

Сысоев П.В., Демусков М.А., Кориунов А.И.

## ВОЛНООБРАЗНЫЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЯ ПРИ ДЕФОРМИРОВАНИИ ПОЛИМЕРОВ И БИОПОЛИМЕРОВ

### ВВЕДЕНИЕ

В связи с интенсивным развитием пластической хирургии многих элементов сердечно-сосудистой системы в настоящее время стала актуальной проблема поиска новых материалов, пригодных для сосудистых протезов [1-6]. Рядом исследований [5-6] установлено, что искусственно созданные органы должны обладать достаточным ресурсом сопротивления циклическим нагрузкам ( $10^9$  циклов для имплантируемых органов). Необходимо отметить, что деформация таких органов как кровеносные сосуды осуществляется по сложному закону: наряду с волнообразным растяжением и сжатием вдоль оси происходит деформация с одновременным волнообразным перемещением точек поверхности в направлении, перпендикулярном этой оси.

При выборе полимерных материалов для таких органов необходимо осуществить их испытание на циклическую устойчивость в условиях, максимально соответствующих схеме деформирования стенок кровеносных сосудов при их функционировании в живом организме. В связи с этим изучение аналогии волновых процессов функционирования элементарных ячеек кровеносных сосудов - клетки и в целом их ткани и волнообразных процессов, происходящие в процессе принудительного деформирования полимерных материалов является весьма актуальным.

В работах [11, 12] сделана попытка осуществить новый подход к проблеме установления аналогии между такими процессами. Решение этой проблемы в настоящее время активно осуществляется учеными самых различных специальностей, в том числе физиками, химиками, биологами и математиками. Наибольшую актуальность она приобрела, на наш взгляд, в то время, когда особое внимание было обращено на высокую износостойкость таких «узлов трения» организма многих животных, как суставы конечностей [7-9]. Значительное количество исследований, выполненных в мире при решении проблемы установления основных закономерностей изнашивания этого "узла трения", пока что не позволяет разработать рекомендации по использованию созданных природой свойств суставов для проектирования узлов трения в технике.

Необходимо отметить, что некоторые обнаруженные при исследовании процессов трения явления позволили заявить о возможности создания безизносных узлов трения подобных элементов, например, тазобедренного сустава животных. Прежде всего, здесь имеется в виду обнаруженное и обоснованное явление избирательного переноса [10]. Разработанные на принципах этого явления способы повышения износостойкости твердых тел основаны на возможности формирования на трущихся поверхностях деталей машин износостойких пластических пленок, способных в присутствии поверхностно-активных веществ длительное время генерировать, не окисляясь, в зону непосредственного контакта.

Однако, выполненные работы по исследованию механизма избирательного переноса в узлах трения машин и попытку установления общих признаков с механизмом трения в элементах суставов, не затронули вопросов аналогии поведения волнообразно возбудимых в процессе трения элементов жи-

вых и неживых систем.

По всей вероятности это обстоятельство может быть объяснено тем, что процессы волнообразного функционирования суставов еще не достаточно исследованы [9].

Выявленные в работе [11] закономерности являются основой для проведения исследований по установлению аналогии в волнообразном функционировании элементов ряда различных по природе живых и неживых систем. Необходимость в проведении таких исследований заключается, в первую очередь, в связи с широким использованием в настоящее время различных материалов неживой природы (металлов и полимеров) в хирургии и при замене дефектных элементов живого организма (клапанов сердца, кровеносных сосудов, протезов суставов и т.д.). Особое распространение для этих целей получили полимеры [6]. Поэтому изучение закономерности процессов деформирования и волнообразного перемещения поверхностных слоев полимерных материалов в сравнении с аналогичными процессами, имеющими место в тканях биополимеров живых систем, приобретает в настоящее время особую актуальность, так как без знания этих закономерностей невозможно осуществить прогнозирование их функционирования в условиях жизнедеятельности живого организма и подбирать для этих целей материалы с заранее заданными свойствами.

Рассмотрению этих вопросов и посвящены исследования, изложенные в предлагаемой статье. Решение поставленной задачи ограничено изучением аналогии характера кривых волнообразного перемещения поверхностных слоев полимерных материалов в процессе трения, волнообразного функционирования элемента сердечно-сосудистой системы.

### ВОЛНООБРАЗНЫЙ ХАРАКТЕР ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ПОВЕРХНОСТНЫХ СЛОЕВ ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ ТРЕНИИ

При движении индентора по поверхности вязко-упругого полупространства, например, по плоской поверхности детали, изготовленной из полимерного материала, в результате действия нормальных сил и сил трения поверхность детали деформируется: впереди индентора в направлении оси Z материал детали растягивается, а под индентором и позади его сжимается, что обуславливает образование поверхности детали волнообразных перемещений, приведенных на рис. 1. Такие перемещения совершают все точки, расположенные на пути движущегося индентора [13-15]. С целью изучения качественных характеристик, построенной волнообразной кривой, разобьем ее на три зоны (рис. 1). В пределах этих зон деформируемый материал детали находится в различных напряженных состояниях. Зона 1 соответствует периоду покоя: импульсы от источника возмущения индентора не доходят до нее. По мере перемещения индентора в сторожу зоны покоя наступает момент начала вертикального перемещения всех точек, лежащих на поверхности в направлении его движения (точка 2). Перед индентором образуется волна, высота которой зависит от целого ряда факторов и описывается уравнением [15]:

Сысоев П.В. Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого, НАН РБ.

Демусков М.А. Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого, НАН РБ.

Кориунов А.И. Гомельский государственный технический университет им. П.О. Сухого.

$$h_2 = \frac{p\lambda(1-\nu)}{3\pi\rho\left(\frac{RT}{m}\right)\left(\frac{r_0}{N_b}\right)^2 V} \int_{-\Psi}^{\infty} \exp\left[-\frac{\beta}{V}(\Psi+U)\right] H(U) dU \quad (1)$$

где:  $\Psi = \frac{U}{b}$  - безразмерная прямоугольная координата;  $b$  - половина ширины контактной площадки;  $V$  - коэффициент Пуассона;  $V$  - скорость скольжения индентора;  $\rho$  - плотность полимерной матрицы;  $r_0$  - среднее расстояние между концами цепочек в недеформированном состоянии;  $N$  - число жестких сегментов;  $\frac{r_0}{N_b}$  - степень сшивания;  $\beta, \lambda$  - реологические параметры;  $P$  - удельная нагрузка.

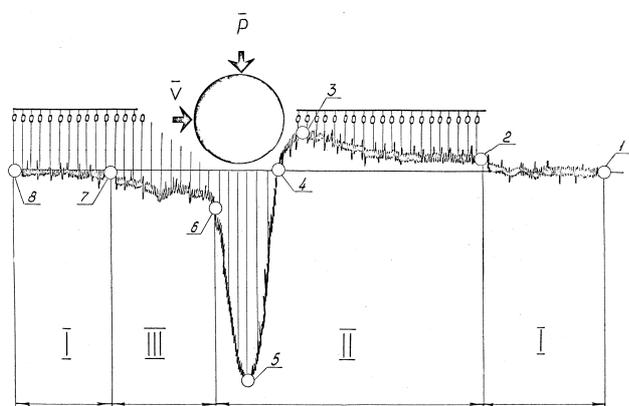


Рисунок 1 – Осциллограмма волнообразного перемещения поверхности полимерного материала при скольжении по нему металлического индентора.

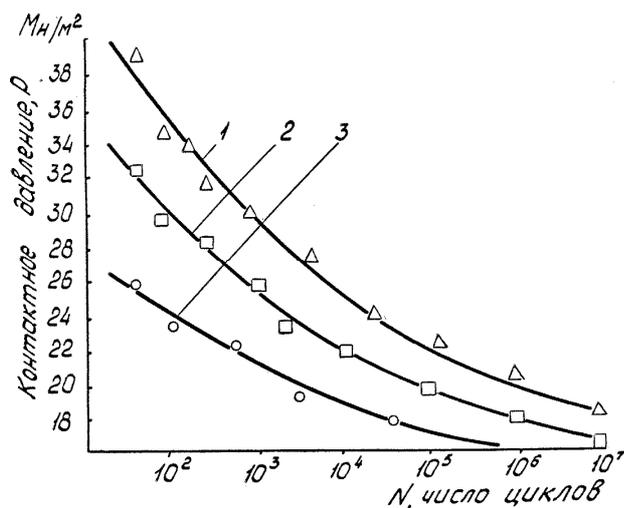


Рисунок 2 – Зависимость фрикционной усталости от контактного давления при различных скоростях движения индентора:

1.  $V_{инд} < V_{рел}$ , 2.  $V_{инд} = V_{рел}$ , 3.  $V_{инд} > V_{рел}$ .

Каждая точка или группа точек поверхности материала при устранении нагрузки, т.е. по мере удаления от них индентора, стремится возвратиться в первоначальное состояние. Возвращение точек в указанное положение будет происходить в течение определенного времени, зависящего от реологических свойств материала по линии 6-7. Зона 3 - зона восстановления, характеризует время релаксации напряжений, созданных в материале в результате действия движущегося индентора, т.е. нормальной и касательной сил.

Волновое перемещение поверхности в данном случае обеспечивается наличием двух сил: сил трения, выводящих среду из исходного состояния и ярко выраженных реологических свойств полимерного материала, обеспечивающего возвращение в это состояние.

Кроме приведенных выше двух обязательных условий выполняется и третье необходимое условие - наличие деформируемой среды (полимерного материала), состоящей из многих одинаковых и вместе с тем тесно связанных друг с другом макромолекул, обеспечивающих возможность передачи возбуждения эстафетой от одной молекулы к другой.

Рассмотрим возможные варианты волновых перемещений поверхности при различных скоростях скольжения индентора в условиях многократно повторяющегося одностороннего и реверсивного движений индентора.

1. При  $V_{инд} > V_{рел}$ , т.е. при скорости скольжения индентора ( $V_{инд}$ ), превращающей скорость релаксации деформаций полимерного материала ( $V_{рел}$ ) в условиях повторяющихся многократных нагружений полимерного материала величина перемещений по направлению действия нормальной силы  $N$  в зоне 3 будет нарастать с увеличением числа циклов нагружения, а высота волны перед индентором уменьшается на величину перемещений, не восстановленных в процессе предыдущих нагружений. В этом случае возможны необратимые деформации и накопления в поверхностных слоях материала микродефектов, обуславливающих искажение формы его поверхности.

2. Если  $V_{инд} \leq V_{рел}$ , то в результате завершения в полимерном материале процесса релаксации напряжений до повторного перемещения индентора происходит полное восстановление формы поверхности.

Приложение к поверхности материала источника возбуждения волнообразных перемещений позволяет получить волнообразную кривую, аналогичную полученной при первоначальном возбуждении (см. рис. 1). В этом случае обеспечивается максимальное сопротивление материала установленному изнашиванию (рис. 2, кривая 1).

Теперь рассмотрим характер волнообразных перемещений для случая реверсивного движения индентора, т.е. для случая, когда скорость и направление его движения являются переменными величинами. Параметры волнообразной кривой для этого вида движения индентора по уже деформируемой поверхности в противоположном первоначальному движению направлении зависят как от скорости движения, так и от частоты реверса.

При  $V_{инд} \leq V_{рел}$  перемещения точек поверхности при прямом и обратном движениях индентора характеризуются волнообразной кривой соответствующей случаю 2.

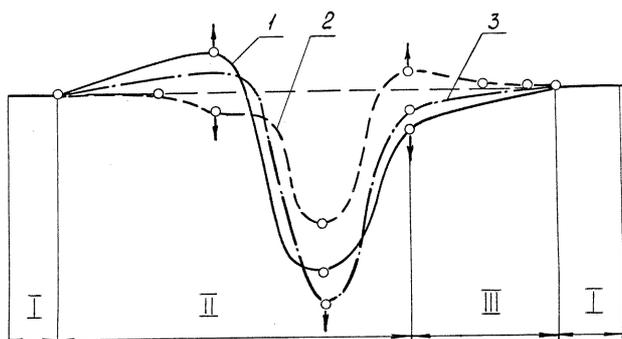


Рисунок 3 – Осциллограмма волнообразного перемещения поверхности полимерного материала при  $V_{инд} > V_{рел}$ .

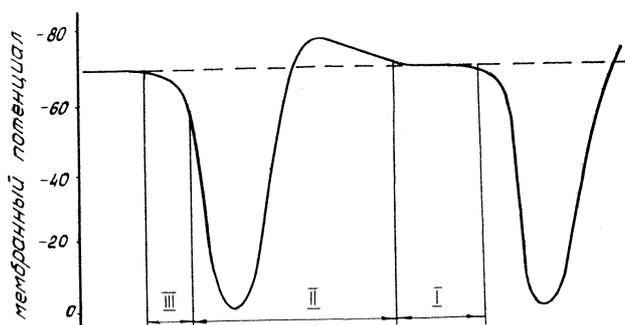


Рисунок 4 – Распространение периодического импульса возбуждения фронта волны по возбудимой ткани: зона I – покоя; II – возбуждения; III – восстановления.

При  $V_{инд} > V_{рел}$  для случая прямого и обратного движения индентора кривая волнообразного перемещения поверхности строится путем сложения ординат двух волнообразных кривых (рис. 3): кривой 1 обратного движения индентора и кривой 2, образованной его прямым движением и частично изменившей свои параметры в сторону их уменьшения в результате релаксации напряжений и вязко-упругого восстановления. Взаимодействие волнообразных перемещений при прямом и обратном движениях индентора ведет к образованию новой волно-образной кривой 3 в крайней поворотной точке поверхности. Анализируя эту кривую можно отметить, что в результате наложения волн параметры волнообразной кривой изменяются неоднозначно: величина перемещений по обе стороны от индентора уменьшается, а непосредственно под индентором увеличивается. Обычно в зоне изменения направления скорости движения индентора отмечается наименьшее сопротивление усталостному изнашиванию (см, рис. 2). Это можно объяснить результатом незавершившегося процесса релаксации напряжений в этих зонах и высокими значениями перемещений поверхности и деформации материала под индентором [13-15]. Необходимо отметить, что характер волнообразных перемещений в условиях реверса имеет сложный характер. Выше рассмотрен лишь наиболее простой случай образования волнообразных перемещений поверхностных слоев при реверсивном движении индентора в его крайних поворотных точках.

### ВОЛНООБРАЗНЫЕ ПРОЦЕССЫ И ДЕФОРМАЦИЯ ЭЛЕМЕНТОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

От анализа волнообразных перемещений поверхности полимерного материала, обусловленных приложением механического поля - действием нормальной и касательной силы

перейдем к рассмотрению характера волнообразного функционирования микроэлементов живого организма. Сокращение и расслабление сердечной мышцы осуществляется из "пункта управления" - синусового узла, который диктует свой ритм всем участкам сердца, посылая в них нервные импульсы. Эти импульсы распространяются вдоль нервных волокон, согласно представлениям [11], в виде электрохимических волн.

Нерв представляет собой систему клеток, состоящую из богатой ионами калия внутри нервного волокна жировой оболочки - мембраны сложного химического строения и богатой ионами натрия внешней среды. Соотношение ионов калия и натрия регулируется особым физиологическим механизмом в мембране, который называется натриевым насосом. Этот насос создает различную концентрацию ионов в клетках нерва и в окружающей плазме, в результате которой на мембране возникает небольшой электрический потенциал напряжением до 60 милливольт. При возбуждении клеток нерва меняется проницаемость калиевых и натриевых ионных каналов мембраны и клетки генерируют свой собственный импульс, что ведет к их перезарядке в месте возбуждения. Ионы калия выходят из клеток, а вместо них входят ионы натрия. В результате внутренняя часть мембраны заряжается положительно, а внешняя отрицательно. Возбуждение клеток сопровождается расходом запасенной в них энергии. Вторичное возбуждение клеток может быть осуществлено лишь через несколько миллисекунд, т.е. тогда, будет восстановлен первоначальный баланс ионов. Сразу же после возбуждения позади движущегося импульса изменяется направление потоков ионов калия и натрия и мембрана вновь возвращается в исходное поляризованное состояние. В момент возбуждения каждая клетка нерва эстафетно передает возбуждение следующей клетке и по ткани распространяется волна возбуждения. На рис. 4 приведена волнообразная кривая периодического импульса возбуждения по возбудимой ткани. Аналогия этого процесса и процесса перемещения поверхности полимерного материала при скольжении по ней жесткого цилиндрического индентора заключается, прежде всего, в наличии трех идентичных зон (периодов) на волнообразных кривых. Для описания этих зон с соответствующими допущениями может быть использовано уравнение (1). Для доведения до численного значения расчета параметров кривой в этом случае, используя принципы моделирования, механические характеристики в уравнении могут быть заменены такими электрическими характеристиками живой клетки, как емкость, сопротивление, ионный ток и другие.

Отличие рассматриваемых процессов состоит в том, что в первом случае осуществляется волнообразное изменение мембранного электрического потенциала клеток, а во втором - перемещение точек поверхности полимерного материала. И это отличие действительно очень велико и по физической природе происходящих процессов, и по уровням рассматриваемых явлений. В частности, волнообразное изменение электрического потенциала рассматривается для отдельной группы клеток, т.е. на микроуровне, а перемещения точек поверхностей полимерного материала - на микрообъеме. Кроме этого клетка функционирует как автоколебательная система с распределенными параметрами, где есть взведенная среда (см. рис. 4), механизм распространения волн возбуждения, проявляющийся в зоне 3 и зона восстановления свойств среды (2, см. рис. 4). Однако, нас интересует не структура и принципы функционирования этих двух различных по физической природе систем, а конечный результат - наличие признаков аналогии полученных волнообразных кривых.

Волнообразное изменение мембранного электрического импульса живых клеток отдельного нерва, безусловно, вызывает их деформацию и перемещение поверхностей. Однако, они пока что никем не измерялись, хотя изменение электрических характеристик клеток в настоящее время не вызывает

затруднений. Вместе с тем, для измерения деформаций и перемещений макроэлементов сердечно-сосудистой системы (сердце, кровеносные сосуды и др.) созданы способы и приборы, позволяющие осуществлять одновременную регистрацию ряда процессов и их расшифровку. В связи с этим более существенный интерес представляет анализ деформаций и перемещений перечисленных живых макросистем.

Прежде, чем приступить к такому анализу рассмотрим схему функционирования живой макросистемы - сердца. Насыщенная углекислым газом кровь через верхнюю и нижнюю вены подается в правое предсердие, которое через определенные промежутки времени, сокращаясь, выталкивает ее в правый желудочек, а оттуда в легкие. Обогащенная кислородом легкая кровь поступает в левое предсердие, а оттуда - в левый желудочек. Из левого желудочка кровь выталкивается в аорту, а оттуда в артерии [16].

Анализ электрокардиограммы, с точки зрения характера волновых перемещений, дает основания отметить, что волнообразная кривая ЭКГ каждого элемента сердца имеет три зоны: покоя 1, возбуждения 2 и восстановления 3 (рис. 5).

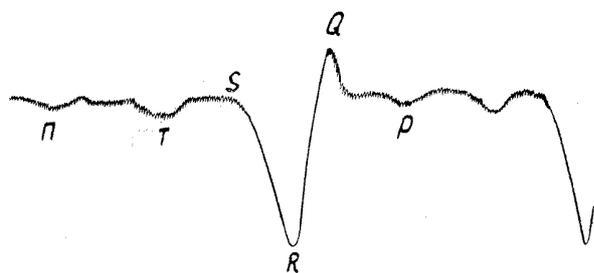


Рисунок 5 – Электрокардиограмма в отведениях от конечностей.

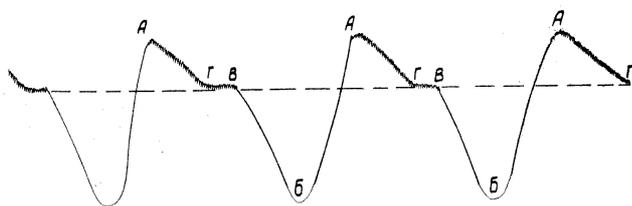
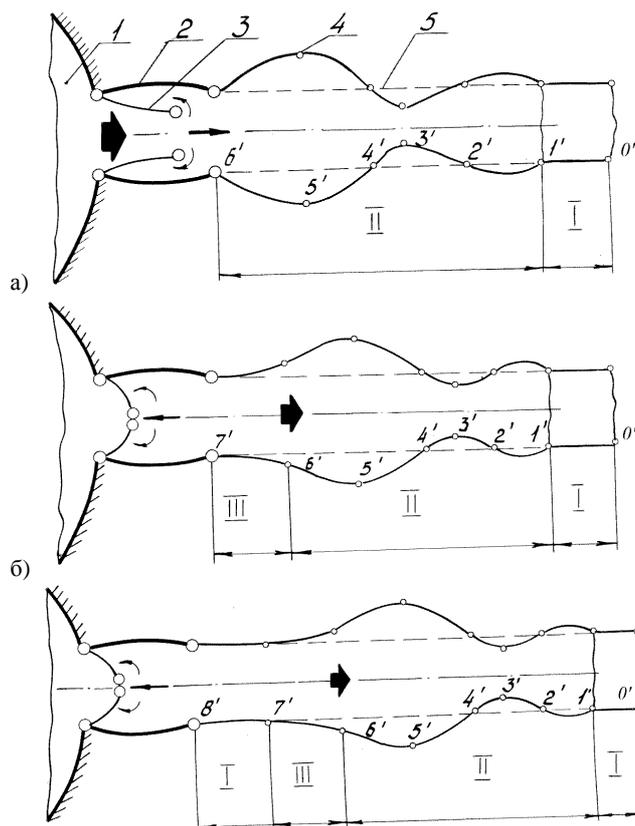


Рисунок 6 – Сфигмограмма дуги аорты.

Если при функционировании клеток нерва волнообразная кривая характеризует изменение электрического потенциала, то ЭКГ описывает деформации и перемещения соответствующих элементов сердечно-сосудистой системы.

Для решения поставленной задачи исследования - установления аналогии волнообразных перемещений в двух различных системах - рассмотрим запись пульсовой волны в аорте (рис. 6). Волнообразная кривая характеризует изменение давления в этом сосуде во времени, что соответствует аналогичному изменению перемещений стенок сосуда (рис. 7а) [16]. Кривую деформации можно разбить на три зоны: покоя 1, возбуждения 2 и восстановления 3. Формирование этой кривой осуществляется в три последовательных этапа, что можно проследить по схеме, приведенной на рис. 7а-в.

На первом этапе (см. рис. 7а) кровь из левого желудочка выталкивается в аорту, что приводит к образованию зоны возбуждения 2. Стенки аорты растягиваются, образуя некоторое уширение сосуда по кривой 6<sup>1</sup>, 5<sup>1</sup>, 4<sup>1</sup>. Так как волна, образованная возбуждающей средой, перемещается в направлении, противоположном желудочку, впереди ее стенки, деформируясь, образует волнообразный выступ 4<sup>1</sup>, 3<sup>1</sup>, 2<sup>1</sup>, 1<sup>1</sup>. За этим выступом находится недеформированная зона покоя 1 (точки 1<sup>1</sup>, 0<sup>1</sup>).



а) Рисунок 7 – Схема перемещения стенок аорты и работы клапано-аортального комплекса.

На втором этапе (см. рис. 7б) в результате сокращения стенок аорты происходит продвижение крови и одной ее зоны в другую. За зоной возбуждения в этот период происходит восстановление деформируемого сосуда.

И, наконец, на третьем (см. рис. 7в) завершающем этапе в результате очередного импульса, посылаемого аорте из синусового узла, происходит перемещение первоначально выброшенного из желудочка объема крови еще на некоторое расстояние в направлении ее движения. Зоны возбуждения 2 и восстановления 3 переходят на следующий участок, а за ними формируется зона покоя 1. Этот момент характеризуется готовностью аорты к приему новой порции крови из пульсирующего желудочка.

Имея кривую волнообразного перемещения поверхности полимерного материала при принудительном движении по нему цилиндрического индентора (см. рис. 1) и волнообразную кривую перемещение стенок аорты (см. рис. 7в) сделаем попытку найти признаки, характеризующие аналогию и отличие этих двух макросистем.

В последнее время выполнены работы, подтвердившие, что многие процессы в живых системах имеют волнообразный характер [11-12]. Проблема установления аналогии волнообразных перемещений в живых и неживых системах в настоящее время является как никогда актуальной. Это можно объяснить тем, что неживые системы более изучены, по сравнению с живыми. Не менее важным является существующая возможность описания этих систем одними уравнениями при соответствующем выборе моделей. Однако за обнаруженным единством математического описания многих несхожих по природе явлений часто стоят существенные различия, представляющие значительные трудности в установлении общих неизвестных ранее для этих явлений закономерностей. Тщательный анализ живых систем путем выделения

наблюдаемых в эксперименте переменных и определения между ними функциональных связей позволяет осуществлять построение математических моделей этих систем. Проверка качественного соответствия математической модели реальной системы осуществляется чаще всего путем планирования эксперимента, который дает информацию, позволяющую принять решения либо об отказе от построенной модели, либо о необходимости осуществления ее коррекции [11].

Совпадение вида уравнений, описывающих различные по природе явления, возможно лишь в случае наличия в этих системах некоторых общих принципов. В частности, одним из таких принципов является необходимость наличия сплошной среды в системе, т.е. исследуемый объект должен состоять из множества атомов или молекул, а его размер значительно превосходить атомные и молекулярные размеры.

Следующий общий принцип заключается в необходимости обеспечения возможности эстафетной передачи движения в среде от одних атомов или молекул к другим. Необходимо отметить, что структура двух рассматриваемых систем соответствует этим осязательным принципам. Однако их недостаточно для осуществления возможности описания процессов одними и теми же уравнениями.

Для установления аналогии двух исследуемых макросистем рассмотрим схему взаимодействия их элементов. Трудная система металл-полимер состоит из источника энергии - механического привода источника возбуждения - металлического индентора и возбуждаемой среды - полимер. Источником энергии в сердечно-сосудистой системе является сердце, источником возбуждения - порция крови, выброшенная из желудочка возбуждаемой среды - биополимера аорты. Таким образом, в обеих системах имеются источники энергии и возбуждения и возбуждаемые среды, а также имеет место одновременный перенос энергии от источника к среде и ее освобождение. Волны возбуждения перемещаются одна за другой с некоторым интервалом, за волнами возбуждения следуют волны восстановления. В обоих случаях энергия возбуждения переходит в работу по деформированию полимера или биополимера (аорты). При этом на системы действуют две силы: выводящая их из равновесного состояния и возвращающая в это состояние. Для полимерного материала возвращающей силой является вязко-упругое восстановление, а для биополимера - восстановление трансмембранного потенциала.

Отличие систем заключается в том, что повторное возбуждение полимерного материала осуществляется принудительно, в частности, путем включения механического привода индентора, а биополимер (желудочек сердца - аорта) возбуждается самостоятельно путем подачи очередного импульса из синусового узла сердца. Способность желудочка, аорты и других органов сердечно-сосудистой системы самовозбуждаться и волнообразно пульсировать явилась основанием для отнесения их к автогенераторным системам. Согласованные колебания, возникающие в элементах этих систем и носящие характер распространения волн, называются автоволновыми.

В том, что в рассматриваемых двух различных системах имеют место различные способы подведения энергии к источнику возбуждения и разные методы освобождения и восстановления энергии не имеет принципиального значения для построения математической модели. Для обеих систем она является одной и той же и описывается системой, состоящей из двух уравнений [11]:

$$\frac{dE}{dt} = D_e \Delta E + f(E, q), \quad (2)$$

$$\frac{dq}{dt} = D_q \Delta q + \varphi(E, q) \quad (3)$$

где:  $E$  - разность потенциалов на мембране клеток; энергия сокращения левого желудочка сердца; энергии механического

привода;  $q$  - реологические параметры полимера и биополимера;  $D_e$ ,  $D_q$  - коэффициенты диффузии; периодичности включения механического привода;  $t$  - время;

$\Delta = \frac{d^2}{dx^2} + \frac{d^2}{dy^2} + \frac{d^2}{dz^2}$  - оператор Лапласа;  $f(E, q)$  и

$\varphi(E, q)$  функции, определяющие связь между параметрами  $E$  и  $q$ . Вид этой связи зависит от конкретной системы. Решение уравнений (2) и (3) позволяет понять кинетику процессов, происходящих в рассматриваемых системах. Однако, решение этих нелинейных дифференциальных уравнений сопряжено со значительными трудностями.

### ВОЛНООБРАЗНОЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЕ ЖИВЫХ ОРГАНИЗМОВ

В настоящее время рядом исследований показано, что движения живых организмов основаны на известных законах механики, физики и химии [7]. В борьбе за существование живые организмы совершенствовали форму движения в течение миллионов лет. Движение как непосредственная функция жизни специфична для каждого вида живого организма. Однако для большинства живых организмов движение связано с использованием сократительной способности мышц. Наиболее характерным случаем волнообразного движения живых организмов является перемещение таких живых существ как змеи, дождевые черви, гусеницы, улитки [12]. Изучение механизма перемещения таких существ, имеющих эластичное тело, представляет практический и теоретический интерес как для биологии, так и для техники. Этому вопросу посвящена работа [12], в которой показано, что передвижение этих существ происходит путем образования на эластичном теле бегущих в одном направлении волн продольной либо поперечной деформации и трения. Для осуществления такого перемещения необходимо выполнить следующее условие: в каждый момент времени передвигающееся тело должно иметь хотя бы одну неподвижную точку, покоящуюся на опоре. Это условие вытекает из закона Ньютона о равенстве сил действия и противодействия и из законов сухого трения, согласно которым существует пороговая величина тангенциальной силы, действующей на тело, до превышения которой тело, контактирующее с опорой, находится в покое, а после превышения - приходит в движение.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. В построении и функционировании рассматриваемых систем живой и неживой природы имеется достаточное количество общих обязательных принципов, что дает основание сделать заключение об аналогии волнообразного характера перемещения возбуждаемых сред в этих системах.
2. Математическая модель поведения рассматриваемых систем одна и та же.
3. Обнаруженная аналогия может быть использована при испытании полимерных материалов для сосудистых протезов на циклическую усталость, так как волнообразные перемещения поверхностей этих материалов при трении достаточно хорошо имитирует волновые процессы, имеющие место при деформации сосудов живого организма.

### СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Острцова Н.И., Неверов А.Н. Влияние среды живого организма на вулканизацию силиконового каучука.- Механика композитных материалов, 1990, № 2, с. 345-350.

2. Аменадзе Р.Ю. Осесимметричное волнообразное движение вязкой жидкости в линейно-вязкоупругой трубке. - Механика полимеров, 1986, №2, с. 317-321.
3. Полимеры медицинского назначения. М., 1981, 248 с.
4. Климеш Ф., Ганзелака П., Томан И. Гидродинамические аспекты создания искусственного сердца. - Теоретич. и прикл. механика, 1991, кн. 2, с. 187-191.
5. Рабинович И.М. Применение полимеров в медицине, Л., 1992, 196 с.
6. Полимеры в медицине, Киев, "Навукова думка", 1976, 118 с.
7. Александер Р. Биомеханика, - М.: Мир, 1990, 320 с.
8. Гуревич Д.А., Клейман А.М., Носонкин В.А., Трение и износ различных материалов, предназначенных для эндопротезов суставов. - В сб.: Современные методы и средства для измерения внешнего трения. М.: ВНИИФТРИ, 1980, с. 53-55.
9. Kolbel R. Schmierungsvorgange an tierischen Gelenken. - Archiv Orthop. Unfall-Chir. 1974, Bd. 78, № 1, S. 50-61.
10. Литвинов В.Н., Михин Н.М., Мышкин Н.К. Физико-химическая механика избирательного переноса. М., Наука, 1979, 186 с.
11. Иваницкий Г.Р., Крянский В.И., Сельнов Е.Е. Математическая биофизика клетки. М.: Наука, 1998, 341 с.
12. Добролюбов А.И. О волновом переносе массы деформируемых тел и жидкостей. - ДАН АН БССР, 1983, том XXVII, № 7, с. 624-627.
13. Сысоев П.В., Блинец М.М. Коршунов А.И., Богданович П.Н. Влияние молекулярных и реологических параметров на деформацию и износ композиционных материалов пространственно-сетчатой структуры. В сб.: Трибоника и антифрикционное материаловедение, Новочеркасск, 1980, с. 212-215.
14. Белый В.А., Лизарев А.Д., Сысоев П.В. Влияние скорости скольжения жесткого цилиндра на деформации вязкоупругого основания при наличии трения. - Докл. АН БССР, 1975, т. 19, № 10, с. 919-921.
15. Сысоев П.В. Методы управления фрикционными свойствами композитов на основе реактопластов. В кн.: Трение и изнашивание композиционных материалов. Гомель, 1982, с. 31-33.
16. Прессман Л.П. Клиническая сфигмография. М., Медицина, 1974, 126 с.

УДК 514.015

Глазунова А.А.

## СОЗДАНИЕ КОНТЕЙНЕРОВ ДЛЯ ТРАНСПОРТИРОВКИ ХРУПКИХ И ЖИВЫХ ОБЪЕКТОВ С ПОВЫШЕННЫМИ ВИБРОЗАЩИТНЫМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ

### ВВЕДЕНИЕ

При транспортировке хрупких и живых объектов, как правило, необходимо обеспечить их максимально возможную сохранность при приемлемых себестоимости перевозки и ее длительности, что, как правило, обеспечивается использованием специальной тары, имеющей систему виброзащиты в определенных диапазонах частот.

Теория создания виброзащищенной тары и упаковочных материалов для транспортировке развивается более 40 лет. Основателями теории были такие ученые, как Р. Миндлин, С.Е. Крид, В.С. Ильинский, Ю.И.Иориш. Основой для ее развития послужило появление новых упаковочных, в том числе синтетических, материалов, которые часто используются для объемной амортизации транспортируемых объектов. Вместе с тем, необходимо учитывать то, что свойства синтетических материалов меняются со временем, для них характерна ползучесть и релаксация напряжений.

### 1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

При создании средств контейнера с повышенной виброзащитой транспортируемых хрупких и живых объектов, обеспечивающего эффективное снижение воздействующих на них динамических нагрузок и вибраций, были поставлены следующие задачи:

- определение влияния частотных и амплитудных характеристик вибрационной нагруженности, а также длительности их воздействия, в том числе в ряде случаев при различных температурах, на сохранность транспортируемых объектов (исследования проводились на примере живых объектов - эмбрионах птиц);
- определение виброзащитных свойств стандартной тары, традиционно используемой для перевозки рассматриваемых объектов;

- оценка влияния скорости движения, типа дорог и собственной виброизолирующей системы транспортного средства на вибрации, возникающие на платформе автомобиля.

Целью исследований являлось создание контейнера для транспортировки, обеспечивающего эффективную защиту транспортируемых объектов от динамических и вибрационных нагрузок при приемлемых технико-экономических показателях изготовления, основывающихся на предварительно полученной информации о виброзащитных свойствах самих транспортных средств и стандартной тары, а также влиянии амплитудно-частотных характеристик вибраций на сохранность транспортируемого объекта.

### 2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Для решения этой задачи были проведены дорожные и стендовые испытания, которые позволили уточнить реальные параметры виброускорений, возникающих на дорогах с различными покрытиями при различных скоростях движения. При этом осуществлялась экспериментальная оценка и анализ спектра и амплитудных значений виброускорений, возникающих на платформе кузова специализированного автомобиля ГАЗ-53 модели 37161, выпускаемых АО Агроживмаш «Технология» (РФ) для транспортировки инкубационных яиц с эмбрионами птиц. Транспортный отсек автомобиля заполнялся ящиками с яйцами (20 ящиков). Здесь же размещались исследователи со стандартной виброизмерительной аппаратурой (измерителем шума и вибраций ИШВ-1, снабженным октавными фильтрами).

Пьезоэлектрические датчики, входящие в комплект виброизмерительной аппаратуры, устанавливались в наиболее информативных точках транспортного отсека автомобиля:

- на полу транспортного отсека, с ориентацией по трем простран-

Глазунова А.А. Младший научный сотрудник ИНДМАШ НАН Беларуси.  
Беларусь, 220072, г. Минск, ул. Академическая, 12.