

УДК 620.17

doi:10.18720/SPBPU/2/id24-474

Кириченко Артем Григорьевич,

инженер по обслуживанию медицинского оборудования, магистрант

ИССЛЕДОВАНИЕ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ СИСТЕМ ПАССИВНОГО ДЕМПФИРОВАНИЯ

Россия, Санкт-Петербург, ООО «СервисИнструмент», sakh_on@mail.ru

Аннотация. Работа посвящена разработке композитного материала со свойствами, эффективными для демпфирования вибраций на определенном участке частот. Анализ проводился методом математического моделирования с помощью программного обеспечения Ansys, оснащенного базами данных необходимых свойств материалов. Работа рассматривает демпфирование колебаний в контексте задачи гематологического анализа. Были выделены наиболее эффективные материалы для контроля вибраций.

Ключевые слова: демпфирование, композитный материал, вибрации, моделирование материала, колебания.

Artyom G. Kirichenko,
medical equipment maintenance engineer, Master's Student

STUDY OF COMPOSITE MATERIALS FOR PASSIVE DAMPING SYSTEMS

LLC “ServiceInstrument”, St. Petersburg, Russia, sakh_on@mail.ru

Abstract. The paper is devoted to the development of a composite material with properties effective for damping vibrations at a certain frequency range. The analysis was carried out by mathematical modeling using Ansys software accompanied with databases of the necessary material properties. The paper considers vibration damping in the context of a hematology analysis problem. The most effective materials for vibration control have been identified.

Keywords: damping, composite material, vibrations, material modeling, oscillations.

Введение

Пассивное демпфирование – это один из способов снижения вибраций и шума в машинах, сооружениях, технике и других устройствах, работающих в условиях динамических нагрузок. Оно осуществляется путем преобразования кинетической энергии колебаний в тепловую энергию путем диссипации вибраций в материалах. Пассивное демпфирование вибраций может использоваться в различных системах, включая механические, электрические и гидравлические, и может быть эффективным средством для борьбы с вибрациями.

Актуальность исследования новых материалов для пассивного демпфирования также связана с важной задачей метрологического обеспечения – обеспечением точности и надежности измерений в условиях вибраций и шума, поскольку последние могут приводить к искажению результатов измерений и увеличению погрешностей.

Конкретный тип используемого пассивного демпфера (резиновые, металлические, пневматические и гидравлические) определяется на практике конкретными требованиями решаемой задачи.

Существующие материалы для пассивного демпфирования имеют недостатки, среди которых следует выделить прежде всего высокую стоимость, сложность производства, низкую эффективность при некоторых условиях. Новые материалы для пассивного демпфирования могут привести к существенному улучшению эффективности и снижению затрат на производство устройств и оборудования.

Математическая постановка задачи

Основной целью данного исследования является рассмотрение возможности применения композитных материалов для пассивного демпфирования. Такие материалы в силу того, что состоят из различных

компонентов, могут обладать уникальными механическими свойствами, такими как высокая жесткость, прочность и демпфирование, что делает их потенциально перспективными для использования в медицинских приборах – например, в гематологических анализаторах. Цель исследования заключается в определении эффективности композитных материалов в качестве пассивного демпфирования и исследовании их применимости для уменьшения погрешности и повышения достоверности гематологических измерений.

Для достижения указанной цели исследование включало решение следующих задач:

- выбор различных композитных материалов на основе анализа их свойств и характеристик;
- моделирование демпфирующих свойств выбранных композитных материалов и влияния на них состава, структуры и толщины.

Основными характеристиками материалов в отношении их демпфирующих свойств являются: модуль упругости (способность материала восстанавливать свою форму после силового воздействия) E , коэффициент демпфирования ζ (показывает способность материала или системы к затуханию колебаний), коэффициент Пуассона ν (отношение относительного поперечного сжатия $\varepsilon_{\text{поп}}$ к относительному продольному растяжению $\varepsilon_{\text{пр}}$), резонансная частота f_0 (частота, при которой система имеет наибольшую амплитуду колебаний при одинаковой амплитуде воздействующей силы), плотность материала ρ .

Перечисленные характеристики описываются в линейной постановке общеизвестными соотношениями [1–3]:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}, \zeta = \frac{c}{2\sqrt{m \cdot k}}, \nu = \left| \frac{\varepsilon_{\text{поп}}}{\varepsilon_{\text{пр}}} \right|,$$

где E – модуль Юнга, σ – приложенная сила на единицу площади (механическое напряжение), c – коэффициент вязкого трения, m – масса системы, k – коэффициент жесткости системы.

Будем рассматривать помпу, установленную на демпфирующую прокладку. Основными задаваемыми характеристиками данной механической системы будут являться: m – масса насоса, k – жесткость упругого элемента, c – коэффициент демпфирования демпфера, $F(t) = F_0 \cdot \cos(\omega t)$ – внешняя возмущающая сила, где F_0 – амплитуда возмущающей силы, ω – ее круговая частота. Основное уравнение движения такой системы может быть записано в следующем виде [4]:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + c \frac{dx}{dt} + kx = F(t).$$

Для гармонической внешней силы $F(t)$ решение данного уравнения хорошо известно и составляет

$$x(t) = X \cdot \cos(\omega t - \phi),$$

где $X = F_0 / \sqrt{(k - m \cdot \omega^2)^2 + c^2 \omega^2}$ – амплитуда вынужденных колебаний, $\phi = \arctg\left(\frac{c \cdot \omega}{k - m \cdot \omega^2}\right)$ – фазовый сдвиг.

В данной модели увеличение коэффициента демпфирования уменьшает амплитуду колебаний – особенно при приближении к резонансной частоте $\omega_0 = 2\pi f_0 = \sqrt{k/m}$.

Математическое моделирование

Геометрическая модель демпфирующей системы гематологического анализатора включает в себя корпус с ножками, демпфер и плиту, на которой закреплена масса 120 кг, имитирующая помпу. Конечно-элементная модель представлена на рис. 1, расчетная схема – на рис. 2.

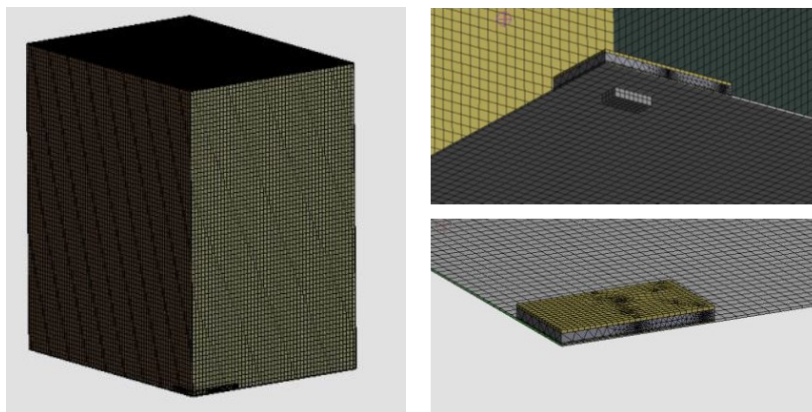


Рис. 1. Конечно-элементная модель конструкции корпуса и демпфера

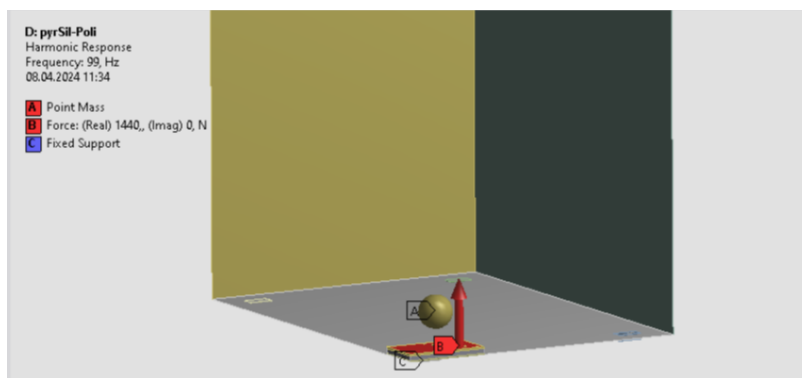


Рис. 2. Расчетная схема в пакете Ansys

Все конструктивные элементы соединены между собой жестким контактом типа BondedBonded. Модель закреплена по всем степеням свободы на нижних поверхностях ножек. При расчете использовались объемные элементы 2-го порядка для объемных тел и оболочечные элементы 1-го порядка для корпуса. Толщина корпуса принята равной 2 мм. Характеристики материалов были приняты в соответствии с табл. 1. Проводился

расчет установившегося гармонического воздействия по процедуре Harmonic response пакета Ansys.

Таблица 1

Принятые характеристики материалов

Материал	E , МПа	ν	ρ , кг/м ³	ζ
силикон	0,40	0,490	1120	0,035
пористый эластомер	0,50	0,450	700	0,065
полиуретан	0,30	0,350	1050	0,045
гидрогель	0,20	0,450	1100	0,025
гранулированный каучук – силикон	0,38	0,482	1056	0,038
гранулированный каучук – пористый эластомер	0,46	0,450	720	0,062
гранулированный каучук – полиуретан	0,30	0,370	1000	0,046
гранулированный каучук – гидрогель	0,22	0,450	1040	0,030
бронза	$1,10 \cdot 10^5$	0,300	9000	0,030
силикон, армированный волокнами	280	0,476	1153	0,034
гидрогель, армированный волокнами	280	0,440	865	0,048
резина	300	0,450	1000	0,100

Полученные результаты

Результатами расчета являлись амплитуды колебаний модели демпфера и максимальные значения амплитуд. Пример иллюстрации распределения амплитуд колебаний представлен на рис. 3.

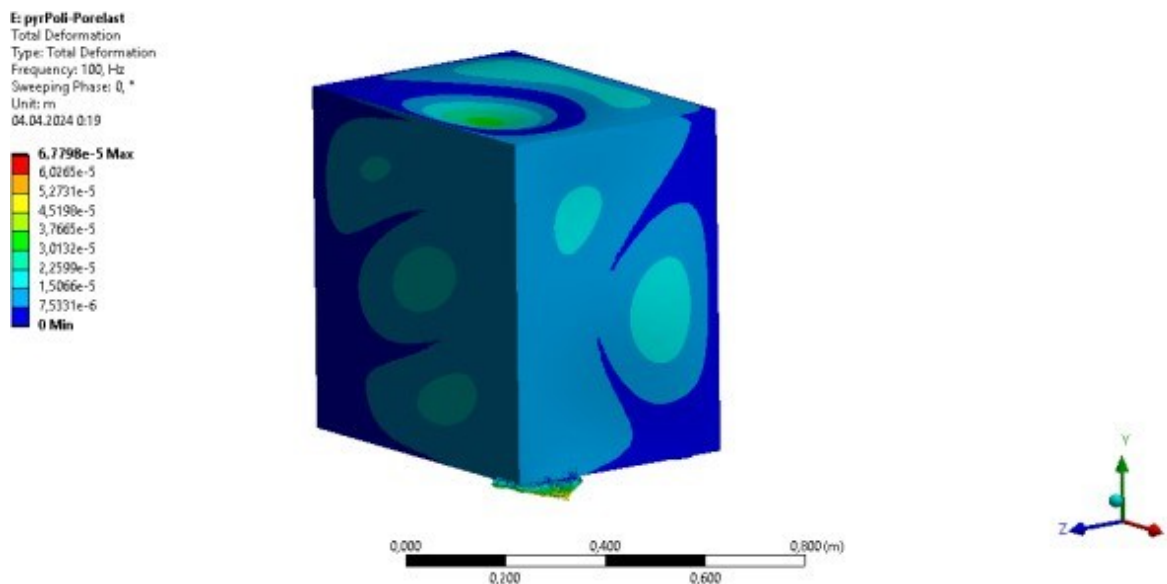


Рис. 3а. Распределение амплитуд колебаний с демпфером из полиуретана при выборе пирамидальной формы наложения материалов, м

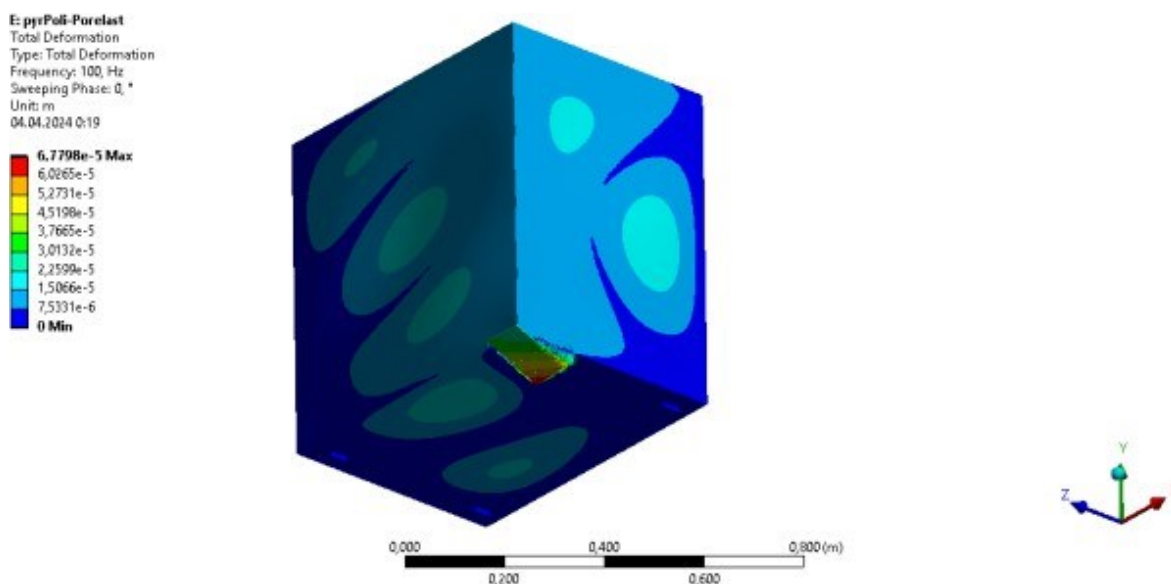


Рис. 3б. Распределение амплитуд колебаний с демпфером из пористого эластомера при выборе пирамидальной формы наложения материалов, м

В табл. 2–5 представлены полученные результаты расчета максимальных амплитуды колебаний на корпусе гематологического анализатора с использованием прокладок из разных материалов.

Полученные результаты представлены на рис. 4 в виде графика для сравнения максимальных амплитуд в различных моделях.

Таблица 2

Максимальные амплитуды колебаний, полученные в моделях с пирамидальной формой наложения материалов в демпфере

Материал демпфера	Амплитуда, мм
силикон и полиуретан	0,360
полиуретан и пористого эластомер	0,068
силикон и пористого эластомер	0,210
полиуретан и гидрогель	0,072
силикон и гидрогель	0,130
пористый эластомер и гидрогель	0,083

Таблица 3

Максимальные амплитуды колебаний, полученные в моделях с формой наложения материалов в виде бруска в демпфере, материалы смешанные

Материал демпфера	Амплитуда, мм
резина	0,360
бронза	0,210
силикон, армированный волокнами	0,625
гидрогель, армированный волокнами	0,620
полиуретан с гранулированным каучуком	0,096
силикон с гранулированным каучуком	0,090
пористый эластомер с гранулированным каучуком	0,092
гидрогель с гранулированным каучуком	0,095

Таблица 4

Максимальные амплитуды колебаний в моделях с формой наложения материалов в виде полусфер в демпфере

Материал демпфера	Амплитуда, мм
силикон и полиуретан	0,073
полиуретан и пористого эластомера	0,071
силикон и пористого эластомер	0,160
полиуретан и гидрогель	0,074
силикон и гидрогель	0,089
пористый эластомер и гидрогель	0,071

Таблица 5

Максимальные амплитуды колебаний в моделях с формой наложения материалов в виде двух брусков в демпфере

Материал демпфера	Амплитуда, мм
силикон и полиуретан	0,080
полиуретан и пористый эластомер	0,082
силикон и пористый эластомер	0,110
полиуретан и гидрогель	0,100



Рис. 4. Максимальные амплитуды в моделях с разными материалами и формами демпферов

Результаты моделирования показывают, что ряд материалов демонстрируют хорошие показатели демпфирования: остаточная амплитуда колебаний не превышала 0,1 мм.

Материалы из категории смешанных с добавлением арамидных волокон оказались не столь эффективны – предположительно из-за слишком высокого процентного содержания волокон и, как следствие, слишком большой жесткости. Среди форм наложения в среднем самой удачной оказалась сферическая, но в общем показатели разных форм наложения материала соотносимы между собой.

Также примечательным оказалось то, что при моделировании в качестве материала демпфера бронзы и резины средней жесткости лучший результат показала бронза, сместив резонансную частоту вверх, резина же напротив немного увеличила амплитуду выходных колебаний.

Из результатов моделирования видно, что лучший результат показали: полиуретан и пористый эластомер со сферической схемой наложения, пористый эластомер и гидрогель также со сферической формой наложения.

Выводы

Из анализа результатов моделирования, представленных в табл. 2–5 видно, что как на форму колебаний, так и на максимальное значение ее амплитуды влияют и форма демпфера, и использованный в нем материал. Видно, что влияние оказывает не только коэффициент демпфирования, но и модуль упругости, так как его варьирование его значения приводит к изменению формы колебаний и смещению резонансной частоты относительно исходных 100 Гц.

Использование разных форм демпферов и материалов может приводить к значительному снижению амплитуд колебаний – почти на порядок. Но при этом применение ни одного из рассмотренных вариантов демпфера или демпфирующего материала не является универсальным во всем диапазоне частот колебаний. Подбор демпфера необходимо осуществлять применительно к конкретной частоте воздействия помпы или к нескольким частотам, но не во всем возможном диапазоне сразу, так как разные формы демпфера и материалы являются эффективными на разных частотах.

Таким образом, можно сделать основной вывод работы: применение различных форм демпферов и различных демпфирующих материалов позволяет подобрать эффективную конструкцию демпфера для заданной рабочей частоты колебаний.

Заключение

Основной целью данного исследования являлось рассмотрение возможности применения композитных материалов для пассивного демпфирования для гематологического анализатора. Для этой цели были предложены и смоделированы 22 демпфирующих материала, 16 из которых

удовлетворили требованиям к демпфированию колебаний вакуумной помпы в задачах гематологического анализа. Из них были выделены наиболее эффективные. Сделаны выводы относительно состава и структуры смоделированных материалов.

Список литературы

1. Тимошенко С. П., Гудье Дж. Н. Теория упругости. – М.: Наука, 1975. – С. 50.
2. Найдорф Р. А. Теория колебаний. – М.: Физматлит, 2003. – С. 132–134.
3. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Теория упругости. – М.: Наука, 1987. – С. 34–36.
4. Мещерский И. В. Колебания систем. – М.: Наука, 1977. – С. 145–147.