічного тремору за розміщення кисті ребром донизу не зареєстровано, що зумовлено особливостями променезап'ясткового суглоба, а саме малим діапазоном рухів приведення-відведення в ньому.

Отже, у стані спокою незалежно від положення кисті тонус м'язів, що підтримує променезап'ястковий суглоб, практично не впливає на частоту та амплітуду фізіологічного тремору. Під час переведення кінцівки в обох випадках у постуральний стан достовірні зміни частоти фізіологічного тремору спостерігаються лише вздовж осі, котра збігається з напрямком сили тяжіння. Амплітуда тремору також залежить від навантаження кінцівки, але тільки у положенні кисті долонею донизу.

Таблиця 2. Амплітуда фізіологічного тремору у положенні руки долонею і ребром донизу

Позиція кисті	Амплітуда тремору, мм		
	дистальний напрям руху (вісь x)	сагітальна вісь (вісь y)	фронтальна вісь (вісь z)
Положення руки долонею донизу			
Спокій	0,12±0,01	0,22±0,02	0,24±0,02
Постуральний стан	0,16±0,01*	0,42±0,08*	0,76±0,13***
З навантаженням 100 г	0,13±0,01	0,27±0,02	0,42±0,03##
З навантаженням 200 г	0,13±0,01	0,25±0,01#	0,40±0,08#
Положення руки ребром донизу			
Спокій	0,12±0,005	0,15±0,01	0,19±0,01
Постуральний стан	0,13±0,007	0,17±0,01	0,21±0,01
З навантаженням 100 г	0,17±0,04	0,18±0,01	0,29±0,05
З навантаженням 200 г	0,12±0,007	0,17±0,01	0,26±0,02

The authors of this study confirm that the research and publication of the results were not associated with any conflicts regarding commercial or financial relations, relations with organizations and/or individuals who may have been related to the study, and interrelations of coauthors of the article.

И. Ю. Гнатчук, В. В. Манько

ИЗМЕНЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО ТРЕМОРА КИСТИ ВО ВРЕМЯ РАЗЛИЧНОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Исследовано влияние различной активности мышц верхней конечности на частоту и амплитуду физиологического тремора кисти у 40 женщин 18-19-летнего возраста. Тесты проводили в двух положениях кисти руки (ладонью и ребром вниз) и в трех позициях (в покое, в постуральном состоянии и во время нагрузки). В положении кисти ладонью вниз в покое частота физиологического тремора вдоль оси x составляла $7,74 \pm 0,28$ Гц, оси y - $7,38 \pm 0,34$ Гц, оси z - $7,47 \pm 0,22$ Гц, а амплитуда тремора вдоль этих осей - $0,12 \pm 0,01$, $0,22 \pm 0,02$ и $0,24 \pm 0,02$ мм соответственно. Вследствие перевода кисти в постуральный состояние частота физиологического тремора вдоль оси z, которая совпадает с силой земного притяжения, увеличилась до $8,10 \pm 0,18$ Гц, а амплитуда тремора вдоль осей x, y, z - на 33, 90 и 216% соответственно. Нагрузка 100 и 200 г привела к снижению частоты и амплитуды физиологического тремора в этом положении кисти. В положении кисти ребром вниз частота физиологического тремора тоже менялась только вдоль оси, совпадающей с силой земного притяжения, а амплитуда не менялась, что объясняется особенностями строения лучезапястного сустава. Полученные результаты можно объяснить разной активностью и очередность вовлечения мышц в работу для поддержания кисти в заданном положении. Итак, в состоянии покоя независимо от положения кисти, тонус мышц, поддерживает лучезапястный сустав, практически не влияет на частоту и амплитуду физиологического тремора. При переводе конечности в обоих случаях в постуральный состояние статистически достоверные изменения частоты физиологического тремора наблюдаются только вдоль оси, которая совпадает с направлением силы тяжести. Амплитуда тремора тоже зависит от нагрузки конечности, но только в положении кисти ладонью вниз.

Ключевые слова: физиологический тремор; частота и амплитуда физиологического тремора; положение кисти руки; нагрузка; лучезапястный сустав; акселерометр.

I.Yu. Gnatchuk, V. V. Manko

CHANGES IN PHYSIOLOGICAL TREMOR PARAMETERS OF THE BRUSH FOR DIFFERENT HUMAN UPPER LIMB MUSCLE ACTIVITY

Influence of different types of activity of muscles of the upper limb on the frequency and amplitude of physiological tremor in 40 females of 18-19 years old was investigated. Tests were carried out in two positions of the brush (palm down and palm rib down) as well as in three positions (at rest, in postural condition, and during loading). In the position of the brush with the palm down in the rest, the frequency of the physiological tremor was along the x-axis 7.74 ± 0.28 Hz, y-axis - 7.38 ± 0.34 Hz, z-axis - 7.47 ± 0.22 Hz, whereas the amplitude was 0.12 ± 0.01 , 0.22 ± 0.02 and 0.24 ± 0.02 mm, respectively. As a result of displacement of the brush to the postural condition, the frequency of physiological tremor increased along the z-axis, which coincides with the force of gravity, to 8.10 ± 0.18 Hz, and the amplitude increased along three axes by 33%, 90%, and 216%, respectively. Applying the load 100 and 200 g led to a decrease in the frequency and amplitude of the physiological tremor in this position of the brush. In the position of the brush with a palm rib down, the frequency data also varied only along the axis, which coincides with the force of gravity, whereas changes in the amplitude were not detected, which is explained by the features of the radial-wrist joint structure. The results could be explained by different activity and alternation of the muscles involved in the work when maintaining the brush in a given position. Consequently, in the state of rest, regardless of the position of the brush, the muscle tone supporting the radial-wrist joint practically does not affect the frequency and amplitude of the physiological tremor. When transferring the limb to the postural condition, in both cases, statistically significant changes in the frequency of the physiological tremor are observed only along the axis, which coincides with the force of gravity. The tremor amplitude also depends on the load of the limb, but only in the position of the hand with the palm down.

Key words: physiological tremor; frequency and amplitude of physiological tremor; hand brush position; load; radiocarpal joint; accelerometer.

*Ivan Franko National University of Lviv,
e-mail: iryna.gnatchuk@lnu.edu.ua*

REFERENCES

1. McAuley J, Rothwell J, Marsden C. Frequency peaks of tremor, muscle vibration and electromyographic activity at 10 Hz, 20 Hz and 40 Hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing. *Exp Brain Res.* 1997;114(3):525-41.
2. Elble R, Randal G. Mechanistic components of normal hand tremor. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1978;44(1):72-82.

3. HoEmberg V, Hefter H, Reiners K, Freund H. Differential effects of changes in mechanical limb properties on physiological and pathological tremor. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1987; 50(5):568-79.
4. Stiles R, Randall J. Mechanical factors in human tremor frequency. *J Appl Physiol*. 1967;23(3):324-30.
5. Andrade A. Practical applications in biomedical engineering. London: IntechOpen; 2013. Chapter 2. Human Tremor: Origins, Detection and Quantification: 1-24.
6. Takanokura M, Sakamoto K. Neuromuscular control of physiological tremor during elastic load. *Med Sci Monit*. 2005;11(4):CR143-52.
7. Sturman M, Vaillancourt D, Corcos D. Effects of aging on the regularity of physiological tremor. *J Neurophysiol*. 2005;93(6):3064-74.
8. Lakie M, Vernooij C, Osborne T, Reynolds R. The resonant component of human physiological hand tremor is altered by slow voluntary movements. *J Physiol*. 2012;590(10):2471-83.
9. Duval C, Jones J. Assessment of the amplitude of oscillations associated with high-frequency components of physiological tremor: impact of loading and signal differentiation. *Exp Brain Res*. 2005;163:261-6.
10. Marsden C, Meadows J, Lange G, Watson R. The relation between physiological tremor of the two hands in healthy subjects. *Electroenceph Clin Neurophysiol*. 1969;27(2):179-85.
11. Raethjen J, Pawlas F, Lindemann M, Wenzelburger R, Deuschl G. Determinants of physiologic tremor in a large normal population. *Clin Neurophysiol*. 2000;111(10):1825-37.
12. Yazdi N, Farrokh A, Khalil N. Micromachined inertial sensors. *Proc. IEEE*. 1998;86:1640-59.
13. Vernooij C, Reynolds R, Lakie M. A dominant role for mechanical resonance in physiological finger tremor revealed by selective minimization of voluntary drive and movement. *J Neurophysiol*. 2013;109(9):2317-26.
14. Mehta A, Brittain J, Brown P. The selective influence of rhythmic cortical versus cerebellar transcranial stimulation on human physiological tremor. *J Neurosci*. 2014; 34(22):7501-8.
15. Hulka O. Dynamics of spectral indexes of heart variability rate of the students with different character of the educational loading. *Fiziol Zh*. 2015;61(4):98-104. [Ukrainian].
16. Crawford P, Zimmerman E. Tremor: Sorting Through the Differential Diagnosis. *Am Fam Physician*. 2018 Feb 1;97(3):180-6.
17. Kapanji A. Upper limb. *Physiology of the joints*. Moscow; 2009. [Russian].
18. Deuschl G, Bain P, Brin M. Consensus statement of the movement disorder society on tremor. *Ad hoc scientific committee. Mov Disord*. 1998;13 Suppl 3:2-23.
19. Deuschl G, Raethjen J, Lindemann M, Krack P. The pathophysiology of tremor. *Muscle Nerve*. 2001;24(6):716-35.
20. McAuley J, Marsden C. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain*. 2000;123 (Pt 8):1545-67.
21. Hagbarth K, Young R. Participation of the stretch reflex in human physiological tremor. *Brain*. 1979;102(3):509-26.
22. Williams E, Soteropoulos D, Baker S. Spinal interneuron circuits reduce approximately 10-Hz movement discontinuities by phase cancellation. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2010;107(24):11098-103.

Матеріал надійшов до редакції 04.12.2018