

ОБ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОМ ИССЛЕДОВАНИИ ВОСПРИЯТИЯ

В.А.Антонец, Н.М.Анишкина, А.Л.Грибков, В.В.Казаков, Е.М.Тиманин

Институт прикладной физики Российской Академии наук

Введение. Предлагаемая лекция посвящена фундаментальной проблеме объективного определения параметров сенсорных систем человека, влияющих на его приспособление к естественной и техногенной окружающей среде. В качестве основного обсуждается вопрос о возможности создания сугубо инструментальных методов исследования сенсорной сферы, которые позволили бы избежать длительных процедур психофизического тестирования. Эту возможность авторы связывают с предложенным новым методом исследования, который им удалось реализовать на практике.

Идея предложенного способа введения сенсорных шкал основана на том, что человек, при взаимодействии с внешней средой использует ощущения в системе обратной связи для управления своими функциями. Таким образом, погрешности выполнения решаемой задачи оказываются связанными с количественными характеристиками ощущений. При этом количественная связь между стимулом и ощущением, в отличие от известных психофизических методов, оценивается не путём статистической обработки субъективных ответов испытуемого о воспринимаемых параметрах стимула, а путём исследования зависимости измеряемой величины погрешности выполнения испытуемым задачи управления от величины стимула, используемого как сигнал управления.

В качестве иллюстративного материала в лекции использованы полученные авторами экспериментальные результаты по реализации предложенного метода для исследования мышечного и слухового анализаторов. Эти исследования поддерживались РФФИ (проекты № 97-06-80286 и № 00-06-80141).

Исследование мышечного анализатора бицепса проводилось при выполнении здоровыми добровольцами задачи по удержанию в горизонтальном положении предплечья, дистальный конец которого поочередно нагружался тестовыми грузами различной массы. Если нагрузки не были чрезмерными, то на дистальном конце предплечья обнаруживались спонтанные механические колебания, в спектре которых, независимо от величины нагрузки, достаточно устойчиво наблюдалась компонента на частоте около 2 Гц. Изучалась зависимость амплитуды наблюдаемой спектральной линии от массы удерживаемого груза. Было установлено, что получаемые зависимости хорошо аппроксимируются степенными функциями [1].

Одновременно проводилось исследование этих же добровольцев по психофизиологической методике, когда они должны были, взвешивая на ладони тяжесть таких же нагрузок, что и при исследовании колебаний предплечья, интуитивно дать ей количественную оценку. Качественно результат был ясен заранее, т.к. исследователями было многократно показано для различных мо-

дальностей, что ощущение и стимул связаны между собою обобщённым (степенным) законом Вебера - Фехнера [2].

Действительно, оказалось, что зависимость интуитивной оценки величины тяжести от ее реальной физической величины хорошо аппроксимируется степенной функцией. Важно, что разница между степенными показателями в психофизическом и инструментальном опытах оказалось близка к единице. Такой результат был предсказан в [3], что позволяет сделать вывод, о том, что по крайней мере для мышечного анализатора психофизическая методика может быть заменена инструментальной.

Исследование тонального слуха при воспроизведении звуков. В постановке опыта мы исходили из очевидных представлений о том, что звуковоспроизведение является специфическим, сложно управляемым двигательным актом. На группе из 4 обученных певцов был проведён цикл экспериментов по исследованию слухового анализатора при решении задач голосового воспроизведения испытуемыми высоты музыкальных тонов и интервалов с последующим инструментальным исследованием флуктуаций частоты воспроизводимых звуков. Испытуемые выполнили по 3 задания каждый. Они состояли в воспроизведении серии из 24 звуков. В первой серии нужно было точно пропеть сыгранную на рояле ноту серии, во второй - петь на октаву ниже, а в третьей - на октаву выше. Серии были подобраны так, чтобы при выполнении задания требуемая высота воспроизводимого звука попадала в диапазон певческого голоса испытуемого. Флуктуации частоты при воспроизведении певцами тональных звуков исследовались с использованием программы "SpectraLab".

Результаты исследования [4] показали, что:

- частота воспроизводимого певцом звука всегда флуктуирует во времени;
- зависимость ширины полосы частот основной спектральной составляющей воспроизведённых голосом тональных звуков от частоты воспроизведённого звука наилучшим образом аппроксимируется степенной функцией с показателем, лежащем в интервале 0.89 - 0.94, при коэффициенте корреляции 0.89 - 0.91;
- это подтверждает соответствие восприятия частоты звука степенному закону Вебера - Фехнера с показателем, лежащем в интервале 1.89 - 1.94.

Исследование тонального слуха при управлении звуковым генератором. Известно, что человек способен воспринимать звуки в диапазоне до 9 - 10 октав. Описанный выше метод имеет тот недостаток, что частотный диапазон исследования ограничен диапазоном певческого голоса, т.е. приблизительно двумя октавами. Это ограничение в значительной степени может быть снято, если для звуковоспроизведения использовать громкоговоритель, подсоединённый к генератору, управление частотой которого поручается испытуемому человеку. Сразу оговоримся, что речь не идёт о повторении известных экспериментов по подравниванию частоты, когда испытуемый с помощью регулятора устанавливает частоту звукового генератора в соответствии с требованиями экспериментатора. Известно, что даже не слишком хорошо музыкально подготовленный человек делает это с весьма высокой точностью.

В реализованной нами методике для удержания требуемой частоты звучания испытуемый должен, ориентируясь на высоту слышимого звука, непрерывно удерживать соответствующее высоте звука положение руки в пространстве. Опыт показал, что испытуемые быстро осваиваются с таким методом управления генератором. Диапазон исследования характеристик восприятия тональных звуков слуховым анализатором удается расширить с 2 до 6 октав.

Результаты опытов показали, что наблюдается высокая близость параметров аппроксимации изучаемой зависимости при голосовом воспроизведении звуков и при ручном управлении частотой генератора. Так, зависимость флуктуаций частоты управляемого генератора от значений этой частоты также наилучшим образом аппроксимируется степенными функциями с показателями, лежащими в интервале значений от 0.88 до 0.93 при коэффициенте корреляции, лежащем в интервале значений от 0.94 до 0.97.

Принципиальной особенностью этой методики является возможность относительно лёгкой модификации. В частности, она может быть использована как для инструментального исследования характеристик слухового анализатора при восприятии иных стимулов (громкость, направление на источник звука и др.), так и для инструментального исследования характеристик зрительного анализатора (восприятие длин отрезков, размеров двумерных объектов, углов, цвета, яркости и др.) и тактильного анализатора (восприятие жёсткости).

Заключение.

- Предложен новый метод количественного инструментального исследования анализаторов человека.
- Полученные результаты подтверждают степенной характер зависимости силы восприятия стимула от его величины.
- Разработанные методы расширяют возможности для работ по исследованию человека-оператора и решения задач синтеза человеко-машинных интерфейсов и построения систем "виртуальной реальности".

Литература

1. Антонец В.А., Анишкина Н.М., Тиманин Е.М., Грибков А.Л., Сингосина Т.Б. О возможности количественной оценки восприятия тяжести мышечным анализатором // Биофизика, 2000, том 45, вып. 6, с.1131-1136.
2. Хрестоматия по ощущению и восприятию / Под ред. Гиппенрейтер Ю.Б. и Михалевской М.Б. - М.: Изд. МГУ, 1975, 400 с.
3. Антонец В.А., Ковалёва Э.П. Статистическое моделирование произвольных микроколебаний конечности // Биофизика, т.41, вып.3, с.704 – 709.
4. Антонец В.А., Анишкина Н.М., Тиманин Е.М.; Козмин В.С. Количественная оценка восприятия частоты звуков слуховым анализатором // Сборник трудов XI сессии Российского акустического общества. Москва, 2001. С.180-183.

603950, г.Нижний Новгород, ГСП-120, ул. И.Н.Ульянова, 46. ИПФ РАН (Институт прикладной физики Российской Академии наук), телефоны: (8312) 36-56-60, (8312) 38-45-86. Антонец Владимир Александрович.

E-mail: nina@appl.sci-nnov.ru; antva@appl.sci-nnov.ru

ТРАНСМИОКАРДИАЛЬНАЯ ЛАЗЕРНАЯ РЕВАСКУЛЯРИЗАЦИЯ – 5-ТИ ЛЕТНИЙ ХИРУРГИЧЕСКИЙ ОПЫТ

Бокерия Л.А., Панченко В.Я., Беришвили И.И., Бузиашвили Ю.И., Сигаев И.Ю., Васильцов В.В., Асланиди И.П., Вахромеева М.Н., Иошина В.И., Старостин М.В., Сакран А.М., Глушкова И.В., Шляховой А.Б.

НЦ ССХ им. А. Н. Бакулева РАМН, Москва, Россия
ИПЛИТ РАН, Шатура, Россия

Цель исследования: обобщить результаты ТМЛР, выполненной в НЦ ССХ им. А. Н. Бакулева РАМН за период 1997 – 2002 гг.

Материал и методы: оперировано 176 пациентов. В 69 случаях ТМЛР выполнена больным ИБС в качестве монотерапии, в 107-ми – как часть интегрированных (с АКШ) вмешательств, причем в 24 случаях АКШ выполняли по малоинвазивной методике. 147 операций выполнено с помощью отечественных высокоэнергетических CO₂ лазерных установок, 29 – с помощью эксимерного ХеС1 лазера.

Результаты: общая летальность в группе составила 3.4%. Интраоперационная летальность на всю группу составила 1.70%, госпитальная – 2.8%, отдаленная – 0,57%. По мере накопления опыта результаты значительно улучшились. Так, если на 26 первых операций мы потеряли 4-х больных (15,4%), то на последующие 150 операций, умер 1 больной, госпитальная летальность составила 0,66%.

Кроме собственно накопления хирургического опыта и увеличения числа операций, очевидно, на улучшении результатов сказываются: - уточнение показаний и противопоказаний к операции; - дифференциация показаний к операциям; - лучшее понимание механизмов эффективности метода; - стандартизация обследования и ведения больных. Как свидетельствует уже накопленный опыт, состояние большинства больных значительно улучшается, а качество жизни – повышается.

Выводы: ТМЛР эффективная и безопасная процедура, улучшающая состояние больных и повышающая качество жизни. Залогом успеха операций являются - четкое знание показаний и противопоказаний к операции и стандартизация обследования и ведения больных на всех этапах до и после операции.

117931, Москва, Ленинский проспект, дом 8, корп.7, НЦ ССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, E-mail: tmlr@mail.ru, m_starostin@mail.ru, тел. (095)236-96-97, Беришвили И.И.

АКУСТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ЛЁГКИХ

А.И. Дьяченко

Институт Общей Физики РАН, г. Москва

Представлен обзор современного состояния исследований акустических свойств лёгких.

Рассмотрены экспериментальные данные и математические модели акустических свойств лёгочной паренхимы. Первые модели паренхимы как жидкостно-пузырьковой взвеси без диссипации энергии объясняют экспериментальные данные о росте скорости звука с растяжением легких и независимость скорости звука от вида газа, наполняющего лёгкие. Модель паренхимы, рассматриваемой как четырёхфазная сплошная среда, учитывает свойства: а) обмен газом через дыхательные пути; б) вязкоупругие свойства “каркаса.” Эта модель объясняет экспериментальные данные о значительном росте скорости звука с ростом частоты от единиц до сотен Гц и с ростом объёма лёгких. В модели жидкостно-пузырьковой взвеси с тепловой диссипацией энергии использовано решение задачи о распространении звука в эмульсиях без учёта термического взаимодействия между частицами. Обсуждаются возможные причины расхождения экспериментальных данных и моделей. Основной причиной может быть термическое взаимодействие между альвеолами, так как толщина стенок альвеол меньше глубины прогрева во время фазы сжатия при прохождении звуковой волны. Адекватное описание тепловой диссипации акустической энергии остается главной нерешённой проблемой акустики лёгочной паренхимы.

Рассмотрены акустические свойства дыхательных путей и распространение звука в дыхательном тракте от рта до поверхности грудной клетки. Представлены две группы моделей акустики лёгких: модели прохождения звука в ветвящихся бронхах, не включающие и включающие акустику лёгочной паренхимы. Обсуждаются различные физические и математические модели системы дыхания. Получено удовлетворительное грубое описание передаточной характеристики дыхательного тракта от рта до трахеи и далее до поверхности грудной клетки. Показано, что на частотах 100-600 Гц акустическое ускорение грудной клетки вызвано в основном излучением, вышедшим через боковую поверхность трахеи и главных бронхов и прошедшим по паренхиме до поверхности грудной клетки. Эффекты, связанные с интерференцией излучения от крупных бронхов на более высоких частотах, остаются неисследованными.

Коротко рассмотрены основные механизмы генерации шумов в лёгких.

Обсуждаются возможности использования некоторых акустических методов для исследования и диагностики дыхательных заболеваний у человека.

Контактный адрес: Россия, 117942, Москва, ул. Вавилова, д.38, ИОФ РАН,

Александр Иванович Дьяченко. Тел.: (095)-135-01-58.

E-mail: alex_dyachenko@mtu-net.ru

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ МЕХАНОРЕЦЕПТОРА УГЛОВЫХ УСКОРЕНИЙ

**Садовничий В.А., Александров В.В., Александрова Т.Б., Астахова Т. Г.,
Куликовская Н.В., Шуленина Н.Э.**

МГУ им. М.В. Ломоносова, мех-мат ф-т, Москва, Россия

Целью работы является создание математического описания процесса преобразования углового ускорения головы животных в последовательность спайков в вестибулярном нерве. Модель предполагается использовать для более полного анализа накопленной информации об изменении функционирования вестибулярной системы при микрогравитации, разработки тестовых и тренировочных программ для операторов дистанционного управления в открытом космосе, а также для уточнения физиологических и математических моделей вестибулярных анализаторов.

Представляются соотношения, описывающие первые шаги: отклонение купулы горизонтального полукружного канала при действии механического стимула (углового ускорения головы) и создание рецепторного потенциала волосковой клетки в ответ на возникающий при стимуле ток трансдукции. Модель движения купулы приводится в двух вариантах: купула-поршень и купула-диафрагма. Процесс создания рецепторного потенциала волосковой клетки описывается дифференциальным уравнением третьего порядка, при этом учитываются постоянные времени клеточной мембраны и постоянные времени активации и инактивации общего калиевого тока при нелинейной зависимости кривых активации и инактивации от мембранного потенциала.

Показано, что при таком моделировании возможно получить весь диапазон кинетических и динамических свойств откликов мембранного потенциала волосковых клеток на входной ток трансдукции. Приводятся примеры изменения рецепторного потенциала при различных законах движения головы.

Контактный адрес: Москва, Ленинские горы, Мех-мат ф-т.

Телефон: 141-74-60 Нина Владимировна Куликовская, E-mail nvkpostb@mail.ru

338-95-82 Нелля Эрастовна Шуленина, E-mail: I_nelly@hotmail.com

ДЕСЯТИЛЕТНИЙ ОПЫТ РАЗРАБОТКИ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ГЛАЗА

Светлова О.В., Кошиц И.Н.

Медицинская Академия последипломного образования,
ЗАО «Питерком/МС Консультационная группа», Санкт-Петербург

Нам представляется по настоящему полезным представить эту «работу над ошибками», поскольку сегодня в мире существенно увеличился объём исследований по биомеханике как отдельных органов человека, так и их взаимосвязанной работы. Исследователям-механикам очень важно понимать на «какие грабли не надо наступать» при совместной работе с медиками, чтобы, по возможности, «исключить ошибки и осложнения» как в процессе научных, так и лечебных «операций».

Хотя диагностика в медицине и в офтальмологии, в частности, достигла «зияющих высот» и фактически превратилась в одну из областей экспериментальной физики, анализ ряда зарубежных и отечественных экспериментальных исследований, где руководство работой осуществлялось врачами-офтальмологами, показывает, что при их проведении законы механики учитывались не в полном объёме. Наше многолетнее «живое» общение на лекциях по биомеханике глаза в процессе планового сертификационного обучения начинающих врачей и даже «зубров офтальмологии» подтверждает тот факт, что, к сожалению, представление об основных законах механики практически является у части врачей достаточно приблизительным. Это, зачастую, приводит к принятию неадекватных гипотез на этапе постановки задачи, явным ошибкам при трактовке полученных результатов и даже, иногда, некорректности предлагаемых способов лечения.

Можно привести огромное количество примеров вышесказанному, но «прокрустово ложе» размеров публикации не позволяет это сделать. Наш собственный опыт «проб и ошибок» и анализ ошибок других исследователей позволяет рекомендовать биомеханикам при работе с врачами следующее.

Этап постановки задачи. Золотое правило «не Верь, не Бойся, не Проси» является главным на этом этапе. Необходимо *в принципе* не верить объяснениям врачей о том, как устроен тот или иной элемент организма и, особенно, объяснению «как он работает». Нужно не бояться глубоко «окунуться в первоисточники», чтобы как биомеханику чётко понять морфологию изучаемых элементов. Как правило, именно исходное «механистическое» понимание построения и исполнительных возможностей изучаемых элементов позволяет предположить особенности их системы управления и функционирования, чтобы в первом приближении определить необходимый объём теоретических расчетов, а также объём необходимых клинических экспериментов. При более глубокой оценке следует обращать внимание на методики проведения и реальные погрешности измерений при анализе результатов уже опубликованных клинических экспериментов, чтобы оценить адекватность представлений врачей о том, «как оно работает». При этом следует учитывать лемму «древние более правы,

чем другие». Необходимо найти в изучаемом разделе медицины период «серебряного века», когда действительно проводились фундаментально - воззренческие исследования и «за деревьями был виден лес». Например, в отечественной офтальмологии такой период соответствует 70-м годам, а в мировой- началу XX века. Что же касается последней части золотого правила, то надо хорошо представлять себе иерархическое построение такой «описательной» науки как медицина, когда первоначальное мнение «старших товарищей» может оказаться важнее законов механики. Поэтому целесообразно привлекать медицинских руководителей к курированию Ваших исследований только после того, как Вы сами разобрались в задаче, выполняемой «на стыке» наук. И конечно, с самого начала стоит выяснить с возможными потенциальными совладельцами результата, кому будет принадлежать интеллектуальная собственность после окончания работ: патентование в области медицины может быть высокоэффективным.

Этап подготовки и проведения исследований. Необходимо сразу оценить возможную точность необходимых клинических экспериментов, адекватность диагностического оборудования для их проведения, а также корректность используемых медицинских методик именно для Вашей задачи. Опыт показывает, что бывает эффективнее сразу поставить не функциональный, а чисто «механический» эксперимент, когда граничные условия закрепления элемента могут быть выполнены достаточно корректно. При этом надо тактично объяснять работающим с Вами врачам, что законы механики не требуют клинического подтверждения и Вам необходимо экспериментально выяснить только ряд механических параметров для последующей разработки адекватной биомеханической модели.

Этап представления результатов исследований. Если Вы уверены в результате, то, как правило, важнее всего получить поддержку в головном медицинском НИИ по этой тематике. Если результат патентоспособен, то подача заявки на патент должна предшествовать публикации. Если Вы собираетесь получить грант для продолжения исследований, то целесообразно часть полученного результата опубликовать после получения гранта. Если Вы собираетесь публиковать результат в серьёзном медицинском зарубежном журнале, то стоит первоначально опубликовать тезисы в трудах очередной медицинской, например, европейской конференции. Тогда Вы будете застрахованы от ситуации, когда в редакцию поступают одновременно (день в день!) две статьи аналогичной тематики: Ваша и зарубежного автора, но Ваш приоритет при этом будет сохранён, т. к. есть соответствующая ссылка.

В целом необходимо отметить, что опыт десятилетних исследований биомеханики глаза в РФ и за рубежом фактически привел на пороге веков к созданию нового научного направления - офтальмомеханики.

E-mail: petercom@sp.ru; тел.: +7(812) 5109311, Светлова Ольга Валентиновна

СТАНОВЛЕНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ ОТЕЧЕСТВЕННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ СТАБИЛОГРАФИИ

С.С.Слива

ЗАО "ОКБ "РИТМ", г.Таганрог, Россия

Цель данного исследования - дать анализ состояния методов и средств компьютерной стабیلлографии в России и оценить перспективы развития этого нового направления биомеханики в медицине, промышленности, транспорте, спорте, и даже - искусстве (цирк, балет). Поводом для этого послужило завершение в 2001 году сертификации первого отечественного компьютерного стабیلлографа, названного Комитетом по новой медицинской технике Минздрава РФ стабیلлоанализатором компьютерным с биологической обратной связью "Стабилан-01" (далее - стабیلлоанализатор "Стабилан-01"). Комплекс разработан и производится мелкосерийными партиями в ЗАО "ОКБ "РИТМ", г.Таганрог.

Идея создания стабیلлографа для исследования устойчивости человека при поддержании вертикальной позы возникла в 1952 году в России и во Франции. С помощью этого устройства обеспечивалась комфортная регистрация сигналов, отражающих процесс динамического равновесия человека при поддержании им вертикальной позы. Однако из-за отсутствия методов и средств обработки весьма сложных сигналов развитие нового направления затормозилось на десятки лет до появления персональных компьютеров.

Сравнительный анализ технических показателей стабیلлоплатформ ЗАО "ОКБ "РИТМ" с отечественными и зарубежными разработками показал, что стабیلлоанализатор "Стабилан-01" по большинству технических показателей не уступает, а по некоторым и опережает аналоги. Показан подход в обеспечении некоторых технических показателей, реализованных в стабیلлоанализаторе "Стабилан-01", выгодно выделяющих его в сравнении с аналогами. Проведенный анализ показал, что, начиная с 2001 года, отечественная стабیلлография уже не уступает по техническому и программно-методическому уровням мировым достижениям в этой области, а по некоторым направлениям, например, по возможностям использования в промышленности и транспорте наметилось явное опережение. В Таганроге на базе ЗАО "ОКБ "РИТМ" сформирована своя школа, свое оригинальное направление с научными и практическими результатами, сформировались устойчивые творческие связи с ведущими медицинскими организациями.

Обращено внимание на ограничения классического статистического анализа в обработке стабیلлограмм, используемого в настоящее время большинством отечественных и зарубежных разработчиков стабیلлографов. Показаны достоинства оригинального способа оценки качества функции равновесия тела человека, разработанного специалистами ВМедА (г.Санкт-Петербург) и ЗАО "ОКБ "РИТМ".

В настоящее время ведутся работы по практическому использованию результатов кандидатской диссертации сотрудника ЗАО "ОКБ "РИТМ" по приме-

нению методов нелинейной динамики к анализу постуральной системы человека с помощью стабиланализатора.

Приведена структура и показаны функциональные возможности программно-методического обеспечения стабиланализатора "Стабилан-01", позволяющего обеспечивать диагностику и реабилитацию в медицине, использование для предрейсового и послерейсового контроля водителей транспортных средств, для предсменной готовности специалистов, к профессиональным обязанностям которых предъявляются повышенные требования к надежности и ответственности, в спорте - для оценки динамики формирования требуемых спортивных навыков, а также для совершенствования показателей функции равновесия. Творческие связи ЗАО "ОКБ "РИТМ" с ведущими медицинскими организациями России позволяют достичь высокого уровня разрабатываемых методик.

На примерах создания экспериментальных образцов стабилкресла и стабилкровати для мониторинга двигательной активности человека рассмотрены пути дальнейшего развития методов и средств компьютерной стабилографии.

Дана оценка целесообразности расширения функциональных возможностей стабиланализатора "Стабилан-01", создания стабилополианализатора путем включения в стабилоплатформу дополнительных каналов съёма физиологических сигналов для измерения пульса, периметрического дыхания, становой и кистевой силы, огибающих миограмм. Завершается разработка каналов двухкоординатной акселерометрии и угловых измерений.

В первой половине 2002 года предполагается утверждение устава Российской ассоциации специалистов в области постурологии и остеопатии "Эквилибрис", куда войдут и ведущие разработчики ЗАО "ОКБ "РИТМ". Это поможет скоординировать научные поиски в развитии методического обеспечения в отечественной компьютерной стабилографии.

Совместно с учёными Таганрогского государственного университета завершены два проекта, поддержанных грантами РФФИ, которые посвящены развитию методов и средств компьютерной стабилографии. В настоящее время ведутся работы уже по третьему проекту, финансируемому РФФИ.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант № 02-01-01226, 2002-2004 г.г.).

347900, г. Таганрог, ул. Петровская, 99. E-mail: stabilan@scenar.com.ru
Тел.: (8634) 36-31-90, Слива Сергей Семёнович.

ПРОБЛЕМЫ ПАРАМЕТРИЧЕСКОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ МЕХАНИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА

В. П. Трегубов

Санкт-Петербургский государственный политехнический университет
Санкт-Петербург

Одна из основных трудностей, возникающих при построении механических моделей живых систем, заключается в том, что прямые измерения нужных величин оказываются, как правило, не возможными. Процесс определения структуры механической модели сложен и интересен сам по себе и в силу этого обычно рассматривается как определяющая стадия построения механической модели. Задача настоящей работы – показать насколько ответственным и “коварным” является этап определения механических параметров модели.

Прежде всего, это касается проблемы единственности при решении задачи параметрической идентификации. Вопрос о единственности решения, как правило, не только не исследуется, но даже не ставится в значительной степени в силу того, что задачу приходится решать приближенно. Все усилия в этом случае сосредотачиваются на том, чтобы как можно точнее воспроизвести экспериментальную характеристику. При этом упускается из виду вопрос: а не существуют ли другие значения искомым параметров, которые с той же степенью точности позволят воспроизвести эту экспериментальную характеристику, а если существуют, то какие последствия это влечет за собой? Эта проблема носит универсальный характер, но для конкретности и иллюстративности была выбрана задача об идентификации параметров механической модели тела человека, подверженного вибрационным воздействиям.

Традиционно для определения механических параметров модели в качестве экспериментальных данных используется амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) тела человека или передаточная функция (ПФ), а также общая масса. При этом класс моделей сужается до линейных механических систем. Для того, чтобы поставить вопрос о единственности решения задачи параметрической оптимизации, нужно сформулировать задачу не о приближенном, а о точном определении параметров модели. Постановка этой задачи такова. Имеется линейная механическая система, передаточная функция и общая масса которой известны. Требуется определить механические параметры системы, т.е. массы m_i , жесткости c_i и коэффициенты демпфирования b_i .

В случае системы с одной степенью свободы все предельно просто (Рис.1). Передаточная функция при кинематическом возбуждении в абсолютной системе координат имеет вид:

$$H(p) = \frac{\alpha_1 p + \alpha_0}{\delta_2 p^2 + \delta_1 p + \delta_0}, \quad \text{причем } \alpha_0 = \delta_0, \alpha_1 = \delta_1 \quad (1)$$

Поскольку числитель и знаменатель дробно-рациональной функции определе-

ны с точностью до множителя, то для определенности их делят на один из коэффициентов, например δ_4 , тогда:

$$H(p) = \frac{d_1 p + d_0}{d_2 p^2 + d_1 p + d_0} \quad (1a)$$

Коэффициенты этой передаточной функции считаются заданными и связаны с параметрами модели линейным образом:

$$b = m d_1, \quad c = m d_0$$

Таким образом, задача имеет единственное решение. Для системы с двумя степенями свободы (Рис.2), как было показано ранее [1,2], значения параметров не могут быть определены однозначно. Передаточная функция в этом случае имеет вид:

$$H(p) = \frac{a_2 p^2 + a_1 p + a_0}{p^4 + d_3 p^3 + d_2 p^2 + d_1 p + d_0}, \text{ где по прежнему } a_0 = d_0, a_1 = d_1, \quad (2)$$

а известные коэффициенты a_i, b_i связаны с механическими параметрами системы уже нелинейным образом:

$$\frac{c_1 c_2}{m_1 m_2} = a_0, \quad \frac{c_1 b_2 + c_2 b_1}{m_1 m_2} = a_1, \quad \frac{b_1 b_2}{m_1 m_2} = a_2, \quad (3)$$

$$\frac{M c_1 + m_1 c_2 + b_1 b_2}{m_1 m_2}, \quad \frac{M b_1}{m_1 m_2} + \frac{b_2}{m_2} = d_3, \quad m_1 + m_2 = M$$

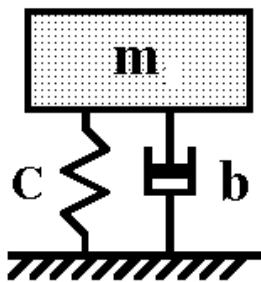


Рис.1. Механическая система с одной степенью свободы

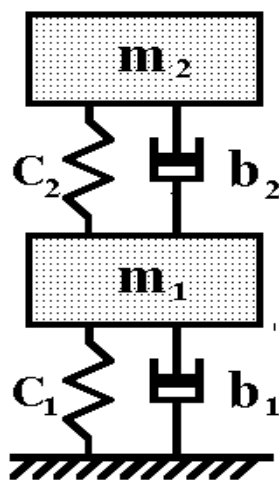


Рис.2. Механическая система с двумя степенями свободы

Приведенная система уравнений относительно параметров модели в общем случае имеет два положительных решения. Это означает, что для системы с двумя степенями свободы существует два набора параметров, которые дают одну и ту же передаточную функцию и общую массу. Иначе говоря, однозначная идентификация параметров по передаточной функции и общей массе не возможна, вопреки утверждениям учебников и справочников. Кроме всего, было показано, что построенные таким образом модели нельзя использовать для того, для чего они, как правило, и предназначены, а именно, для расчета систем виброзащиты, поскольку различные наборы параметров приводят к различным расчетным характеристикам виброзащиты.

Это означает, что для однозначного определения параметров нужна дополнительная информация о механической системе. Оказалось, что для системы с двумя степенями свободы такой информацией может служить входной механический импеданс (ВМИ). Считая его известным, а значит, коэффициенты соответствующей передаточной функции заданными, мы можем выразить их через параметры модели и получить дополнительные уравнения для определения параметров модели, одно из которых оказывается линейным. Это позволяет определить один из параметров, а именно b_2 , единственным образом, а вслед за ним и все остальные параметры.

К сожалению, начиная с трех степеней свободы задание ВМИ и ПФ не приносит желаемого результата, поскольку порядок нелинейных уравнений растет и количество возможных решений тоже возрастает.

В этой ситуации напрашивается вопрос: какая дополнительная информация будет достаточной для однозначного определения параметров модели? Ответ на этот вопрос является не утешительным и заключается в том, что однозначная идентификация параметров модели невозможна без привлечения результатов прямых измерений, хотя бы некоторых параметров. Необходимые и достаточные условия существования единственного решения найти не удастся, получены лишь достаточные условия и они весьма “суровые”. В частности, для однозначного определения параметров линейной механической системы с n степенями свободы достаточно задать передаточные функции для всех тел, входящих в систему, и значения масс этих тел.

Таким образом, задача определения параметров механической модели требует самого пристального внимания. В противном случае удачная, казалось бы, структура модели может оказаться бесполезной, поскольку не сможет получить соответствующего параметрического насыщения.

Литература

1. Графеев Е.В., Трегубов В.П. Проблемы определения структуры и параметров механических моделей человека, подверженного действию вибрации // Динамика и устойчивость механических систем – СПб: 1995. С. 47-57.
2. V.P.Tregoubov. Problems of mechanical model identification for human body under vibration. Mechanism and Machine Theory, vol. 35, 2000, pp.491-504.