

При $M_{тнач} = 1,95 \text{ Н}\cdot\text{м}$ и $M_{ткон} = 1,7 \text{ Н}\cdot\text{м}$ снижение составило 12,8%, а скорость изменения момента сил трения $V_{мт} = 1,67 \text{ Н}\cdot\text{м}/\text{ч}$. Образцы, приработанные на масле с присадкой, имели износостойкость поверхностных слоев в 5,9 раза выше, чем на чистом масле М8-В.

Литература

1. Авторское свидетельство 1638338 А1 СССР. Устройство для подачи приработочной присадки в камеру сгорания двигателя внутреннего сгорания/ С.С.Некрасов, П.И.Носихин, В.В.Стрельцов; Московский институт инженеров сельскохозяйственного производства им. В.П.Горячкина -- № 1317835; Оpubл. 1973; Бюл. № 12.
2. Нигаматов М.Х. Ускоренная обкатка двигателей после ремонта. М: Колос, 1973.-86с.
3. Хохлов А.Л., Варнаков В.В. Результаты трибологических испытаний поверхностей трения с применением присадки ВАРКС// Основы достижения устойчивого развития сельского хозяйства: Тез. докл. Международной науч.-практ. конф. 02-04 февраля 2004 г. -- Волгоград, 2004. -- с.164-165.

УДК 631:3:331:4

БИОДИНАМИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

К.В. ШЛЕНКИН, к.т.н., доцент

Для учета при оценке плавности хода автомобиля различия в восприятии организмом человека колебаний различной частоты нужно знать передаточные функции динамической системы, которую представляет собой сидящий на сиденье человек.

В настоящее время российскими и зарубежными учеными проведено много исследований по определению биодинамических моделей (расчетной схемы) тела человека и его отдельных органов, а также расчеты некоторых конструкций автомобиля (например, автомобильного сиденья). Однако основная трудность при выборе биодинамической модели заключается в том, что тело человека является системой с распределенными параметрами и представление его в виде колебательной системы, состоящей из конечного числа пассивных элементов, всегда будет в какой-то мере условным. Стремление моделировать колебания всех основных органов тела приводит к очень сложным расчётам, схемам.

Другая трудность при выборе биодинамической модели человека состоит в том, что человеческое тело является самоцентрирующейся системой, параметры которой меняются в широких пределах в зависимости от характера и направлений действующих возмущений, положения тела в пространстве и т. д. Например, параметры стоящего или спокойно идущего

шего человека значительно отличаются от параметров человека, бегущего или прыгающего с небольшой ступеньки, а параметры человека, сидящего на сиденье в неудобном положении, - от параметров человека с естественной или свободной посадкой.

Естественная поза может быть определена как посадка человека, при которой он свободно, не напрягаясь, опирается на спинку сиденья, смотрит прямо перед собой и не тратит дополнительных мускульных усилий на то, чтобы удержаться на сиденье; ноги при этом слегка выставлены вперёд. При свободной посадке тело человека максимально расслаблено, голова опущена под действием собственного веса, руки свешиваются вдоль тела, грудь пассивно наклонена вперёд. Неудобная посадка характеризуется тем, что человек упирается ногами в пол и сильно прижимается к спинке сиденья, его шейные мышцы напряжены и т.п. В обычных условиях движения автомобиля водитель и пассажир принимает естественную позу, поэтому при исследовании плавности хода рассматриваются параметры человека, имеющего такую посадку.

Третья трудность состоит в том, что изменение параметров сидящего человека в зависимости от уровня и характера действующего на него возмущения приводит к нелинейности динамической системы, моделирующего колебания человека.

Однако исследования, проведенные с большой группой людей разного возраста (19-41 год), различной массы (60-110 кг) и роста (169-192 см) показали, что в некотором диапазоне амплитуд возмущения, зависящим от частоты, сидящий человек может считаться практически линейной динамической системой. Существенное отклонение от линейности наблюдается только тогда, когда ускорения головы превосходят некоторые предельные значения. Уровень этих предельных ускорений связан с появлением у испытуемых ощущений боли.

При эксперименте[1] замерялись вертикальные ускорения головы человека, сидящего на жёстком сиденье, которое приводилось в вертикально-колебательное движение синусоидальной или случайной формы. При синусоидальных колебаниях определялось соотношение случайных, имеющих спектр $\text{Dow}/(\omega_2 + \omega_{21})$ с частотой среза $\omega_1 = 2 \dots 10$ Гц, - соотношение между средними квадратическими вертикальных ускорений человека и сиденья. колебаниях разной частоты. Используя данные различных исследований, можно построить несколько биодинамических моделей тела человека

В самом первом приближении человека можно представить в виде сосредоточенной массы, помещённой на упругом основании. Жёсткость основания и затухание в нём, т. е. жёсткостью ягодиц и их демпфированием пренебрегают. Последнее вполне допустимо, особенно если имеется

сравнительно мягкое сиденье. Вес частей тела, приходящихся на сиденье, принимается в этом случае равным 55...57 кгс при полном весе человека 75 кгс. Плавность хода автомобиля оценивают по параметрам движения туловища. Наконец, подобная модель полностью отвечает задаче об определении характеристик поддрессирования контейнера, если его вместе с перевозимым грузом можно считать одним твёрдым телом. Отметим, что одномассовая модель наиболее соответствует напряженной посадке, при которой действие человека на сиденье ближе всего к действию одной сосредоточенной массы.

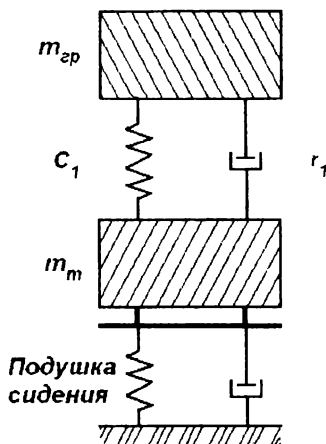


Рисунок 1. Двухмассовая динамическая модель тела сидящего человека.

Более полной моделью человека является система грудь – таз, состоящая из двух масс (рисунок 1): массы таза m_t , включающей в себя часть массы нижних конечностей, и массы груди $m_{гр}$, в которую входит также масса головы, плеч и части верхних конечностей. Первую массу можно принять равной 29,5 кг, а вторую 27,5 кг. Первая масса помещается на упругом основании, характеристики демпфирования и жесткости которого определяются характеристиками сиденья; вторая связана с первой упругими демпфирующими элементами, параметры которых зависят от характеристик тела человека. Парциальная частота колебаний второй массы равна 4,5...4,8 Гц (т.е. жесткость $c_1 = 22,4..24,4$ кгс/см), а затухание соответствует коэффициенту аperiodичности, равному 0,20...0,25 (т.е. коэффициенту сопротивления $r_1 = 0,32...0,40$ кгс·с/см). Указанные вели-

чины являются средними и могут меняться в относительно широких пределах. Особенно большой разброс даёт затухание в системе, которое меняется от эксперимента к эксперименту у одного и того же человека при одинаковых условиях опыта.

Отметим, что рост и масса человека мало влияют на частоты колебаний и затухания в биологической системе, какой является система таз – грудь.

Передающая функция система таз – грудь имеет следующий вид: [1]

$$H_{гp}(j\omega) = \frac{\Omega + 2 \cdot \Psi_0 \cdot \omega_0 \cdot (j\omega)}{(j\omega)^2 + 2 \cdot \Psi_0 \cdot \omega_0 \cdot (j\omega) + \omega_0^2},$$

где $\omega_0 = 28,8 \text{ с}^{-1}$; $\Psi_0 = 0,25$, что соответствует следующим параметрам системы: $m_{гp} = 2,8 \text{ кгс}^2/\text{см}$, $c_I = 23,4 \text{ кгс/см}$, $r_I = 0,4 \text{ кгс} \cdot \text{с/см}$.

В двухмассовой модели учитывается основная резонансная частота органов тела человека $f_0 = \omega_0 / (2\pi) = 4,5 \dots 5,0 \text{ Гц}$, а также вторая резонансная частота, определяемая параметрами как сиденья, так и человека. Эта модель удовлетворительно описывает воздействие человеческого тела на сиденье при колебаниях автомобиля. Поскольку главный орган, служащий для распознавания направления и скорости движения, – вестибулярный аппарат находится в голове человека, то желательно учесть её в биодинамической модели. Если считать, что при вертикальных перемещения туловища голова имеет только вертикальные перемещения, то биодинамическая модель системы таз – грудь – голова будет трёхмассовой.

Так как масса головы (в среднем 5 кг) мала по сравнению с массой туловища, то в первом приближении можно не учитывать обратное влияние колебаний головы на колебание груди и принять передаточную функцию системы таз – голова в виде передаточную функцию системы грудь – голова при высокочастотных вибраций ($f > 20 \text{ Гц}$). При анализе плавности хода автомобиля ($f \leq 15 \text{ Гц}$) можно приближенно принять $H_{ггол}(j\omega) \approx 1,0$, т.е. считать, что параметры колебаний головы совпадают с параметрами колебаний груди.

В трёхмассовой биодинамической модели тела человека не учитывают особенности соединения головы с туловищем. У человека, сидящего в естественной и особенно свободной позе, при вертикальных перемещениях возникают и угловые перемещения головы. При продольных перемещениях сиденья возникают вертикальные и угловые перемещения головы. В результате этого на амплитудно-частотной характеристике системы голова – грудь образуется дополнительная резонансная зона с максимумом при частоте 1,8...2,0 Гц. Поэтому модель колебаний головы должна иметь две степени свободы, и в этой модели следует учесть особенности кинематики крепления головы к туловищу. Построить передаточную функцию трёхмассовой биодинамической модели тела человека

затруднительно. Вследствие этого для определения вертикальных ускорений головы с учётом низкочастотного резонанса её угловых колебаний целесообразно непосредственно аппроксимировать экспериментальную амплитудно-частотную характеристику и использовать полученную передаточную функцию в качестве оператора преобразования.

Передаточную функцию системы таз – грудь – голова по вертикальным перемещениям можно получить, умножая передаточную функцию системы таз – грудь на передаточную функцию системы грудь – голова.

Таким образом, действия вибраций на человека позволяет сформулировать ряд основных требований к параметру, принятому в качестве критерия плавности хода. Он должен учитывать характер действующих возмущений; зависимость влияния вибраций на организм человека от частоты возмущения; зависимость действия вибраций от амплитуды и направления линейного перемещения; нарушения работы вестибулярного аппарата у человека и т.д.

Литература

1. Ротенберг Р.В., Бурлаченко Н.И. О физиологических критериях плавности хода автомобиля. Автомобильная промышленность, 1966, №2 с.27...30

УДК 631.3

МАКРО И МИКРОСТРУКТУРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОВЕРХНОСТНОГО СЛОЯ ДЕТАЛЕЙ ПОСЛЕ НАНЕСЕНИЯ АНТИФРИКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ С ПОСЛЕДУЮЩЕЙ ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКОЙ

С.А.ЯКОВЛЕВ, И.В.ГОРЧЕВ, А.М.ИГНАТЬЕВ

Известно, что на эксплуатационные свойства деталей машин значительное, и, в подавляющем большинстве случаев, решающее влияние оказывают параметры качества поверхностного слоя их рабочих поверхностей, которые существенно можно изменить применением электромеханической обработки (ЭМО) [1, 2]. Исследования показали, что повысить эффективность применения процессов ЭМО можно при комбинировании различных методов обработки [3, 4, 5]. Так предварительное нанесение на поверхность стальных и чугунных деталей тонкого антифрикционного слоя с последующим электромеханическим сглаживанием твердосплавным инструментом (комбинированная фрикционная электромеханическая обработка) позволяет получить на поверхности модифицированный слой с высокой микротвердостью и участками с нанесенным антифрикционным покрытием, что значительно повышает антифрикционные свойства поверхностного слоя деталей [3].