

зи 0,275 и 0,35. При этом по рис. 3 видно, что при увеличении сопротивления нагрузки поиск локального максимума усложняется. Одной из причин может являться относительно большой шаг изменения коэффициента связи в ходе исследования. Рассчитанные локальные максимумы при сопротивлениях нагрузки 20...80 Ом приблизительно одинаковы и находятся в диапазоне 17,26...18,07 Вт.

Заключение

Исследовано влияние смещений передающей и принимающей катушек на устойчивость системы ЧИПЭ при различных режимах работы ИМП. Смещения катушек можно описать при помощи коэффициента связи, в то время как различным режимам работы ИМП соответствуют разные сопротивления нагрузки системы ЧИПЭ. При заданном положении катушек возможно рассчитать диапазон выходных мощностей, величина которого, как правило, зависит от верхней границы. Для каждого режима работы ИМП при исследовании верхней границы диапазона выходных мощностей возможно выделить локальный максимум. Как правило, чем больше сопротивление нагрузки, тем при большем коэффициенте связи находится этот максимум. Однако с ростом сопротивления нагрузки выходная мощность изменяется все более плавно, что усложняет поиск локального максимума. Также стоит отметить, что величины рассчитанных максимумов приблизительно одинаковы и подбор конденсаторов с более высокой точностью позволит уменьшить разницу между максимумами.

Работа выполнена в рамках государственного задания, соглашение № 075-03-2020-216 от 27.12.2019 г.

Список литературы:

1. Eldridge P., Simpson B.A., Gilbart J. The role of rechargeable systems in neuromodulation // *European Neurological Review*. 2011. Vol. 6. № 3. PP. 187-192.
2. Li X., Yang Y., Gao Y. Visual prosthesis wireless energy transfer system optimal modeling // *Biomedical Engineering Online*. 2014. Vol. 13. № 3. PP. 1-11.

3. Zeng F.-G., Rebscher S., Harrison W., Sun X., Feng H. Cochlear implants: System design, integration, and evaluation // *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2008. Vol. 1. PP. 115-142.
4. Danilov A.A., Itkin G.P., Selishchev S.V. Progress in methods for transcutaneous wireless energy supply to implanted ventricular assist devices // *Biomedical Engineering*. 2010. Vol. 44. № 4. PP. 125-129.
5. Sokal N.O. Class-E RF power amplifiers // *QEX*. 2001. Vol. 202. № 1. PP. 9-20.
6. Liu H., Shao Q., Fang X. Modeling and optimization of class-E amplifier at subnominal condition in a wireless power transfer system for biomedical implants // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2017. Vol. 11. № 1. PP. 35-43.
7. Surkov O.A., Danilov A.A., Mindubaev E.A. An algorithm for designing AC generators for inductive powering systems of batteryless implants // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 52. № 5. PP. 331-334.
8. Mindubaev E.A., Selyutina E.V., Danilov A.A. Tuning of class E power amplifier for compensating the effect of the receiver coil implantation depth on the operation of a wireless transcutaneous energy transfer system // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 54. № 4. PP. 258-261.

Елена Викторовна Селюткина,
инженер,

Константин Олегович Гуров,
инженер,

Эдуард Адипович Миндубаев,
канд. техн. наук, доцент,

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,

Институт биомедицинских систем,

ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский

университет «Московский институт электронной техники»,

г. Москва, г. Зеленоград,

e-mail: constantinegurov@yandex.ru

А.В. Тараканов, А.А. Тараканов, С.А. Чеботов, В.В. Ефремов

Возможности компьютерной стабилотрии на четырехопорном варианте платформы для сравнительного анализа постановки стоп

Аннотация

Компьютерная стабилотрия на четырехопорном варианте стабилотриформы позволяет применять «свободную» постановку ног, что принципиально важно для больных и испытуемых различного возраста. Конструкция стабилотриформы имеет большое значение для поиска оптимальной постановки стоп при регуляции прямохождения, лечения и интерпретации результатов, сравнении с другими исследованиями.

Введение

Метод компьютерной стабилотрии (КСМ) является одним из способов исследования работы мозга и базовым постулатологическим методом. КСМ заключается в оценке функции равновесия стоящего человека и основан на регистрации траектории движения центра давления на плоскость опоры в положении стоя в покое, а также при выполнении самых различных диагностических тестов [1]. В связи с применением аппаратуры различных фирм возможны ошибки методического характера, связанные с полом, возрастом, болезнью, психоэмоциональным состоянием, конструкцией платформ [1]-[5].

Для правильного применения КСМ важна постановка стоп человека на стабилотриформу. Приняты: «европейская» (стопы разведены на угол 30° и расстояние между внутренними поверхностями пяточной области 2 см) и нормированная «американская» (стопы параллельны друг другу на расстоянии,

привязанном к антропометрическим параметрам обследуемого, – расстоянию между передневерхними осями таза) [6]. Существует и «свободная» постановка, которая визуально занимает среднее положение между «европейской» и «американской». Варианты выбора постановки зависят от устоявшихся стереотипов, страны, технических аспектов аппаратуры обследования [6], [7]. Хотя априори понятно, что при «свободной» постановке мышцы, участвующие в поддержании вертикальной позы у здорового и особенно больного человека, находятся в привычном для человека тоне.

Состояние, проблемы и требования к современным стабилотриформам изложены в работах [1], [2], [6], [7]. В большинстве моделей отечественных и зарубежных стабилотриформ используется трехопорная схема, что существенно сокращает количество технических проблем. Однако этой схеме присущи недостатки, связанные с незначительным диапазоном оценки координат центра давления (ЦД), минимальным радиусом

поля регистрации и отсутствием возможности определять стабилметрические показатели «свободной» постановки стоп. В четырехопорных платформах при равных габаритах радиус поля регистрации ЦД больше в 2 раза, а площадь – примерно в 3 раза [8].

Целью нашего исследования явился сравнительный анализ стабилметрических показателей в зависимости от «американской», «европейской» и «свободной» постановки стоп на четырехопорном варианте стабилплатформы.

Материалы и методы

Работа выполнена в проблемной научной лаборатории «Физические методы диагностики и лечения» РостГМУ. КСМ проведена у здоровых студентов-добровольцев мужского пола ($n = 74$): возраст – $19,7 \pm 0,2$ лет; рост – $176,9 \pm 0,6$ см; вес – $71,5 \pm 0,8$ кг; индекс массы тела – $22,8 \pm 0,9$ кг/м².

Использовался стабиланализатор с биологической обратной связью «Стабилан-01-2» (ЗАО ОКБ «Ритм», г. Таганрог) с полной профессиональной версией для медико-биологических исследований. Применялась методика допускового контроля (ДК) с учетом рекомендаций производителя [8].

У данного прибора диапазон оценки координат центра давления (ЦД) составляет ± 200 мм от центра стабилплатформы за счет использования четырехопорного варианта с операций «центрирования» (совмещение математического ожидания положения ЦД с центром осей координат по всему полю регистрации). Частота дискретизации стабилграфического сигнала составляет 50 Гц с разрешающей способностью в 0,01 мм. Диапазон оценки массы и баллистограммы испытуемого: 0...150 кг; дискретность – 1 г. Погрешность оценки координат ЦД лежит в пределах 0,3...0,5 %. Габаритные размеры платформы 500 x 500 x 65 мм, а масса со встроенными электронными узлами составляет около 10 кг. Собственная частота жест-

кой стабилплатформы составляет 500 Гц без присоединенной массы и 30 Гц с присоединенной максимальной массой [1], [8].

Методика ДК состоит из трех проб: с открытыми глазами (фоновая), пробы Ромберга и пробы «Мишень». В фоновой пробе применялась визуальная стимуляция в виде чередующихся кругов разного цвета с подсчетом количества белых кругов. В пробе с закрытыми глазами применялась звуковая стимуляция в виде тональных сигналов, которые необходимо сосчитать, что позволяет переключить внимание. В пробе «Мишень» необходимо удерживать маркер в центре мишени при большом масштабе отображения. Проводились инструктаж и предварительная тест-проба. Исследования выполнены с рекомендуемой организацией рабочего места, без обуви и в следующем порядке: «свободная», «американская» и «европейская» постановка ног [8], [9]. Положение соответствовало рекомендациям [2] по соответствующим реперным точкам и линиям. Основные показатели в методике ДК для сравнения результатов взяты из Европейской постурологической школы [10]. Исследовались стабилметрические показатели, проведенные в работах [3], [4].

Обработка полученных данных осуществлялась при помощи набора прикладных программ *STATISTICA 12.0* («StatSoft», США). Проверку на нормальность распределения осуществляли при помощи критерия Колмогорова-Смирнова. При сравнении средних величин независимых выборок (между тремя группами и более) использовали дисперсионный анализ с применением критерия Крускала-Уоллиса. Межгрупповые попарные сравнения как этап дисперсионного анализа осуществляли с применением критерия Манна-Уитни. При сравнении средних величин результатов проб в динамике (открытые-закрытые глаза) применяли критерий Вилкоксона для зависимых выборок. Различия считались статистически значимыми при уровне достоверности 95 % ($p \leq 0,05$).

Таблица 1

Сопоставление базовых стабилметрических показателей в зависимости от постановки ног ($M \pm m$)

Показатели	«Свободная»	«Американская»	«Европейская»	p
	1	2	3	
1. $ElIso$, мм ² , открытые глаза	$88,7 \pm 8,7$	$52,2 \pm 4,4$	$136,1 \pm 20,1$	$p_{mn} = 0,018$; $p_{2-1} = 0,0003$; $p_{3-1} = 0,034$; $p_{3-2} < 0,001$
2. $ElSc$, мм ² , закрытые глаза	$121,3 \pm 9,7$ между (1) и (2) + 36,8 %, $p^* = 0,014$	$92,4 \pm 14,3$ между (1) и (2) + 77,0 %, $p^* = 0,009$	$261,7 \pm 22,0$ между (1) и (2) + 92,3 %, $p^* < 0,001$	$p_{mn} = 0,04$; $p_{2-1} > 0,05$; $p_{3-1} < 0,001$; $p_{3-2} < 0,001$
3. $KoefRomb$, %	$177,2 \pm 12,6$	$200,4 \pm 14,8$	$241,4 \pm 14,1$	$p_{mn} = 0,021$; $p_{2-1} > 0,05$; $p_{3-1} = 0,001$; $p_{3-2} = 0,048$
4. $LFSO$, 1/мм	$2,05 \pm 0,14$	$3,23 \pm 0,20$	$1,85 \pm 0,10$	$p_{mn} = 0,003$; $p_{2-1} < 0,001$; $p_{3-1} > 0,05$; $p_{3-2} < 0,001$
5. $LFSO$, 1/мм	$1,87 \pm 0,11$ между (4) и (5) – 8,8 %	$2,69 \pm 0,20$ между (4) и (5) – 16,7 %	$1,29 \pm 0,08$ между (4) и (5) – 30,3 %, $p^* < 0,001$	$p_{mn} < 0,001$; $p_{2-1} < 0,001$; $p_{3-1} < 0,001$; $p_{3-2} < 0,001$
6. $KFPO$, %, открытые глаза	$88,5 \pm 0,8$	$86,5 \pm 1,2$	$81,4 \pm 1,2$	$p_{mn} < 0,001$; $p_{2-1} > 0,05$; $p_{3-1} < 0,001$; $p_{3-2} = 0,003$
7. $KFPO$, %, закрытые глаза	$79,1 \pm 1,4$ между (6) и (7), $p^* < 0,001$	$80,0 \pm 1,4$ между (6) и (7), $p^* < 0,001$	$66,2 \pm 1,8$ между (6) и (7), $p^* < 0,001$	$p_{mn} < 0,001$; $p_{2-1} > 0,05$; $p_{3-1} < 0,001$; $p_{3-2} < 0,001$
8. $KFPt$, %, проба «Мишень»	$76,5 \pm 1,8$	$81,7 \pm 1,2$	$71,7 \pm 1,6$	$p_{mn} = 0,03$; $p_{2-1} > 0,05$; $p_{3-1} = 0,05$; $p_{3-2} < 0,001$

Результаты и обсуждение

Площадь эллипса статокинезиограммы характеризует рабочую площадь опоры человека ($EllS$, мм²) и у здоровых лиц варьирует от 30 до 400 мм² [10]. При сравнении результатов отмечено, что площадь опоры достоверно наименьшая в «американской» постановке – ($52,2 \pm 4,4$ мм²), а самая большая – в «европейской» ($136,1 \pm 20,1$ мм²) (табл. 1).

Проба Ромберга вызывала достоверное увеличение $EllS$ во всех группах испытуемых. Однако при «свободной» постановке это увеличение самое незначительное (36,8 %). При расчете $KoeffRomb$ отмечается его самое меньшее и достоверное по сравнению с «европейской» постановкой значение (172,2 %). В «европейской» постановке $KoeffRomb$ приблизился к уровню 250 %, при котором необходим зрительный контроль для прямохождения [10].

При оценке длины статокинезиограммы при открытых глазах (LFS_o) отмечается самое меньшее значение при «европейской» постановке, хотя величина показателя статистически не отличается от его значения и в «свободной» постановке (1,85 и 2,05 1/мм соответственно). При «американской» стойке, несмотря на самую меньшую $EllS_o$, LFS_o самая длинная.

При выключении зрительного контроля происходит снижение LFS_c , статистически достоверное только при «европейской» стойке – 30,3 %. По данным П.-М. Гаже и Б. Вебер (2008 г.), корреляция между длиной пути и площадью низкая. Вероятным объяснением этого факта (повышение $EllS_c$ при понижении LFS , особенно при закрытых глазах – LFS_c) является подсознательная иммобилизация испытуемого.

Для исключения значительного индивидуального разброса данных по показателям $EllS$ и LFS был введен коэффициент качества функции равновесия (КФР) [11]. КФР является интегральным показателем векторного анализа, отражающего коэффициент изменения функции линейной скорости. Чем он

выше, тем лучше функционирует система равновесия тела. При «европейской» постановке и открытых глазах он самый низкий (81,4 %) по сравнению с другими постановками, которые между собой статистически не отличаются. Проба Ромберга приводит во всех группах к снижению КФР. При «свободной» и «американской» постановках КФР практически не отличается (79,1 и 80,0 % соответственно), но при «европейской» КФРс достигает уже 66,2 %, что на 15,2 % ниже, чем при зрительном контроле. Проба «Мишень» относится к статическим двигательнo-когнитивным тестам с биологической обратной связью. Она позволяет оценивать состояние внимания, согласованность зрительного восприятия и мышечного контроля [9]. При «европейской» постановке стоп КФРi также достоверно ниже, чем при «свободной» и «американской». Проведена дальнейшая оценка стабилметрических показателей (табл. 2).

Оценена устойчивость добровольцев по следующим показателям: R – средний разброс (радиус) отклонения ЦД (в миллиметрах) и соответствующее направление относительно смещения ЦД – $Q(x)$ и $Q(y)$ – во фронтальной и сагиттальной плоскостях соответственно. Увеличение показателя R говорит о снижении устойчивости во всех плоскостях. Из табл. 2 видим, что при открытых глазах в «американской» постановке R достоверно самый низкий (2,59 мм), далее идет «свободная» постановка (3,24 мм), а при «европейской» стойке отмечается «наихудшая» устойчивость (3,84 мм). В пробе Ромберга отмечается достоверное увеличение показателя R (ухудшение устойчивости): в «свободной» постановке оно меньше, а при «американской» и при «европейской» более значительное (на 33,2 и 39,8 % соответственно).

Учитывая положение стоп в «американской» постановке, ожидаемой была значительная устойчивость во фронтальной плоскости $Q(x)$ – 1,37 мм. При «свободной» постановке испытуемые менее устойчивы по фронтали (в 1,5 раза) и в 2,3 раза – в «европейской» постановке. Проба Ромберга приводит к по-

Таблица 2

Сопоставление стабилметрических показателей в зависимости от постановки ног ($M \pm m$)

Показатели	«Свободная»	«Американская»	«Европейская»	P
	1	2	3	
1. R_o , мм, открытые глаза	$3,24 \pm 0,16$	$2,59 \pm 0,11$	$3,84 \pm 0,21$	$p_{mn} = 0,002$ $p_{2-1} = 0,001$ $p_{3-1} = 0,025$ $p_{3-2} < 0,001$
2. R_c , мм, закрытые глаза	$3,86 \pm 0,15$ между (1) и (2) + 19,1 %, $p^* = 0,014$	$3,45 \pm 0,25$ между (1) и (2) + 33,2 %, $p^* = 0,014$	$5,37 \pm 0,22$ между (1) и (2) + 39,8 %, $p^* = 0,014$	$p_{mn} = 0,004$ $p_{2-1} > 0,05$ $p_{3-1} < 0,001$ $p_{3-2} < 0,001$
3. $Q(x)_o$, мм, открытые глаза	$2,06 \pm 0,15$	$1,37 \pm 0,07$	$3,17 \pm 0,12$	$p_{mn} < 0,001$ $p_{2-1} < 0,001$ $p_{3-1} < 0,001$ $p_{3-2} < 0,001$
4. $Q(x)_c$, мм, закрытые глаза	$2,25 \pm 0,12$ между (3) и (4) + 9,2 %	$1,55 \pm 0,10$ между (3) и (4) + 13,1 %	$4,02 \pm 0,19$ между (3) и (4) + 26,8 %, $p^* < 0,001$	$p_{mn} < 0,001$ $p_{2-1} < 0,001$ $p_{3-1} < 0,001$ $p_{3-2} < 0,001$
5. $Q(y)_o$, мм, открытые глаза	$2,97 \pm 0,16$	$2,63 \pm 0,12$	$2,93 \pm 0,26$	$p_{mn} > 0,05$ $p_{2-1} > 0,05$ $p_{3-1} > 0,05$ $p_{3-2} > 0,05$
6. $Q(y)_c$, мм, закрытые глаза	$3,77 \pm 0,15$ между (5) и (6) + 26,9 %, $p^* < 0,001$	$3,72 \pm 0,27$ между (5) и (6) + 41,4 %, $p^* < 0,001$	$4,53 \pm 0,21$ между (5) и (6) + 54,6 %, $p^* < 0,001$	$p_{mn} = 0,01$ $p_{2-1} > 0,05$ $p_{3-1} = 0,004$ $p_{3-2} = 0,019$
7. КРИНДо, %, открытые глаза	$16,18 \pm 0,81$	$18,36 \pm 0,81$	$14,36 \pm 0,81$	$p_{mn} = 0,042$ $p_{2-1} > 0,05$ $p_{3-1} > 0,05$ $p_{3-2} < 0,001$
8. КРИНДс, %, закрытые глаза	$13,60 \pm 0,62$ между (7) и (8), $p^* = 0,01$	$15,94 \pm 0,72$ между (7) и (8), $p^* = 0,029$	$11,75 \pm 0,68$ между (7) и (8), $p^* = 0,015$	$p_{mn} = 0,037$ $p_{2-1} = 0,016$ $p_{3-1} > 0,05$ $p_{3-2} < 0,001$

нижению устойчивости в данной плоскости. Достоверно она снизилась только при «европейской» постановке (+ 26,8 % прирост показателя). При «американской» постановке снижение устойчивости по сравнению с открытыми глазами было также выше (+ 13,1 %), чем при «свободной» (+ 9,2 %).

На примере оценки устойчивости в сагиттальной плоскости $Q(y)$ особенно отмечается важность зрительного контроля за прямостоянием. При открытых глазах показатель практически одинаков при всех стойках. Однако при пробе Ромберга происходит достоверное ухудшение устойчивости в последовательности: «свободная», «американская» и «европейская» постановки (на 26,9, 41,4 и 54,6 % соответственно).

Коэффициент резкого изменения направления движения (КРИНД) регистрируется, когда угол между двумя соседними векторами превышает 45° и отражает резкие повороты вектора скорости относительно общего количества векторов и дискретную работу мозга по коррекции прямостояния. КРИНД при открытых глазах в «европейской» постановке стоп самый минимальный, что вероятно объясняется и малой длиной статокинезиограммы. В то же время при «американской» постановке, при самой длинной LFS и наименьшей площади эллипса, этот показатель максимален (18,36 %). Проба Ромберга приводит к дальнейшему снижению данного показателя при всех постановках, особенно при «европейской», что свидетельствует о сознательно-бессознательной иммобилизации испытуемого с целью профилактики возможного падения.

Заключение

При часто рекомендуемой «европейской» установке стоп [2], [6], [9] отмечается самая большая рабочая площадь опоры по сравнению со «свободной» и «американской». При ней перераспределение системы контроля баланса при пробе Ромберга на проприорецепцию достоверно снижает «дрейф» ЦД у испытуемого внутри площади эллипса. Эти данные показывают, что «европейская» постановка для здорового молодого человека является иммобилизирующей по движению ЦД, что также доказывает показатель КРИНД, когда при максимальной $Ells$ и минимальной LFS при данной постановке отмечается эффект сознательно-бессознательной иммобилизации испытуемого с целью профилактики возможного падения. Все это приводит к наименьшей устойчивости испытуемого во всех плоскостях. Отталкиваясь от стратегии поддержания баланса, такая стойка приводит суставы нижних конечностей в более сложное взаиморасположение, и контроль баланса во фронтальной плоскости осуществляется работой подтаранных суставов [2], [6], [9]. КФР также достоверно ниже при «европейской» постановке как при открытых и закрытых глазах, так и при пробе по согласованности зрительного восприятия и мышечного контроля. Однако, на наш взгляд, это позволяет рекомендовать такую постановку стоп при использовании БОС-тренажеров, что позволяет улучшить показатели пациентов по разным степеням свободы перемещения ЦД.

Большая устойчивость испытуемых во фронтальной плоскости для параллельно расположенных стоп на разной ширине (расширение базы опоры) была показана еще в [12]. Данная постановка конкретно важна при рисках нарушения равновесия в этой плоскости (флот, транспорт и др.).

Наиболее предпочтительной для управления прямостоянием оказалась «свободная» постановка стоп. Вероятно, это связано с равноудаленностью ЦД от любого края опорной поверхности и привычным тонусом мышц, участвующих в поддержании вертикальной позы [2], [9]. Такая постановка стоп будет более адекватной для персонализированной динамики лечения, определения эффективности фармакотерапии и физических методов реабилитации.

При выполнении данной работы не было цели противопоставления методик одной стойки другой и поиска «лучшей». Различная установка стоп на четырехопорной стабилотоплатформе позволяет регистрировать существенные отличия в регуляции прямостояния с учетом зрительного контроля для разных категорий людей. Это важно для интерпретации получен-

ных результатов, сравнения с другими исследованиями, выбора нормы или патологии для изучения.

Список литературы:

1. Московский консенсус по применению стабилотрии и биоуправления по опорной реакции в практическом здравоохранении и исследованиях. – М.: НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина, 2017. 10 с. / www.moscowstabilometryconsensus.ru.
2. Скворцов Д.В. Стабилотрическое исследование. – М.: Маска, 2010. 176 с.
3. Тараканов А.В., Тараканов А.А., Ефремов В.В., Лисутина О.А. Компьютерная стабилотрия при болях в нижней части спины // Современные проблемы науки и образования. 2018. № 2. С. 28.
4. Тараканов А.В., Чеботов С.А., Тараканов А.А., Скокова В.Ю. Влияние зрительного контроля на стабилотрические показатели в зависимости от возраста и пола // Морская медицина. 2019. № 3. С. 32-40.
5. Жильцова И.И., Альжес Н.В., Анненков О.А., Лапина Т.А. Влияние психоэмоционального напряжения на постуральную устойчивость по показателям спектра статокинезиограммы и вариабельности сердечного ритма // Военно-медицинский журнал. 2018. № 6. С. 61-69.
6. Скворцова В.И., Иванова Г.Е., Скворцов Д.В., Климов Л.В. Оценка постуральной функции в клинической практике // Лечебная физкультура и спортивная медицина. 2013. № 6 (114). С. 8-15.
7. Scoppa F., Capra R., Gallamini M., Schiffer R., D'Ottavio S. Clinical stabilometry standardization: Feet position in the static stabilometric assessment of postural stability // Acta Medica Mediterranea. 2017. Vol. 33. PP. 707-713.
8. Руководство пользователя «Стабилан-01-2», ЗАО «ОКБ РИТМ», г. Таганрог. Методики диагностики и тренировки функции равновесия / Пособие для врачей. – М., 2009. 302 с.
9. Кубряк О.В., Гроховский С.С. Практическая стабилотрия. Статические двигательные-когнитивные тесты с биологической обратной связью по опорной реакции. – М.: ООО «ИПЦ «Маска», 2012. 88 с.
10. Галле П.-М., Вебер Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека / Пер. с французского под ред. В.И. Усачева. – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2008. 316 с.
11. Усачев В.И. Стабилотрия в постурологии. – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2004. 14 с.
12. Day B.L., Steiger M.J., Thompson P.D., Marsden C.D. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implications for afferent control of lateral sway // J. Physiol. 1993. Vol. 469. PP. 479-99.

Александр Викторович Тараканов,
академик,

Академия медико-технических наук РФ,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,

Александр Александрович Тараканов,
ассистент,

кафедра скорой медицинской помощи
(с курсом военной и экстремальной медицины),

Сергей Алексеевич Чеботов,
преподаватель,

Военный учебный центр,

Валерий Вильямович Ефремов,

д-р мед. наук, доцент, профессор,

кафедра нервных болезней и нейрохирургии,
ФГБОУ ВО «Ростовский государственный

медицинский университет» Министерства
здравоохранения Российской Федерации,

г. Ростов-на-Дону, e-mail: dr-tarakanov@yandex.ru