

## Исследование резонансных свойств биологических объектов в нормальных физиологических условиях

Маслов Л.Б., канд. техн. наук, Белов И.А., ассист., Лебедева А.А., инж.

**Исследуются вопросы разработки стенда для изучения резонансных свойств биологических структур в нормальных физиологических условиях. Объектом исследования являются твердые ткани опорно-двигательного аппарата человека. Проведены натурные исследования затухающих колебаний большеберцовой кости голени здоровых добровольцев.**

*Ключевые слова:* твердая ткань, затухающие колебания, биомеханика, вибрация, виброускорение.

## A study of resonant proprieties for biological objects functioning at the normal physiological conditions

Maslov L.B., Candidate of Engineering Science, Belov I.A., Assistant, Lebedeva A.A., Graduate student

**The issues of developing an experimental setup for research of biological structures resonant properties at the normal physiological conditions are studied. A research object is the hard tissues of the human locomotion system. In-situ measurements of the tibia damped vibrations have been carried for the healthy volunteers.**

*Keywords:* hard fabrics, fading fluctuations, bio mechanics, vibration, vibrospeedup.

Первые исследования вибрационных свойств биологических структур относятся к 70-м годам прошлого века, что обусловлено необходимостью разработки клинических методов оценки функционального состояния спортсменов, пожилых и перенесших травмы людей. В работах [1, 2] были представлены теоретические основы и метод измерения для определения резонансной частоты длинных трубчатых костей человека *in-vivo*. Согласно схеме эксперимента [1], рука находилась в подвешенном положении, а гармоническое возбуждение локтевой кости создавалось при помощи громкоговорителя. Вибрация измерялась на дистальной части датчиком ускорения. Найденные значения резонансных частот экземпляров локтевой кости, находящихся в нормальном, диабетическом и при наличии признаков остеопороза состояниях, находились в диапазоне 200–1000 Гц. В дальнейшем основные методы исследования вибрационных свойств биологических объектов были классифицированы следующим образом: метод оценки отклика системы на импульсное возбуждение (Impulse Frequency Response, или IFR по зарубежным источникам); метод резонансной диагностики (Bone Resonance Analysis, или BRA); метод анализа механического отклика ткани (Mechanical Resonance Tissue Analysis, или MRTA) [3]. Первые два метода позволяют проводить измерения резонансной частоты, в то время как третий предназначен для определения изгибной жесткости кости на основе механического импеданса, характеризующего сопротивление среды распространению волн.

Первый метод подробно описан в работе [4]. Авторы использовали модальный анализ для определения формы колебаний изолированных

большеберцовых костей как в высушенном, так и в свежем состояниях. Закрепление кости соответствовало свободным граничным условиям. Возбуждение объекта производилось с помощью медицинского молоточка, а отклик системы измерялся с помощью акселерометра в различных точках вдоль всей длины кости. В ходе исследования были найдены три формы колебаний сухой большеберцовой кости, при этом первые две соответствовали изгибу относительно двух главных осей инерции. Первая мода в плоскости, нормальной к медиальной, возникла на частоте 430–700 Гц, в зависимости от физиологического состояния кости, вторая мода в плоскости, параллельной медиальной, соответствовала частоте 640–930 Гц. Третья мода была идентифицирована на частоте 780 Гц и соответствовала двойному изгибу в плоскости минимальной жесткости. Впоследствии данный метод применялся для получения измерений вынужденных колебаний костей 20 здоровых добровольцев-мужчин в возрасте 23 лет ( $\pm 2$  года) *in-vivo*. Данные исследования показали, что резонансные кривые имеют сглаженный характер по сравнению с теми, которые были получены в опыте с сухими экземплярами большеберцовых костей. Исследователи полагают, что такое рассеяние упругой энергии связано с наличием мягких тканей, окружающих кость и вызывающих эффект внутреннего трения. Наблюдаемый диссипативный эффект приводит к проблеме точной идентификации резонансных частот и мод колебаний. Нами низшая частота интерпретирована как частота движения твердого тела, в то время как выс-

шие частоты (более 300 Гц) связали с первыми изгибными формами колебаний.

Метод резонансной диагностики использовался для определения низшей собственной частоты большеберцовой кости голени человека [5, 6]. Согласно методике исследования, пациент находился в лежащем положении на спине, при котором одна из нижних конечностей человека располагалась на шине. Вибратор с установленной импедансной головкой воздействовал на переднюю поверхность большеберцовой кости в частотном диапазоне 30–1000 Гц. Низшая резонансная частота была получена настройкой входного сигнала на максимальную скорость импедансной головки. Было отмечено, что в методе резонансной диагностики форма колебаний объекта как твердого тела возникает на частоте 165 Гц в сагитальной плоскости, в то время как в методе оценки отклика системы на импульсное возбуждение аналогичная форма колебаний была определена на частоте 167 Гц. Две первые изгибные моды, соответствующие свободным граничным условиям, были обнаружены на частоте 303 Гц в плоскости, близкой к фронтальной, и на частоте 470 Гц в сагитальной плоскости.

В [7] использован метод анализа механического отклика ткани (MRTA). В опыте предплечье пациента устанавливалось в специальной оснастке, которая закрепляла дистальный конец локтевой кости. Измерения импеданса производились в диапазоне частот 65–1000 Гц. Была построена математическая модель, представляющая собой систему пружины, массы и демпфера, которая позволила сравнить предсказанные и экспериментальные результаты на частоте 350 Гц для предварительной нагрузки в 4,9 Н.

Существенным вопросом при изучении свойств биологических объектов является анализ влияния мягких тканей на результаты измерений. Чтобы исследовать данную проблему, необходимо определить собственные частоты, моды колебаний и коэффициенты демпфирования сухих и свежих большеберцовых костей. В ходе проведения акселерометрических исследований большеберцовой кости *in-vivo* [4, 8] предположено, что большеберцовая кость имеет свободные граничные условия. Две первые изгибные моды, соответствующие колебаниям относительно каждой главной изгибной оси, были идентифицированы на частотах 270 и 340 Гц. Главное отличие между частотами, наблюдаемыми на изолированной большеберцовой кости, и частотами, наблюдаемыми при исследовании кости в нормальных физиологических условиях, связано с демпфирующим действием окружающей мускулатуры. По нашему мнению, основное отличие, состоящее в уменьшении резонансной частоты приблизительно на 200 Гц между сухой и свежей изолированными большеберцовыми костями, является результатом присутствия костного мозга в свежих образцах. В [9, 10] оценивается влияние мягких тканей и механических связей между элементами

опорно-двигательного аппарата на поведение вибрации нижних конечностей путем постепенного вскрытия и удаления тканей. Показано, что при использовании как импульсного метода исследования, так и метода резонансной диагностики мягкие ткани оказывают сходное влияние на вибрацию кости. Кожа оказывает наименьшее влияние на резонансные частоты (до 5 %), тогда как мускулатура значительно снижает их величину по причине дополнительной массы, а также повышает демпфирование. Малоберцовая кость увеличивает жесткость биомеханической системы, удаление ее приводит к увеличению резонансной частоты на 5–11 %. Физическая модель закрепления большеберцовой кости в голеностопном суставе оказывает незначительное влияние при использовании метода оценки отклика системы на импульсное возбуждение. Однако способ закрепления голени ноги обследуемого в случае применения метода резонансной диагностики оказывает существенное влияние на граничные условия и, следовательно, на формы колебаний исследуемого объекта.

Проведенный анализ демонстрирует технические сложности реализации эффективной измерительной системы для исследования динамических свойств биологических структур, что не позволяет полностью доверять встречающимся в литературе значениям резонансных частот и интерпретации форм колебаний.

Ниже рассмотрен экспериментальный подход, состоящий в регистрации и анализе затухающих колебаний, возникающих при кратковременном ударном воздействии непосредственно на объект исследования. Схема предложенной виброизмерительной системы показана на рис. 1. В качестве объекта исследования рассматривается большеберцовая кость человека. Возмущение колебаний создается легким ударом резинового молоточка по кости в направлении перпендикулярном ее продольной оси в нижней трети голени. В качестве виброприемника используется миниатюрный низкочастотный акселерометр на основе MEMS микросхемы ADXL150JQC (Analog Device, Inc.), характеристики которого представлены в табл. 1. Датчик устанавливается на расстоянии от колена, примерно равном одной трети длины кости.

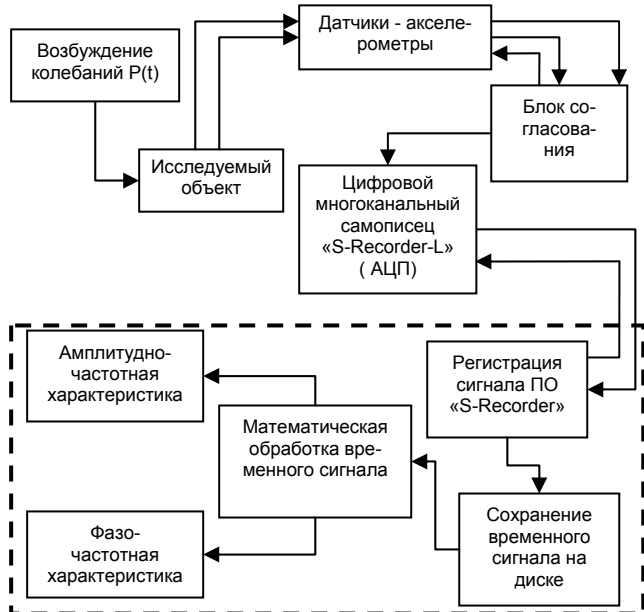


Рис. 1. Схема стенда для исследования колебаний биомеханических объектов в нормальных физиологических условиях

Таблица 1. Характеристики датчика на основе микросхемы ADXL150JQC (Analog Device, Inc.)

Диапазон ускорения	Чувствительность	Шум	Частотный диапазон
g*	мВ/g	мкг/√Гц	Гц
±50	38	1000	0–1000

\*g = 9,81 м/с<sup>2</sup>.

Для питания акселерометра и коммутации измерительного канала используется специально спроектированный блок согласования, который, в свою очередь, соединен с цифровым многоканальным самописцем S-Recorder-L (ADC Lab, Co.) (табл. 2). Самописец построен на базе аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и включает контроллеры управления и программируемые усилители. В комплект самописца входят драйверы и программное обеспечение для управления устройством. Программный продукт обеспечивает сбор, просмотр, сохранение и экспорт данных для дальнейшей математической обработки, в ходе которой могут быть получены спектры, АЧХ и ФЧХ измеряемых сигналов. Экспериментальные исследования проводились в лаборатории биомеханики кафедры ТиПМ ИГЭУ на группе из шести здоровых добровольцев в возрасте 20–21 года. Пример отклика биомеханической системы на ударное воздействие – временной сигнал виброускорения большеберцовой кости, представлен на рис. 3. Для каждого участника эксперимента было получено от 20 до 30 реализаций таких откликов. Попытка провести спектральный анализ полученных сигналов традиционно, с помощью дискретного преобразования Фурье, не дала хороших результатов. В связи с быстрым затуханием сигнала и, как следствие, малой длиной выборки, максимальное разрешение спектра составляло 5 Гц (рис. 2).

Таблица 2. Основные параметры самописца S-Recorder-L

Каналов аналогового ввода	32 или 16 (дифф. режим)
Разрешение АЦП	12 бит
Входное сопротивление	Не менее 10 МОм
Полоса пропускания (-3дБ)	Не менее 30 кГц
Максимальная частота опроса	100 кГц
Диапазоны входного сигнала	±10В; ±1В; ±0,1В; ±0,05В

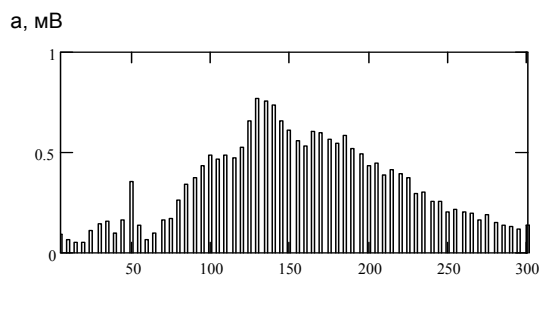


Рис. 2. Пример спектра сигнала виброускорения, полученного с помощью дискретного преобразования Фурье

Для повышения точности определения резонансных частот была предложена методика, основанная на построении аппроксимирующей функции, включающей ряд затухающих синусоид:

$$a(t) = A_0 + A_1 \sin(2\pi f_1 t + \varphi_1) \exp(-\varepsilon_1 t) + A_2 \sin(2\pi f_2 t + \varphi_2) \exp(-\varepsilon_2 t).$$

Неизвестные параметры функции определялись методом наименьших квадратов. Как показали расчеты, добавление третьей гармоники не влияет на результат (ее амплитуда обращается в нуль), поэтому ограничились бигармонической затухающей функцией, которая достаточно точно аппроксимирует колебания кости (рис. 3).

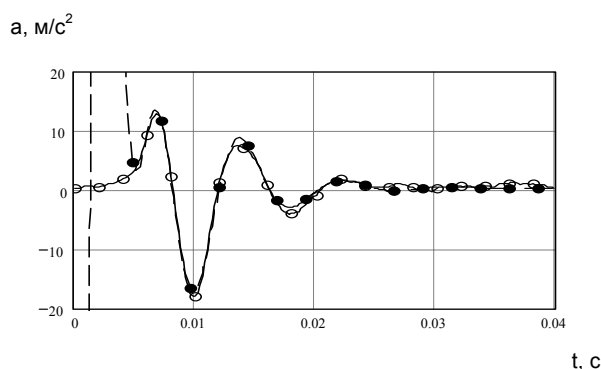


Рис. 3. Отклик системы на ударное воздействие (—○—) и аппроксимирующая функция (—●—)

Результаты частотного анализа откликов большеберцовой кости на ударное воздействие, усредненные по 10 реализациям для каждого из шести добровольцев, сведены в табл. 3. Представлены частоты первой и второй гармонических составляющих и соответствующие среднеквадратичные отклонения; отношения частот, амплитуд, разность

фаз двух гармоник, а также показатели экспоненциальных функций, определяющих скорость затухания колебаний.

Таблица 3. Результаты анализа отклика ткани

	№ участника					
	1	2	3	4	5	6
$f_1$ , Гц	207,3	173,4	209,1	188,9	183,2	206,4
$\sigma(f_1)$ , Гц	3,10	5,07	5,48	5,58	5,51	5,13
$f_2$ , Гц	124,3	112,3	120,8	98,31	110,5	137,4
$\sigma(f_2)$ , Гц	2,20	2,06	4,33	3,18	3,48	0,74
$f_1/f_2$	1,67	1,54	1,73	1,92	1,66	1,50
$\varepsilon_1$ , с <sup>-1</sup>	274	415	266	359	393	395
$\varepsilon_2$ , с <sup>-1</sup>	188	196	162	230	319	171
$A_1/A_2$	1,63	3,10	1,92	1,96	1,48	2,98
$\Delta\varphi$ , рад	0,21	0,94	0,00	-0,19	0,55	0,86

Анализ полученных результатов позволяет сделать вывод о наличии двух основных собственных частот большеберцовой кости в плоскости измерений (сагиттальной). Среднеквадратичное отклонение результатов по выборке испытуемых

не превышает 6 Гц, что является хорошим результатом для биомеханических исследований. Низшая частота наблюдается также на спектре сигнала (рис. 2), в то время как вторая достоверно не регистрируется. Интерпретация форм колебаний требует синхронных измерений группой датчиков, что является целью дальнейших исследований.

#### Список литературы

- 1. Jurist J.M.** In-vivo determination of the elastic response of bone. I. Method of ulnar resonant frequency determination // Phys. Med. Biol. – № 5. – 1970. – P. 417–426.
- 2. Doherty W.P., Bovill E.G., Wilson E.L.** Evaluation of the use of resonant frequencies to characterize physical properties of human long bones // J. Biomech. – № 7. – 1974. – P. 559–561.
- 3. Cunningham J.L.** Vibration analysis / In The Physical Measurement of Bone. Ed. Langton C.M., Njeh C.F. – Bristol: Institute of Physics Publishing, 2003. – P. 511–547.
- 4. Vandecasteele J., Van der Perre G., Van Audekercke R., Martens M.** Evaluation of bone strength and integrity by vibration methods: identification of in-vivo excited modes / In Mechanical Factors and the Skeleton. Ed. Stokes A.F. – London: John Libbey, 1981. – P. 98–105.

Маслов Леонид Борисович,  
Ивановский государственный энергетический университет  
кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и прикладной механики,  
e-mail: tipm@tipm.ispu.ru

Белов Иван Александрович,  
Ивановский государственный энергетический университет,  
ассистент кафедры теоретической и прикладной механики,  
e-mail: tipm@tipm.ispu.ru

Лебедева Анастасия Андреевна,  
Ивановский государственный энергетический университет  
инженер кафедры теоретической и прикладной механики,  
e-mail: tipm@tipm.ispu.ru