

УДК 531/534:[57+61]

ОСОБЕННОСТИ ЧАСТОТНОГО АНАЛИЗА СИГНАЛОВ СИЛОМОМЕНТНЫХ ДАТЧИКОВ В ЗАДАЧЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО ТРЕМОРА

П.А. Кручинин^{1,2}, А.В. Лебедев¹, Н.В. Холмогорова^{2,3}

¹ Механико-математический факультет Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова, 119992, Москва, Ленинские горы, e-mail: pkruch@mech.math.msu.su

² Московский городской психолого-педагогический университет, 127051, Москва, ул. Сретенка, 29, e-mail: sinplab@mgppu.ru

³ Московский государственный педагогический университет, 117263, Москва, ул. Кибальчича, 6/4, e-mail: natalya_holmogor@mail.ru

Аннотация. Силомоментные аппаратно-программные комплексы широко используются для оценки функционального состояния, неврологических и ортопедических патологий человека. Применение силомоментных датчиков позволяет проводить неинвазивные обследования, при которых на тело человека не крепятся никаких измерительных чувствительных элементов, электродов или маркеров. Примером системы, позволяющей проводить такие обследования, является аппаратно-программный комплекс «Многофункциональное кресло». Он включает специальное кресло, которое снабжено набором одноосных силовых платформ стабильного типа, установленных в сиденье, спинке и в подножии, двумя трехкомпонентными силомоментными датчиками, расположенными в подлокотниках. Сигнал, измеренный силомоментными датчиками, взаимодействующими с телом человека или его сегментами, является интегративным. Он включает механические составляющие, обусловленные системой управления движением, дыханием, кардиоритмом и т.п., что находит свое отражение в его частотном спектре. В работе обсуждается задача выделения в этом сигнале треморных составляющих, порожденных сокращением скелетных мышц. Исследуется характер пиков спектра мощности измеренного сигнала в зависимости от источника колебаний, породившего этот пик. Проводится сравнение вида спектров показаний силомоментных датчиков со спектрами сигналов альтернативных измерителей (датчика дыхания), измерениями перемещений маркеров системы видеоанализа, показаниями микроэлектромеханических датчиков ускорений и угловых скоростей. Показано, что частотный анализ сигналов силомоментных датчиков, взаимодействующих с телом человека или его сегментами, позволяет в большинстве случаев выделить микродвижения, обусловленные вегетативными составляющими (дыханием, кардиоритмом) и системой управления движением, в частности треморные составляющие, порожденные сокращением скелетных мышц.

Ключевые слова: силомоментный датчик, тремор, спектр, частоты колебаний.

ВВЕДЕНИЕ

Ритмичное осцилляторное движение по крайней мере одной функциональной области тела называется тремором. Основной причиной зарождения тремора, по-видимому, следует считать автоколебательные процессы в цепи управления

© Кручинин П.А., Лебедев А.В., Холмогорова Н.В., 2013

Кручинин Павел Анатольевич, к.ф.-м.н., доцент кафедры прикладной механики и управления, Москва
Лебедев Антон Викторович, к.ф.-м.н., с.н.с. лаборатории математического обеспечения имитационных динамических систем, Москва

Холмогорова Наталья Владимировна, к.б.н., доцент кафедры анатомии и физиологии человека и животных, Москва

мышечной активностью [2, 13]. В то же время у людей имеет место значительное разнообразие проявлений тремора, обусловленное индивидуальными особенностями их неврологического состояния [13, 14]. Одной из важных задач, решение которой необходимо для ранней диагностики неврологических нарушений, является частотный анализ тремора. Традиционные способы обследования: акселерометрические измерения, электромиографические исследования так же, как и другие методы, позволяющие выделить тремор, такие как видеоанализ или гониометрия, требуют закрепления на теле обследуемого измерительных чувствительных элементов, электродов или маркеров. Это обстоятельство увеличивает время комплексного обследования, при котором не только анализируется факт наличия тремора той или иной функциональной области тела, но и требуется выявление мест локализации тремора, не имеющего явных визуальных проявлений [10]. Использование с этой целью силомоментных датчиков представляется более выгодным. Такую возможность предоставляют, например, датчики усилий, используемые в современной практике. Они применяются во всевозможных силовых платформах [7, 8], креслах [3, 15], кроватях [11], где монтируются в опоры сиденья или ложа. Известны способы, позволяющие констатировать с помощью таких конструкций наличие высокоамплитудного тремора [11, 12]. Более информативной представляется ситуация, при которой значительное количество подобных датчиков монтируется на некоторой поверхности [6], контактирующей с большой частью площади тела и конечностей обследуемого. Пример такой поверхности дает аппаратно-программный комплекс «Многофункциональное кресло» (совместная разработка Московского городского психолого-педагогического университета и Закрытого акционерного общества «Опытно-конструкторское бюро “Ритм”», г. Таганрог) [4].

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС «МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНОЕ КРЕСЛО»

Аппаратно-программный комплекс «Многофункциональное кресло» (рис. 1) включает специальное кресло, оцувствленное набором одноосных силовых платформ стабิโลграфического типа, установленных в сиденье, спинке и в подножии, двумя трехкомпонентными силомоментными датчиками, расположенными в подлокотниках кресла, а также снабжено дополнительными физиологическими каналами, обеспечивающими регистрацию частоты дыхания, кардиоритма и т.д.

Следует выделить два существенных достоинства «Многофункционального кресла». Данный аппаратно-программный комплекс позволяет одновременно регистрировать постуральные микродвижения различных частей тела человека. В отличие от известных аналогов, чувствительные элементы силомоментных датчиков «Многофункционального кресла» контактируют со многими частями тела обследуемого, что позволяет получать более точные сведения об источнике наблюдаемых колебательных процессов. Этот прием уменьшает искажения, вызванные особенностями прохождения волны через анизотропную среду тела, и тем самым позволяет анализировать динамику источника возбуждения [4].

Сигнал силомоментных датчиков, контактирующих с телом человека, по своей природе является интегративным и включает как «мышечную», так и вегетативные (дыхание, кардиоритм) составляющие, что находит отражение в его частотном спектре. Степень выраженности той или иной составляющей в частотном спектре может зависеть как от способа съема сигнала, так и от особенностей синергий позы.

Результаты пилотных исследований показали, что у спокойно сидящего человека во время и сразу после удержания груза в руке изменяется мощность колебаний, регистрируемых силомоментными датчиками оцувственных поверхностей на частотах дыхательного ритма [9]. Технические возможности аппаратно-программного комплекса позволили рассмотреть вопрос о выделении составляющих сигнала

силомоментных датчиков, порожденных дыханием, кардиоритмом и сокращением скелетных мышц, и проанализировать их спектральные свойства. В настоящей публикации обсуждается возможность выделения в частотном спектре сигнала силомоментных датчиков, контактирующих с телом человека, компонента, обусловленного сокращением скелетных мышц («мышечной» составляющей).

ОПИСАНИЕ ХОДА ОБСЛЕДОВАНИЯ И ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СПЕКТРОВ ПОКАЗАНИЙ СИЛОМОМЕНТНЫХ ДАТЧИКОВ

Обследование добровольцев на аппаратно-программном комплексе «Многофункциональное кресло» проводилось в Московском городском психолого-педагогическом университете. В ходе исследования человек неподвижно сидел в кресле в позе, изображенной на рис. 1. С целью усиления мышечных составляющих колебаний ему предлагалось совершить статическую работу, которая заключалась в удержании грузов различной массы в правой руке, опирающейся локтем на неподвижную опору – подлокотник с вмонтированным трехкомпонентным силомоментным датчиком.

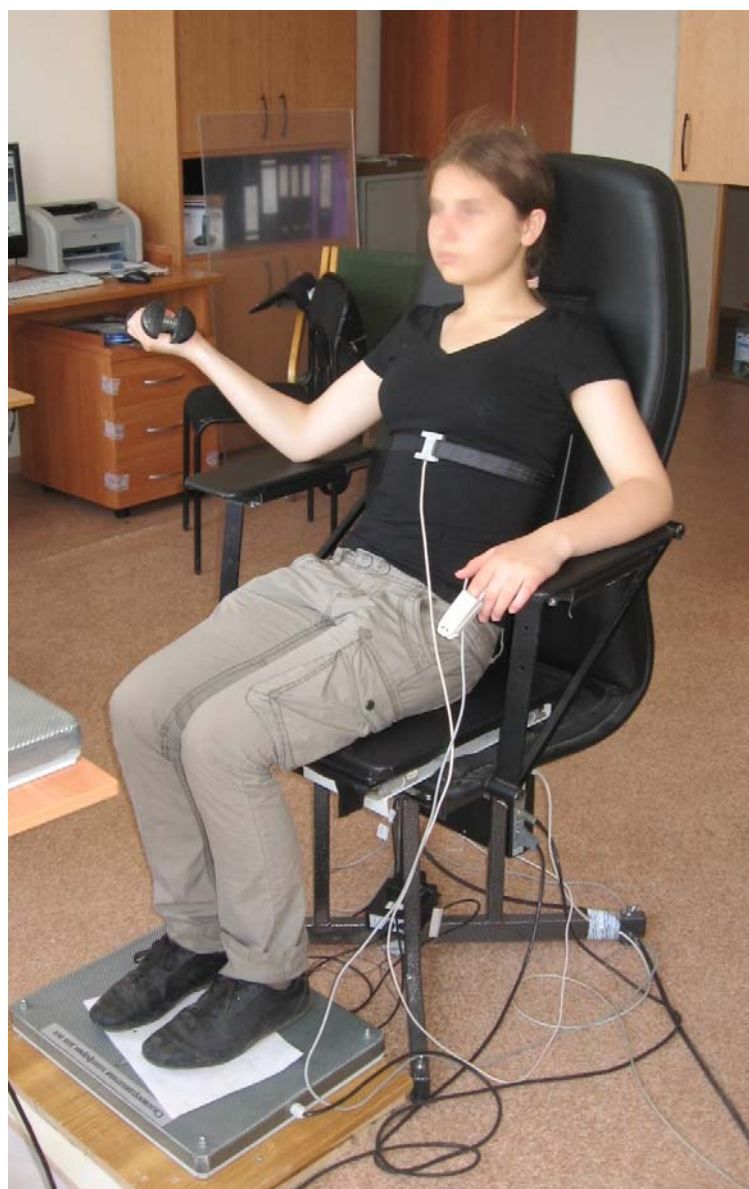


Рис. 1. Поза удержания груза обследуемым, сидящим в кресле

Груз удерживался в руке до начала развития утомления, что в среднем составляло 2–4 мин. Выбор груза определялся возможностями и желаниями человека. Перерыв между двумя последовательными исследованиями для одного обследуемого составлял не менее 20 мин. В исследовании приняло участие 75 добровольцев без неврологического диагноза в возрасте от 18 до 60 лет и два человека с диагностированной болезнью Паркинсона. Основную массу обследуемых составили студенты и аспиранты в возрасте 18–25 лет. Произведено 120 записей с грузами, массы которых варьировались от 1 до 5,5 кг с шагом 0,5 кг. У 9 человек при нагружении колебания правой руки ограничивались использованием тьютора на лучезапястный сустав с захватом предплечья и иммобилизацией кисти.

Основным методом обработки показаний датчиков многокомпонентного кресла явился спектральный анализ. Оценки спектральной плотности мощности сигналов были получены в пакете *MATLAB* с использованием непараметрического метода Велча [16]. Для вычислений выбирались интервалы времени, протяженность которых превышала 60 с при частоте опроса датчиков 50 Гц. В рамках метода использовалось окно протяженностью ~20 с с перекрытием 1 с.

Анализ спектров сигналов датчиков аппаратно-программного комплекса для здоровых людей позволил сделать вывод о том, что они имеют многочастотный характер и содержат значительные составляющие, кратные частотам дыхания и сердечных сокращений. Результаты обработки и анализа показаний датчиков многокомпонентного кресла приведены на рис. 2.

Здесь и далее для показаний датчиков «Многофункционального кресла» штриховой линией изображена спектральная плотность показаний датчика до нагружения руки, сплошной линией – спектральная плотность, вычисленная по показаниям, полученным во время удержания груза, штрих-пунктирной – спектральная плотность, вычисленная по показаниям, полученным после снятия груза.

На рис. 2, а представлены низкочастотные участки сагиттальной спектральной характеристики момента в левом подлокотнике «Многофункционального кресла» обследуемого М1 (0,1–1,5 Гц), на которых нашли отражение частотные составляющие, связанные с дыханием. На рис. 2, б изображены участки спектра для диапазона частот 1–5 Гц, в котором существенную роль играют периодические процессы, вызванные сердечными сокращениями. Вывод о соответствии низкочастотных амплитудных пиков частоте дыхания подтверждается показаниями датчика дыхания ДДПТ-1 аппаратно-программного комплекса. Частота пульса обследуемого фиксировалась оптоэлектрическим пульсоксиметрическим пальцево-прищепочным датчиком ДОПпп «Тритон». В соответствии с показаниями этих датчиков пациент М1 во время обследования совершал в среднем 21 дыхательное движение в минуту, что соответствует частоте 0,35 Гц, а его средний пульс – 72 удара в минуту, т.е. 1,2 Гц. Вышесказанное объясняет наличие на рис. 2, а амплитудных пиков на частотах 0,35 и 0,7 Гц, связанных с дыханием, а на рис. 2, б пиков в окрестностях частот 1,2; 2,4; 3,6 Гц, порожденных сердечной деятельностью. Следует отметить, что в отличие от спектров баллистограмм стабилографических платформ [5, 12], в которых наиболее отчетливо проявляются высокочастотные обертоны в диапазоне 3–8 Гц, для большинства сенсоров «Многофункционального кресла» в нашем случае большую величину имели низкочастотные спектральные пики, соответствующие частоте кардиоритма и двум первым обертонам. Основные особенности спектров баллистограмм платформ расположенных в сиденье, совпадают с особенностями баллистограмм силовых платформ при исследовании стояния человека. Это, по-видимому, связано с тем, что у здорового человека дыхательные движения и микродвижения, вызванные сердечными сокращениями, близки к периодическим, но не являются синусоидальными.

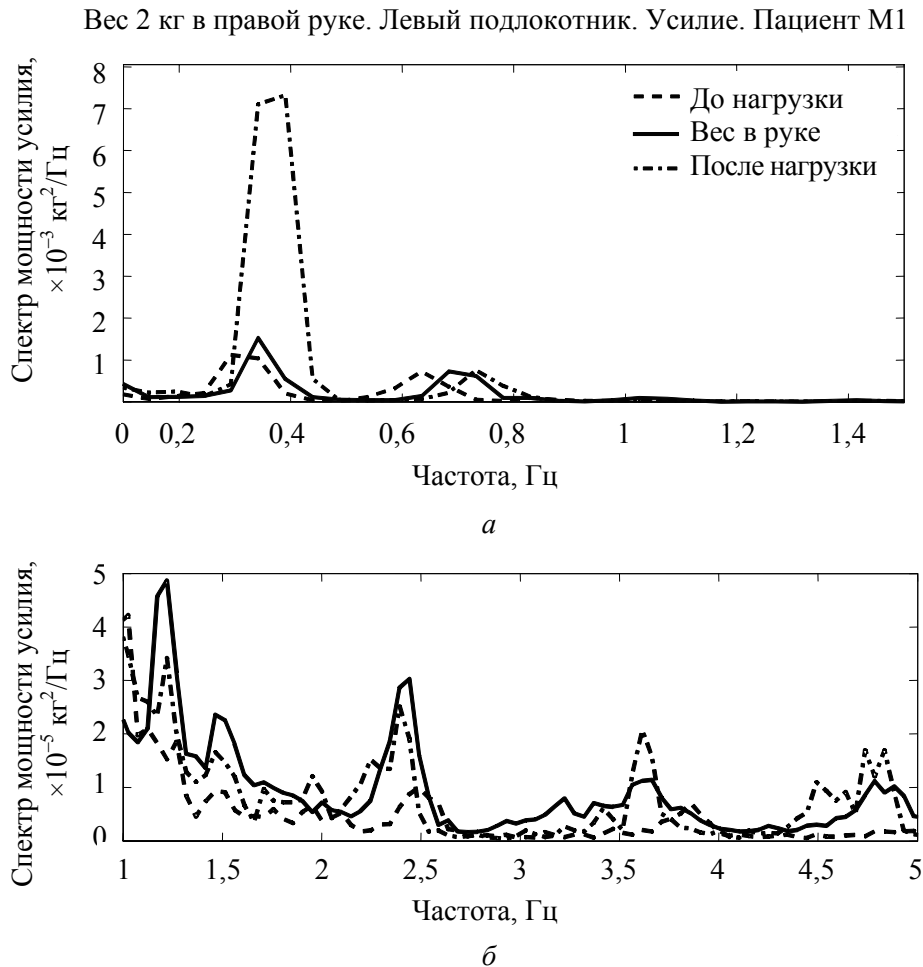


Рис. 2. Характерные участки спектральных плотностей мощности вертикальных усилий, зарегистрированных силомоментным датчиком, вмонтированным в левый подлокотник «Многофункционального кресла», вычисленные по результатам обследования со статической нагрузкой (груз в правой руке) для низкой (а) и средней (б) частей спектра

Следует заметить, что приведенные амплитуды колебаний для диапазона частот свыше 1 Гц для баллистограммы не превышают нескольких десятых ньютона и имеют порядок, сравнимый с величиной погрешностей силоизмерительных датчиков. Подобный эффект проявления кратных частот может наблюдаться также в результате прохождения сигнала через нелинейное звено и являться результатом искажения измеряемого усилия вследствие нелинейности датчика либо результатом действия сил трения в области контакта тела обследуемого с поверхностью датчика. Для того чтобы исключить решающее влияние этих эффектов на показания силомоментных датчиков, был проведен анализ родственных измерений для альтернативных измерительных приборов: датчика дыхания, системы видеоанализа, микромеханических акселерометра и датчика угловой скорости.

РЕЗУЛЬТАТЫ ОБРАБОТКИ ПОКАЗАНИЙ ДАТЧИКОВ ПРИ АЛЬТЕРНАТИВНЫХ СПОСОБАХ ИЗМЕРЕНИЙ

Спектр сигнала датчика дыхания ДДПТ-1, входящего в состав аппаратно-программного комплекса «Многофункциональное кресло», приведен на рис. 3. Как видно из рисунка, спектр его показаний схож со спектральной характеристикой показаний датчика подлокотника аппаратно-программного комплекса, приведенной на рис. 2, а. Следует заметить, что при съеме показаний датчика дыхания используется тот же принцип тензометрирования, что и при съеме измерений силомоментных датчиков.



Рис. 3. Участки спектральных плотностей мощности показаний датчика дыхания, вычисленные по результатам эксперимента со статической нагрузкой (груз в правой руке)

Чтобы исключить гипотезу о том, что наблюдаемый результат является следствием нелинейности преобразования биологического сигнала тензодатчиком, у трех сидящих человек, помимо обследований на аппаратно-программном комплексе «Многофункциональное кресло», производилась регистрация микродвижений с помощью системы видеоанализа *DTrack2 Trackpack* в Институте математических исследований сложных систем МГУ им. М.В. Ломоносова. Система включала две инфракрасные видеокамеры, закрепленные на стене, и набор маркеров. Обследуемый сидел на кресле в позе, изображенной на рис. 1. Маркеры системы видеоанализа крепились на его груди и на правой руке. Испытуемый сидел вполоборота к линии, соединяющей видеокамеры. Программное обеспечение системы видеоанализа после обработки выдавало оценки координат геометрических центров маркеров. Характерные участки спектров изменения координат маркеров системы видеоанализа приведены на рис. 4, а и в.

На приведенных графиках спектральных плотностей перемещений отчетливо видны пики, частоты которых кратны главным несущим частотам дыхания и сердцебиения. Понижение уровня последующих пиков по сравнению с главным для координат маркеров выглядит более значительным, чем для силомоментных датчиков кресла. Это объясняется тем, что усилиям, измеряемым силомоментными датчиками, в большей степени соответствуют не перемещения, а ускорения. Спектры проекций ускорений на координатные оси системы видеоанализа, рассчитанные на основании значений спектров перемещений, приведены на рис. 4, б и г. Соотношение главного и кратных экстремумов на этой зависимости в большей степени соответствует спектрам показаний силомоментных датчиков. Обертоны для приведенного спектра оказываются даже несколько интенсивнее, так как при измерении усилий большую роль играют вязкие свойства биологических тканей тела, поглощающих энергию колебаний. Для маркеров, закрепленных на руке обследуемого, проявления обертонов дыхательного и сердечного ритмов оказались не столь значительны. Таким образом, приведенные графики подтверждают предположение о наличии кратных частот в спектре исследуемого физиологического сигнала, так как структуры погрешностей силомоментных датчиков и погрешностей системы видеоанализа принципиально различны.

Акселерометрические измерения и измерения угловой скорости проводились у четырех обследуемых одновременно со съёмом показаний кресла с помощью шестикомпонентного микроэлектромеханического датчика *ADIS 16405* фирмы *Analog Devices*. Датчик крепился к руке человека таким образом, чтобы одна из осей чувствительности прибора была ориентирована приблизительно параллельно оси предплечья, а вторая располагалась горизонтально. Используемые инерциальные датчики успешно регистрировали «мышечную» составляющую сигнала.

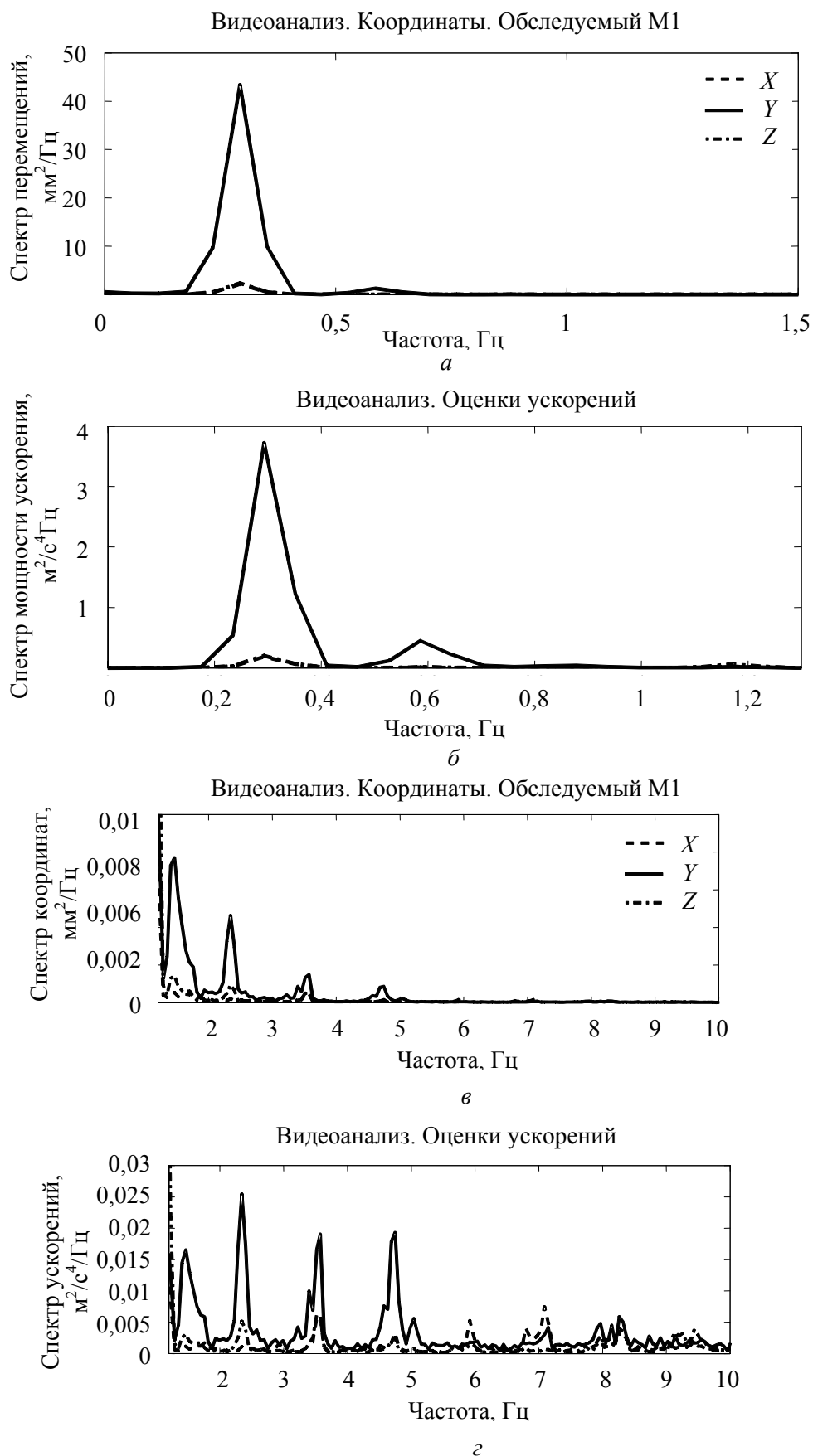


Рис. 4. Участки спектральных плотностей мощности показаний системы видеоанализа. Маркер установлен на груди обследуемого. Низкочастотная часть спектра координат (а) и ускорений (б) маркера, спектр координат (в) и ускорений (г) маркера для диапазона частот 1–5 Гц



Рис. 5. Участок спектральных плотностей мощности ускорений, зарегистрированных акселерометром, закрепленным на правом предплечье обследуемого (груз 2 кг в правой руке)

На рис. 5 представлены спектры показаний акселерометра, закрепленного на предплечье обследуемого. Приведен спектр для оси чувствительности, расположенной ортогонально оси звена в плоскости, образованной плечом и предплечьем. На графике отчетливо видно повышение уровня колебаний на частотах 2–4 Гц и 8–12 Гц при выполнении рукой статической работы (удержание груза весом 2 кг). Следы сердечного ритма в показаниях акселерометров и датчиков угловой скорости незначительны и проявлялись только в области двух первых пиков. По-видимому, повышенная чувствительность силомоментных датчиков к кардиосигналу вызвана тем, что на их показания существенное влияние оказывает неравномерность циркуляции крови в конечностях. Значительных перемещений конечности такие движения, видимо, не вызывают, что существенно облегчает традиционные акселерометрические исследования ритмичных произвольных колебаний подвижных частей тела (тремор).

ВЫДЕЛЕНИЕ ЧАСТОТ «МЫШЕЧНОЙ» СОСТАВЛЯЮЩЕЙ В СПЕКТРЕ СИГНАЛОВ СИЛОМОМЕНТНЫХ ДАТЧИКОВ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА «МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНОЕ КРЕСЛО»

Анализ сигналов аппаратно-программного комплекса «Многофункциональное кресло» и исключение характерных составляющих дыхательного и сердечного ритмов позволяют выделить составляющие колебаний, вызванные напряжением мышц руки при удержании груза (табл. 1). Отличительной чертой «мышечной» составляющей сигнала силомоментных датчиков является рассогласование частоты спектрального пика с одной из кратных частот сердцебиения. В случае их совпадения «мышечный» сигнал можно выделить по значительному превышению его ширины по сравнению с шириной соответствующих спектральных пиков, порожденных сердцебиением. Частотные составляющие колебаний, вызванные напряжением мышц при удержании груза, приведены на рис. 6, 7. Во время удержания груза на участке спектральной характеристики баллистограммы и сагиттального момента правого подлокотника практически у всех обследуемых наблюдалось проявление локального максимума в частотном диапазоне 2,0–3,5 Гц. У части из них наряду с этим имел место максимум в высокочастотной части спектра (6–12 Гц). Амплитуда максимумов в несколько раз превышала уровень спектра силомоментного датчика в той же полосе частот без груза (т.е. без статической нагрузки).

Таблица 1

**Частоты составляющих колебаний правой руки, вызванных
напряжением группы мышц-сгибателей локтевого сустава**

Обсле- дуемый	Масса удерживаемого груза, кг									Частота пульса, Гц	Частота дыхания, Гц
	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5,5		
M0		$\frac{2,8}{11,5}$	$\frac{2,5}{8,5}$		$\frac{2,0}{9,5}$		$\frac{1,7}{-}$			1,15	0,1–0,2
M1	$\frac{2,9}{-}$	$\frac{3,35}{-}$	$\frac{2,65}{8,2}$	$\frac{2,6}{8,5}$	$\frac{2,4}{9,4}$	$\frac{2,0}{9,5}$	$\frac{2,2}{-}$	$\frac{1,9}{9,5}$	$\frac{1,6}{8,0}$	1,5	0,3
F1		$\frac{2,85}{-}$	$\frac{2,6}{-}$	$\frac{2,15}{5,5}$	$\frac{1,9}{5,6}$		$\frac{2,1}{6,3}$			1,5–1,6	0,2–0,3
F2			$\frac{2,7}{7,5}$				$\frac{2,0}{6,8}$			1,2	0,35
F3		$\frac{2,5}{-}$	$\frac{2,5}{10,5}$	$\frac{2,1}{10,5}$	$\frac{1,9}{10,5}$	$\frac{1,7}{10,5}$	$\frac{2,0}{10,5}$			1,3	0,2–0,25
M2	–		$\frac{2,5}{10}$		$\frac{2,0}{9,5}$					1,5	0,3
M3	$\frac{3,3}{-}$		$\frac{2,8}{-}$		$\frac{2}{-}$					1,2	0,3
M4		$\frac{2,6}{-}$	$\frac{2,4}{5-12}$							1,3	0,3
M5		$\frac{2,3}{6,5}$	$\frac{2,0}{7}$		$\frac{1,8}{4-8}$					1,4	0,2
F4		$\frac{2,5}{7,5}$	$\frac{2,4}{7,8(10)}$	$\frac{2,2}{7(10,5)}$		$\frac{1,9}{6,5(9,5)}$				1,5	0,4
F5			$\frac{2,2}{9}$	$\frac{2,2}{-}$	$\frac{2,0}{9}$	$\frac{1,6}{7-10}$				1,75–1,9	0,35–0,4
F6		$\frac{2,3}{-}$	$\frac{2,0}{4,4}$		$\frac{1,6}{7}$					1,5	0,3
F7	$\frac{3}{-}$		$\frac{2,3}{-}$		$\frac{2,2}{-}$					1,25	0,25
M6	$\frac{1,8}{-}$	$\frac{2,1}{4,9}$	$\frac{2,5}{-}$		$\frac{1,9}{5}$					1,4	0,2–0,3
F8		$\frac{2,5}{10}$	$\frac{2,1}{7,5}$		$\frac{1,6}{7,5(10)}$					1,55	0,35

Примечание. В числителе приведены значения низкой частоты тремора, обнаруженной при обследовании, в знаменателе – высокой. В случае отсутствия колебаний в указанном диапазоне частот стоит «–». При наличии у обследуемого повышенного уровня колебаний для широкой полосы частот и отсутствии явно выраженного максимума приведен диапазон частот.

Заметим, что при обследовании двух пациентов с диагностированной болезнью величина высокочастотного амплитудного пика многократно превышала уровень спектральных пиков, порожденных кардиосигналом [10].

Значения частот указанных амплитудных пиков для характерной выборки обследуемых приведены в табл. 1. Ни у одного из здоровых испытуемых указанные частоты не были кратными. Это позволяет выделить в спектральной характеристике колебаний, вызванных напряжением мышц руки при удержании груза, две группы частот, имеющих, по-видимому, независимые источники возбуждения.

К первой отнесены низкие частоты колебаний в диапазоне 1,5–4,0 Гц. Они появляются в момент начала удержания груза и сохраняются на протяжении выполнения статической работы. Минимальный вес груза, удержание которого сопровождалось отличимым от фона колебанием предплечья, составлял 1,5 кг. Частота спектральной линии колебаний предплечья существенно зависела от величины удерживаемого груза.

Ко второй группе следует отнести составляющие колебаний, частоты которых лежат в диапазоне 4–12 Гц. Их интенсивность, как правило, нарастает по мере развития утомления, обусловленного выполнением статической работы.

Результаты повторного обследования группы лиц, проведенного с интервалом 2–6 месяцев, приведены в табл. 2. Они позволяют оценить повторяемость данных и показывают, что изменение характерной частоты амплитудного пика при смене психофизиологического состояния обследуемого в подавляющем большинстве случаев не превышает 1 Гц.

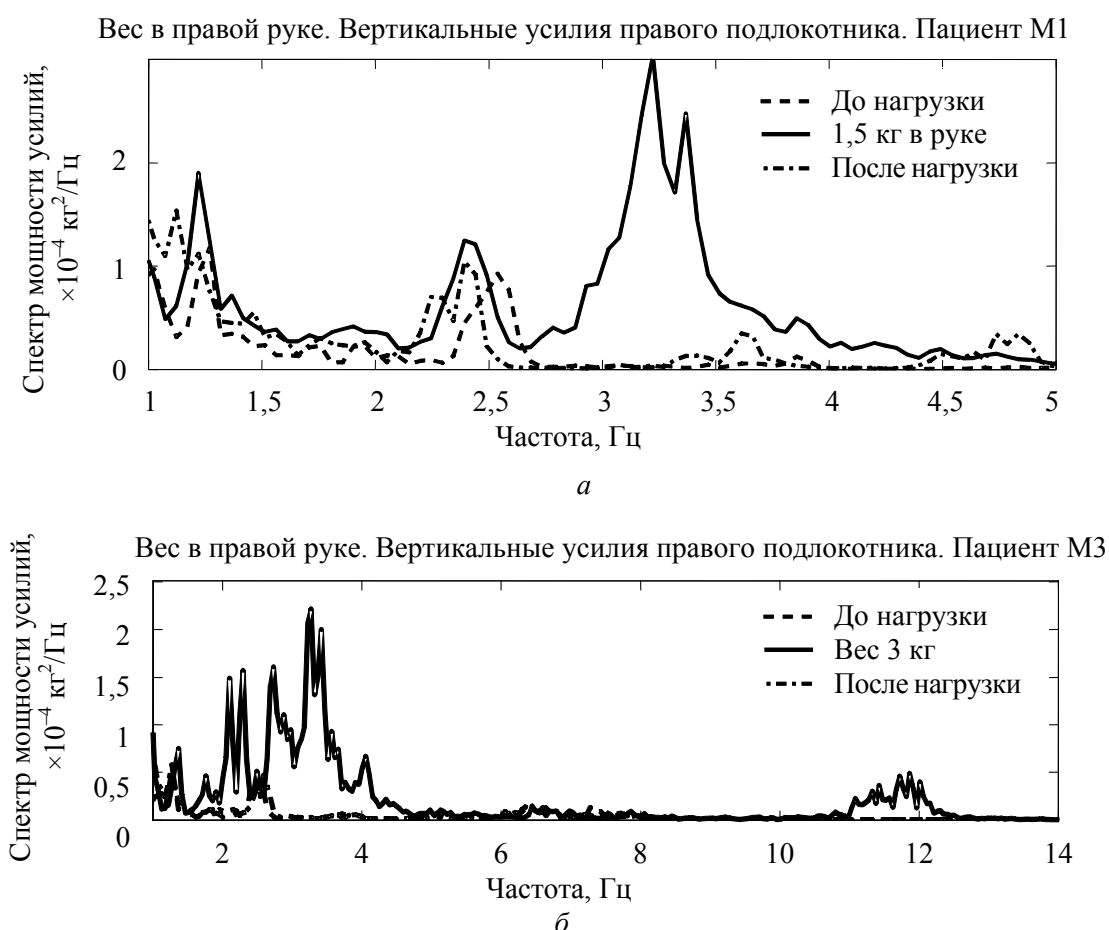


Рис. 6. Участки спектральных плотностей мощности вертикальных усилий, зарегистрированных силомоментным датчиком, вмонтированным в правый подлокотник аппаратно-программного комплекса «Многофункциональное кресло», при удержании груза весом 1,5 кг (а) и 3 кг (б) в правой руке для обследуемых М1 и М3. Прочие частотные области не содержали мышечных составляющих колебаний

Таблица 2

**Частоты, Гц, составляющих колебаний правой руки,
вызванных напряжением группы мышц-сгибателей локтевого сустава**

Обследуемый	Нагрузка в правой руке, кг					
	1,5		2		3	
	Низкая	Высокая	Низкая	Высокая	Низкая	Высокая
M0	3/2,6	12/11				
M1			2,5/2,8	7,7/8,7	2,6/2,25	9,8/9
F1	3/2,7				2/1,8	6,5/4,8
M2	2,5/2,5				2/1,9	10,5/10,5
M5	2,2 /2,4	6,5/–				
F6			2/2	4,4/–		
F8			2,1/2,1	–/7,5		

Примечание. В числителе приведены частоты при первоначальном обследовании, в знаменателе – при повторном. В случае отсутствия колебаний в указанном диапазоне частот стоит «–».

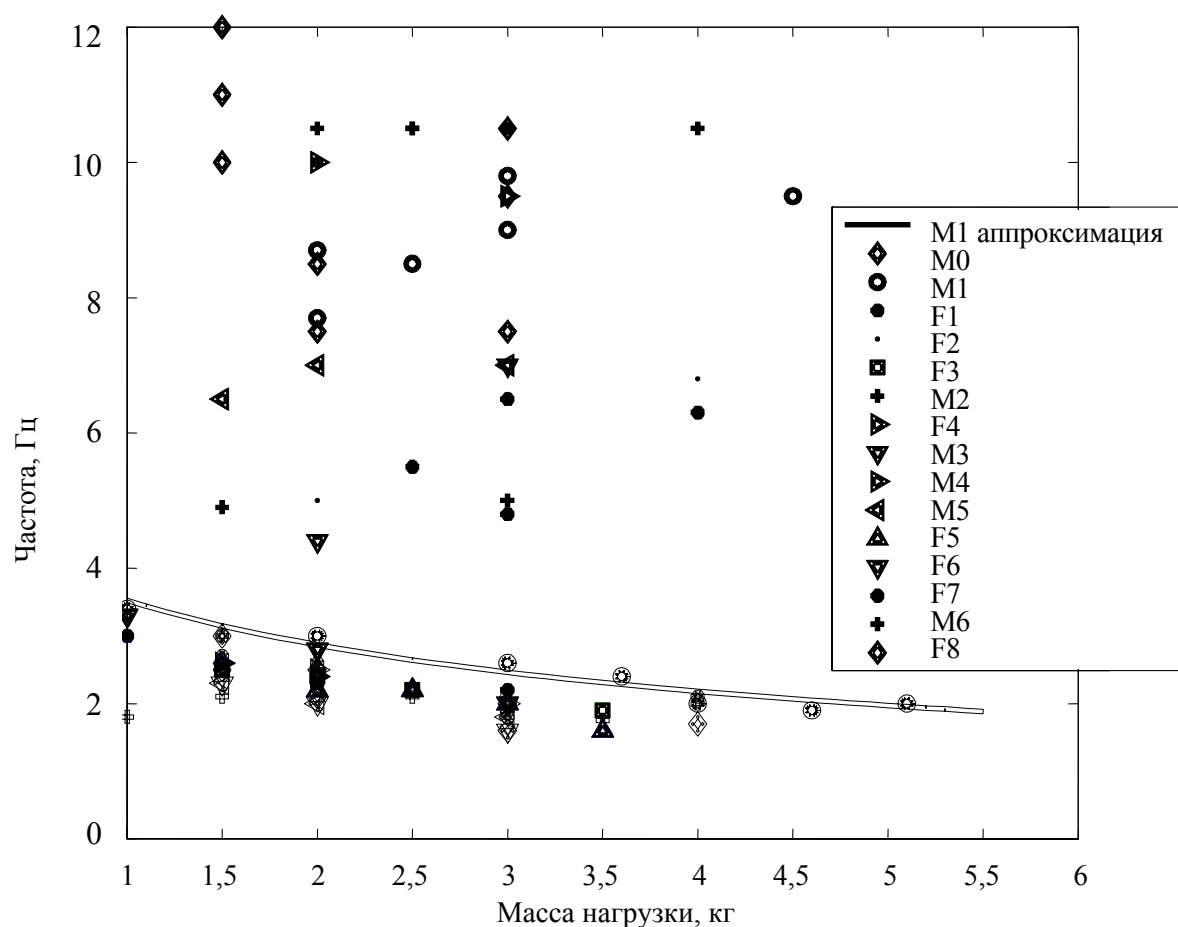


Рис. 7. Отображение результатов эксперимента для различных обследуемых на плоскости «масса груза – парциальная частота колебаний». Различными символами изображены точки, соответствующие различным обследуемым. Сплошная линия – аппроксимация, построенная для низкочастотной составляющей для обследуемого M1 (экспериментальные значения частот обозначены «о»)

На рис. 7 экспериментальные точки нанесены на плоскости параметров «масса груза – частота». Как видно из рисунка, частоты первой группы (< 4 Гц) образуют упорядоченную структуру, которая ассоциируется с частотами механических колебаний, описанными ранее в работах [2, 13], при которых мышца моделируется упругим элементом. Частоты второй группы (> 4 Гц) на приведенном рисунке расположены более хаотично, и их величины в большей степени зависят от функционального состояния человека. Тем не менее участие механических свойств системы и в этом случае полностью исключить, по-видимому, нельзя. Косвенным подтверждением этому может служить слабое проявление, а в ряде случаев и полное отсутствие, спектрального пика на частотах свыше 4 Гц в спектре сигналов силомоментных датчиков правого подлокотника при нагружении правой руки, движения которой ограничены тугором.

Следует отметить, что у отдельных обследуемых высокочастотные колебания «мышечной» составляющей при нагружении правой руки отчетливо проявились в сигналах силомоментных датчиков «Многофункционального кресла», удаленных от правого подлокотника, т.е. от места нагружения. Так, у четырех человек из всех обследованных они наблюдались в сигналах датчиков левого подлокотника, сидения или силокоординатной платформы под ногами. Это является несомненным косвенным подтверждением зависимости высокочастотных колебаний мышечной составляющей от функционального состояния человека.

ОБСУЖДЕНИЕ

На основании проведенных исследований можно говорить о том, что силомоментные датчики аппаратно-программного комплекса «Многофункциональное кресло» можно использовать для оценки составляющих ритмичных осцилляторных движений человека (тремора частей тела человека). В ходе проведенных исследований авторам удалось выделить в спектре сигналов силомоментных датчиков составляющие, обусловленные дыханием, сердечной деятельностью и системой управления движением, в частности активизацией периферического рефлекса на растяжение. Это обстоятельство служит одновременно и достоинством, и недостатком. С одной стороны, наличие в частотном спектре сигнала силомоментных датчиков существенной респираторной или кардиологической составляющей может носить прогностический характер [9]. С другой – это обстоятельство требует введения плохо формализуемой процедуры выделения максимумов спектральной характеристики и определения источников, их порождающих. Процедура выделения частот осложнена также тем, что спектральные пики, обусловленные мышечной активностью, могут оказаться кратными частоте кардиоритма. В случае низкоамплитудного тремора достоверное выделение соответствующих максимумов спектральной характеристики может оказаться невозможным. Все указанные недостатки компенсируются возможностью с помощью силомоментных датчиков проводить неинвазивное обследование.

В данной работе авторы ставили своей задачей исследование возможности использования силомоментных датчиков для анализа частотных характеристик осцилляторных движений тела человека и его сегментов. Наряду с этим была отмечена зависимость частоты низкочастотной составляющей усиленного физиологического тремора нагруженной руки от веса груза, используемого при обследовании. Однако на стабильность проявления, локализацию и распространенность усиленного физиологического тремора в условиях данного эксперимента влиял целый ряд факторов, таких как особенности позы, конституция, текущее функциональное состояние и т.д. Существенные погрешности также могли быть вызваны эффектами,

связанными с перекрытием амплитудных пиков, порожденных различными составляющими тремора. Детальное исследование упомянутой зависимости требует создания специально экспериментальной ситуации с привлечением дополнительной аппаратуры, подобной той, что использовалась, например, в работе [1].

БЛАГОДАРНОСТЬ

Работа выполнена при частичной поддержке РФФИ (Грант 12-01-00839).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Антонец В.А., Ковалева Э.П. Оценка управления статическим напряжением скелетной мышцы по ее микродвижениям // *Биофизика*. – 1996. – Т. 41, вып. 3. – С. 711–717.
2. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека – М.: Наука, 1965. – 256 с.
3. Кононов А.Ф., Хлабустин Б.И. Силомоментное кресло. Теоретические аспекты и принцип действия // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2008. – № 6. – С. 199–201.
4. Кручинин П.А., Холмогорова Н.В., Слива С.С., Левик Ю.С., Шлыков В.Ю., Писаренко О.А. Аппаратно-программный стабиллографический комплекс для диагностики функциональных и преморбидных состояний человека // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2009. – № 10. – С. 117–121.
5. Кручинин П.А., Холмогорова Н.В., Кручинина А.П. Использование компонентов баллистограмм, обусловленных сердечной деятельностью, при исследовании удержания человеком заданной позы [Электронный ресурс] // *Инженерный вестник Дона*. – 2012. – Т. 1, № 4. – URL: <http://www.ivdon.ru/magazine/archive/n4t1y2012/1105> (дата обращения: 03.08.2012).
6. Манойлов В.В., Романов С.П. Способ оценки функционального состояния центральной нервной системы человека и устройство для его реализации: патент РФ RU2195869 от 08.11.2000.
7. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. – М.: МБН. Антидор, 2000. – 188 с.
8. Слива С.С. Отечественная компьютерная стабиллография: технический уровень, функциональные возможности и области применения // *Медицинская техника*. – 2005. – № 1. – С. 32–36.
9. Холмогорова Н.В., Кручинин П.А., Шлыков В.Ю., Слива С.С. Диагностика функциональных состояний человека на основе силокоординатных аппаратно-программных комплексов // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2010. – № 10. – С. 130–137.
10. Холмогорова Н.В., Кручинин П.А., Левик Ю.С., Слива С.С., Шлыков В.Ю. Диагностика ранних неврологических нарушений с помощью силомоментных аппаратно-программных комплексов // *Известия ЮФУ. Технические науки*. – 2012. – № 9(134). – С. 256–261.
11. Breme N., Oggero E., Pagnacco G. Power spectrum characteristics of physiologic and pathologic tremor // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 1999. – Vol. 1, No. 1. – P. 71–88.
12. Breme N., Guler H.C. Method for analysis of abnormal body tremors: US Patent 6936016 B2, 30 Aug., 2005.
13. Hallett M. Overview of human tremor physiology // *Movement disorders*. – 1998. – Vol. 13, suppl. 3. – P. 43–48.
14. McAuley J.H., Marsden C.D. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control // *Brain*. – 2000. – Vol. 123. – P. 1545–1567.
15. Nadeau S., Desjardins P., Brière A., Roy G., Gravel D. A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down // *Medical & Biological Engineering & Computing*. – 2008. – Vol. 46. – P. 299–306.
16. Welch P.D. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified Periodograms // *IEEE Trans. Audio Electroacoust.* – 1967. – Vol. AU–15. – P. 70–73.

SPECIFIC CHARACTERISTICS OF FREQUENCY ANALYSIS OF FORCE-TORQUE SENSOR DATA IN THE PHYSIOLOGICAL TREMOR RESEARCH

P.A. Kruchinin, A.V. Lebedev, N.V. Kholmogorova (Moscow, Russia)

The hardware & software packages with force-torque sensors are widely used for assessment of the functional status, neurologic and orthopedic pathologies of a person. Application of these sensors allows us to make noninvasive examinations without any measuring sensitive elements, electrodes or markers fastened on a human body. The hardware & software package "Multifunctional chair" presents an example of system allowing such examinations. The hardware & software package includes a special chair which is supplied with a set of uniaxial force plates mounted in the seat, in the back and in the bottom, and two three-component force-torque sensors located in arm-rests. The signal measured by the force-torque sensor interacting with the human body or its segments is integrative. It includes mechanical components due to motion of the control system, as well as respiration, heart rate, etc. These components are reflected in frequency spectrum of the data from the force-torque sensor. The article discusses the problem of allocation of the oscillatory components (tremor) due to contraction of human skeletal muscles. The character of peaks of the spectrum power of the measured signal depending on the oscillation source that generated this peak is under study. We compared the spectrum data from the force-torque sensors with the spectrum data from the alternative measuring instruments: respiration sensor, measurements of markers coordinates by motion capture system, indications of microelectromechanical sensors of acceleration and angular rate. It has been shown that the frequency analysis of data of the force-torque sensors interacting with the human body or its segments allows us to allocate in most cases the micromovements caused by vegetative components (respiration, cardiorhythm) and the motion control system, in particular the tremulous components generated by skeletal muscles activity.

Key words: force-torque sensor, tremor, spectral analysis, oscillation frequency.

Получено 15 августа 2012