АЛГОРИТМЫ И ТЕХНИКА ЭКСПЕРИМЕНТА НА ВЕСТИБУЛОМЕТРИЧЕСКОМ СТЕНДЕ П.Г.Щипицын shipetr@yandex.ru

Несмотря на очевидное многообразие исследовательских работ по изучению роли и значимости вестибулярного аппарата человека для его жизнедеятельности в плане координации двигательной активности и связанной с ним функции равновесия в гравитационном поле всё равно остаётся достаточно много вопросов в плане *свободы сознательного управления перемещением* в пространстве, которые являются актуальными и в настоящее время. Ответы на некоторые вопросы можно получить благодаря любой экспериментальной базе при правильном теоретическом подходе и целенаправленном использовании её в эксплуатации.

В нашем распоряжении имеется: комплексный многофункциональный динамический стенд (КМДС), компьютерная программа управления движением стенда (УДС), измеритель параметров динамического стенда (ИПДС) движения объекта исследования (ОИ), телеметрический регистратор физиологических сигналов ЭЭГР19/26, стабилографическая платформа «Стабилан-01-2».

Используя эти технические средства, были поставлены следующие задачи:

- произвести теоретический анализ параметров движения координат ИО на КМДС;

 – сравнить теоретический анализ параметров движения объекта с экспериментальными величинами этих параметров при использовании ИПДС;

 проанализировать вестибулярные и физиологические реакции ОИ на слабые гравитационные воздействия принудительного перемещения его на стенде в горизонтальной плоскости и их влияние на стабилометрические показатели;

– разработать модель комплекса управления движением стенда, используя при взаимодействии УДС и ИПДС, а также с учетом сигналов с ЭЭГР19/26.

На рисунке 1 схематично показаны кинематические элементы стенда: L - 1-е и 2-е звенья стенда, связанные между собой в горизонтальной плоскости координат X₁ и X₂; l -расстояние по горизонтали от вертикальной оси ИО, «3-го» звена, до точки М, условно связанной с элементами вестибулярного анализатора [2]; φ , ω – углы и скорости поворота звеньев.



Рис. 1. Движение координат точки М, окрестности которой условно связываются с элементами вестибулярного анализатора

Проекции R₁ и R₂ точки М и их ускорения *W* будут [1]:

$$R_{1} = Lcos\phi_{1} + Lcos(\phi_{1} + \phi_{2}) + lcos(\phi_{1} + \phi_{2} + \phi_{3}),$$

$$R_{1} = Lsin\phi_{1} + Lsin(\phi_{1} + \phi_{2}) + lsin(\phi_{1} + \phi_{2} + \phi_{3})$$
(1)

$$W_{1} = -L\omega_{1}^{2}\cos\varphi_{1} - L(\omega_{1} + \omega_{2})^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2}) - l(\omega_{1} + \omega_{2} + \omega_{3})^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2} + \varphi_{3})$$

$$W_{2} = -L\omega_{1}^{2}\sin\varphi_{1} - L(\omega_{1} + \omega_{2})^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2}) - l(\omega_{1} + \omega_{2} + \omega_{3})^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2} + \varphi_{3})$$
(2)

Когда $\varphi_2 = \varphi_{2c} u \, \omega_3 = - \, \omega_1 -$ плоскопараллельное движение по окружности:

$$W_{1} = -L\omega_{1}^{2}\cos\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2c}), W_{2} = -L\omega_{1}^{2}\sin\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2c})$$
(3)

Когда $\varphi_2 = \varphi_{2c}$, $\omega_2 = 0$ и $\omega_3 = -9\omega_1$ - сложное движение точки M, вращение вокруг вертикальной оси с переносным перемещением этой оси по окружности (выявляется ускорение Кориолиса), то есть:

$$W_{1} = -L\omega_{1}^{2}\cos\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2c}) - 64l\omega_{1}^{2}\cos(\varphi_{2c} - 8\varphi_{1}),$$

$$W_{2} = -L\omega_{1}^{2}\sin\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2c}) - 64l\omega_{1}^{2}\sin(\varphi_{2c} - 8\varphi_{1})$$
(4)

Когда $\omega_2 = -2\omega_1$ и $\omega_3 = \omega_1 -$ перемещение точки М по отрезку прямой в 4*L* (выявляется ускорение Кориолиса) то есть:

$$W_1 = -2L\omega_1^2 \cos\varphi_1, W_2 = 0 \tag{5}$$

Когда $\omega_2 = -2\omega_1$ и $\omega_3 = 9\omega_1$ – сложное движение точки М, вращение вокруг собственной вертикальной оси с переносным перемещением её по прямой в 4*L* (выявляется ускорение Кориолиса):

$$W_{1} = -L\omega_{1}^{2}\cos\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\cos\varphi_{1} - 64 \, l \,\omega_{1}^{2}\cos8\varphi_{1} \quad W_{2} = 64 \, l \,\omega_{1}^{2}\sin8\varphi_{1} \qquad (6)$$

Так как управляющим сигналом на входе электропривода является величина напряжения, которое прямо пропорционально величине угловой скорости ω_1 , следовательно:

$$\omega_1 = k U(t) \lor \varphi_1 = \omega_1 t = k U(t) t, \qquad (7)$$

где k – коэффициент пропорциональности (линейности), °/св.

Ускорение Кориолиса: $W^c = W^a - W^e - W^r$, где W^a – абсолютное ускорение, W^e – переносное ускорение, W^r – относительное ускорение интересуемой точки, связанной с вестибулярным аппаратом.

Соответственно, переносное и относительное ускорения точки М:

$$W_{1}^{e} = -L\omega_{1}^{2}\cos\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2}) - l\omega_{1}^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2} + \varphi_{3})$$

$$W_{2}^{e} = -L\omega_{1}^{2}\sin\varphi_{1} - L\omega_{1}^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2}) - l\omega_{1}^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2} + \varphi_{3})$$

$$W_{1}^{r} = -L\omega_{2}^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2}) - l(\omega_{2} + \omega_{3})^{2}\cos(\varphi_{1} + \varphi_{2} + \varphi_{3})$$

$$W_{2}^{r} = -L\omega_{2}^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2}) - l(\omega_{2} + \omega_{3})^{2}\sin(\varphi_{1} + \varphi_{2} + \varphi_{3})$$
(8)

Используя (7) и (8), ускорение Кориолиса для случая движения ОИ по окружности: $W^c = 2 \omega_1^2 L = K U^2(t)$, где $K = 2k^2 L$.

ИПДС использовался для экспериментальной проверки соответствия теоретического анализа параметров движения фактическим с целью выявления инструментальных погрешностей путем *телеметрической* регистрации угловой скорости и линейных ускорений ОИ в горизонтальной плоскости [3].

Проводилось несколько экспериментов с использованием ИПДС при следующих движениях стенда: центрифугирование объекта исследования (ОИ) на радиусе 1 м; центрифугирование ОИ с одновременным вращением ОИ вокруг собственной оси; плоскопараллельное движение ОИ по окружности; прямолинейное движение ОИ на отрезке прямой в 4 м; прямолинейное движение ОИ на отрезке прямой в 4 м с одновременным вращением ОИ вокруг собственной оси.

Для иллюстрации показаны результаты эксперимента режима плоскопараллельного движения по окружности. Формулы проекции линейного ускорения точки вертикальной оси ОИ на взаимно-перпендикулярные оси: $W_1 = -L\omega_1^2 \cos\varphi_1 - L(\omega_1 + \omega_2)^2 \cos(\varphi_1 + \varphi_2)$, $W_2 = -L\omega_1^2 \sin\varphi_1 - L(\omega_1 + \omega_2)^2 \sin(\varphi_1 + \varphi_2)$. Так как для стенда L = 1 м, $\varphi_2 = 0$, и когда $\omega_1 = 30 \, {}^{\circ}/_{\rm c} \sim 0.5 \, {}^{\rm pad}/_{\rm c}$, и если размерность линейного ускорения [${}^{\rm M}/_{\rm c}$] привести в долях ускорения свободного падения (g = 9,8 ~ 10 ${}^{\rm M}/_{\rm c}$), то: $W_1 = -0.05 \cos\varphi_1$, $W_2 = -0.05 \sin\varphi_1$.

Согласно этим зависимостям графики функций этих ускорений представлены на рисунке 2 слева, график экспериментальной зависимости линейных ускорений – справа.



Рис.2. Теоретические и экспериментальные зависимости линейных ускорений ОИ на стенде при его плоскопараллельном движении

Исходя из соображений классических подходов к изучению влияния адекватных вестибулярных раздражителей с использованием различных механизмов (кресла, качелей, каруселей) [2, с.139-159, гл.7], в качестве *базовой (первоначальной) модели* эксперимента в наших условиях был (пока) выбран вариант вращения ОИ в кресле КМДС вокруг собственной вертикальной оси с трапецеидальной зависимостью угловой скорости от времени W(t).

Фактически: разгон (ускорение) по часовой стрелке (при наблюдении сверху) – 15 °/с² (4 с), вращение с постоянной скоростью W = 45 °/с в течение времени $T_W = 40$ с (10 оборотов), торможение – 45 °/с² (1 с). Значит длительность одного цикла 45 секунд; затем - пауза (состояние неподвижности ОИ) в течение 180 с. (3 мин); реверс – цикл вращения в другую сторону, против часовой стрелки, по такой же трапецеидальной программе. В итоге продолжительность проведения всей процедуры испытания на стенде КМДС ~ 270 с. (~ 4,5 мин).

Для выявления влияния процедуры вращения ОИ на показатели статокинетической устойчивости можно проводить стабилографический тест на платформе в течение 1 минуты до процедуры вращения на КМДС и – сразу – после, тоже в течение 1 мин (с закрытыми глазами в обоих случаях).

Для выполнения всего исследования требуется: ИПДС, УДС, энцефалографрегистратор ЭЭГР19/26, стенд КМДС и стабилоплатформа «Стабилан-01-2». Порядок проведения исследований определяется разработанной методикой согласно руководствам пользователя для ИПДС, ЭЭГР19/26, «Стабилан-01-2», а также правилами техники безопасности при эксплуатации КМДС в совокупности с УДС или ручным режимом управления стендом.

Общее время на все процедуры и тесты требуется от 17 до 20-25 минут.

Для иллюстрации результаты съема сигналов ЭЭГР для процедуры вращения ОИ с закрытыми глазами и с открытыми глазами. показаны на рисунке 3, а сигналы ИПДС угловых и линейных ускорений ОИ на рисунке 4.



Рис. 3. Запись ЭЭГ, ЭКГ, ЭОГ и РД регистратора ЭЭГР19/26



Рис. 4. Сигналы ИПДС угловой скорости ОИ

В результате визуального анализа и посредством возможностей ПО ЭЭГР19/26 замечено появление высокочастотных составляющих колебаний во время вращательных нагрузок на некоторых отведениях ЭЭГ, в частности, на 01, 02, T6, T4, F7 и F8 (рис. 3). Это свидетельствует о предполагаемой корреляции принудительных гравитационных воздействий вращения со специфическими информационными процессами в состоянии головного мозга, проявляющимися на высоких (гамма) частотах [4].

Модель комплекса управления движением стенда (КУДС) разрабатывается с целью показать, как может функционировать совокупность имеющихся технических средств и способов их взаимодействия, обеспечивающих выполнение исследовательской задачи по выявлению влияния принудительных перемещений на физиологические реакции биологического организма (Рис.5.).



Рис. 5. Структурно-функциональная схема модели КУДС

КМДС реализует принудительное циклическое перемещение (движение) объекта исследования (ОИ) в горизонтальной плоскости с заданными параметрами изменения линейной и угловой скорости в пределах одного (или каждого) цикла на время процедуры тестирования либо вручную, либо через программу УДС. Причем для каждого вида тестирования определяется свой набор параметров скоростей и ускорений. Различные виды циклических движений являются *целенаправленными* воздействиями на ОИ. Например, *линейные ускорения* перемещения являются воздействием на отолитовые органы вестибулярного анализатора, а *угловые скорости* – на полукружные каналы, причем пороги восприятия их соответственно 0,02g ~ 0,2 м/с² и 2 °/с [5].

ОИ – биологический живой организм – является в модели КУДС элементом, который воспринимает внешние воздействия в виде принудительных перемещений, так и воспроизводящим множество сигналов своего состояния в виде доступной (для регистрирующей аппаратуры) информации по некоторым физиологическим параметрам (ЭКГ, ЭОГ, РД, ЭМГ, ЭЭГ).

С одной стороны, измеритель параметров движения стенда (ИПДС) выявляет мгновенные величины угловых и линейных ускорений, воздействующих на ОИ и позволяет их использовать их в качестве сигналов обратной связи в контуре управления скоростью двигателя или/и для более точной корреляции с сигналами состояния ОИ. С другой стороны, величину девиации сигналов с регистратора ЭЭГР19/26 под влиянием принудительных гравитационных воздействий можно использовать в качестве сигнала обратной связи для *определенной* коррекции скорости двигателя. Например, изменения её величины или направления и продолжительности действия этого изменения *с целью* установления происхождения адекватного отклика ЦНС (центральной нервной системы) или ВНС (вегетативной) на внешний раздражитель – принудительное движение. Откликом ЦНС могут быть измеряемые ЭЭГР19/26 сигналы ЭКГ (ритм сердца), ЭМГ (сокращение мышц), РД (рекурсия дыхания), тогда как откликом ВНС – ЭОГ (нистагм), ЭЭГ (реакции функций внутренних органов).

Таким образом, сигналы с ЭЭГР и ИПДС поступают на ПК (компьютер) для:

– их визуализации в реальном масштабе времени и сохранения записанных данных;

– цифровой обработки сигналов посредством специализированных программ (на базе MATLAB или использованием ресурсов суперкомпьютера ЮУрГУ) с целью выявления средневзвешенных величин физиологических параметров, коррелирующих с сигналами внешних стимулов (ИПДС) и сигналами ответных реакций (ЭЭГР);

- вычисления (по алгоритмам, разрабатываемым *в процессе эксплуатации* описываемой **модели КУДС**) функции управления скоростью двигателя стенда для реализации биологической обратной связи (БОС) между восприятием гравитационных воздействий (со стороны стенда) и реализацией *их коррекции* в направлении достижения желаемого физиологического равновесия [6,7].

В структурной схеме ФТ – это фильтр технических помех, то есть преобразователь погрешностей кинематической связи звеньев стенда – вибрации, и электромагнитные наводки, ФБ – это фильтр биологических помех, то есть артефактов от неадекватных (то есть негравитационных) стимулов на ОИ.

В процессе исследований производится *Анализ* результатов отдельных процедур тестирования вестибулярного анализатора на предмет корректировки параметров видов движений и делаются соответствующие *Выводы*, результаты которых влияют на проведение дальнейших исследований с учетом необходимых изменений в некоторых элементах разработанной модели и методик проводимых процедур тестирования.

Приобретаемый опыт проводящихся исследований и эксплуатации имеющихся технических средств обеспечивает новыми задачами исследовательский процесс и идеями по модернизации существующего комплекса.

Литература

1. Щипицын, А.Г. Система вестибулометрической диагностики. Математические модели и алгоритмы анализа / А.Г. Щипицын, П.Г. Щипицын. – Челябинск: ЧГТУ, 1997. – 121 с.

2. Бабияк, В.И. Вестибулярная функциональная система / Ю.К. Янов. – СПб: Гиппо-крат 2009. – 432 с.

3. Комплекс измерения параметров движения стенда (ИПДС). Руководство по эксплуатации. ИС 18.00.00.000 РЭ. – Миасс, 2010. – 25с.

4. Думенко, В.Н. Высокочастотные компоненты ЭЭГ и инструментальное обучение / В.Н. Думенко. – Москва: Наука, 2006. – 151с.

5. Орлов, И.В. Вестибулярная функция / И.В. Орлов – СПб.: Наука, 1998. – 268 с.

6. Гурфинкель, В.С. Биоэлектрическое управление / В.С. Гурфинкель, В.Б. Малкин. – Москва: Наука, 1972. – 242с.

7. Адамчук, А.В. Применение принципов функционального биоуправления в профилактической медицине и валеологии. / А.В. Адамчук, А.А. Скоморохов // Сб. мат. 1-й Всероссийской конференции «Биоуправление в медицине и спорте». – 1999. – Омск, 26–27 апреля.