

РАЗРАБОТКА РЕАЛИСТИЧНЫХ МОДЕЛЕЙ УПРУГИХ ЭЛЕМЕНТОВ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

МАСЛОВ Л.Б., канд. техн. наук, САБАНЕЕВ Н.А., инж.

Рассматриваются вопросы построения реалистичных моделей упругих элементов опорно-двигательного аппарата нижней конечности человека и численного анализа частот и форм колебаний мягких тканей голени.

Ключевые слова: вибрация, конечно-элементная модель, ахиллово сухожилие, модальный анализ.

DEVELOPMENT OF REALISTIC MODELS OF THE HUMAN LOCOMOTION SYSTEM ELASTIC ELEMENTS

L.B. MASLOV, Candidate of Engineering, N.A. SABANEEV, Engineer

The problems of developing realistic models of the human lower extremity locomotion system elastic elements and numerical analysis of the human shank soft tissues natural frequencies and modes are considered in the paper.

Keywords: vibration, finite-element model, Achilles tendon, modal analysis.

Согласно обзору [1], конечно-элементный анализ как эффективный теоретический метод исследования сложных биологических систем на основе модели сплошной деформируемой среды восходит к статье [2], в которой впервые достаточно полно рассматривается применение метода конечных элементов (МКЭ) к расчету напряжений в твердых биологических тканях. Ниже будут рассмотрены вопросы численного анализа резонансных свойств мягких тканей опорно-двигательного аппарата голени человека, что представляется необходимым, по крайней мере, по двум причинам.

Во-первых, ввиду своих специфических вязкоупругих свойств, мягкие ткани, в первую очередь мышцы, окружающие несущие элементы опорно-двигательного аппарата, оказывают существенное влияние на собственные частоты, формы колебаний и вид амплитудно-частотных характеристик бедренной и большеберцовой костей, которые являются основными объектами вибрационной диагностики [3]. В работе [4] высказываются предположения о критических значениях диссипативных характеристик мягких тканей, позволяющих эффективно минимизировать вибрации, возникающие от ударных нагрузок при ходьбе, беге и т.п., а также о том, что частота и коэффициент демпфирования колебаний управляется активностью мышц. Исследование собственных затухающих колебаний мышечной ткани *in vivo* на примере латеральной широкой мышцы, наиболее крупной части четырехглавой мышцы бедра, приведено в работе [5]. Однако примеров теоретического анализа и численного расчета вынужденных или свободных колебаний полной биомеханической системы как трехмерной сплошной среды даже в идеально-упругой постановке в литературе не выявлено.

Вторая причина, определяющая необходимость теоретического анализа резонансных

свойств мягких тканей, связана с собственно исследованиями мышц и сухожилий нижней конечности человека с позиций диагностики их физиологического состояния и вибрационной стимуляции. Можно отметить работы отечественных ученых [6], предложивших устройства для вибрационных испытаний нижних конечностей, с помощью которого определялись амплитудно-частотные характеристики различных сегментов нижней конечности человека при вертикальном вибрационном возбуждении. В работе [7] предложен метод и устройства оценки функционального состояния опорно-двигательного аппарата и отдельных его звеньев по вибрациям, сопровождающим локомоторные акты. Проведенные клинические исследования доказывают возможность оценки функционального состояния опорно-двигательного аппарата методами пассивной вибрационной диагностики. Разработанные методы в целом достаточно просты в реализации, не требуют нестандартной аппаратуры и приспособлений, процедуры обследования занимают мало времени. Это позволяет считать перспективным использование методов вибродиагностики в травматологической и неврологической лечебно-реабилитационной практике, при диспансерном обслуживании населения, а также для научных исследований.

Таким образом, представляются актуальными разработка универсального подхода к построению реалистичных моделей упругих элементов опорно-двигательного аппарата нижней конечности и проведение детального численного анализа частот и форм колебаний мягких тканей, таких как основные сухожилия и мышцы локомоторной системы человека. В качестве объекта исследования будет рассмотрена голень среднестатистического человека без повреждений твердых и мягких тканей.

Разработка модели голени. Для построения реалистичной компьютерной модели

голени мы использовали базу данных фотографических снимков поперечных сечений тела человека среднего веса и роста, представленную в рамках проекта Visible Human Project Национального Института Здоровья США [8]. База данных содержит снимки среднестатистического мужчины, сделанные с шагом 1 мм, и среднестатистической женщины, сделанные с шагом 1/3 мм. Фотографические снимки представлены в электронном виде в различных графических форматах. Для повышения точности переноса электронного изображения в препроцессор основного расчетного комплекса было разработано программное обеспечение в виде дополнительного модуля, который позволяет в заданной координатной системе определять координаты произвольных точек рисунка в растровом графическом формате. Интерфейс программы обеспечивает управление выбором точек и сохранение их номеров и координат в текстовый файл в заданном формате, соответствующем программе чтения данных основного расчетного комплекса.

Средняя часть голени человека имеет топологическую структуру, слабо изменяющуюся вдоль продольной оси, в то время как внутренние органы дистальной и проксимальной частей претерпевают существенные изменения своей формы и характерных размеров. Поэтому для описания диафиза мы использовали 20 сечений с шагом 10 мм, а при моделировании зон голеностопного и коленного сустава шаг был уменьшен до 2,5 мм. Каждое сечение было обработано с помощью программы расчета координат характерных точек таким образом, чтобы отдельно были выделены основные элементы опорно-двигательной системы голени: большая и малая берцовые кости, ахиллово сухожилие, трехглавая мышца, мышцы передней поверхности голени, а также кожный покров.

Разработка трехмерной модели голени была осуществлена в препроцессоре универсального конечно-элементного комплекса ANSYS (ANSYS Inc.). Полученные на предыдущем этапе точки, описывающие контуры твердых и мягких тканей в последовательных сечениях голени, использовались как ключевые точки разрабатываемой твердотельной пространственной модели объекта. После ввода ключевых точек в препроцессор они соединялись с помощью сплайнов, что обеспечивало получение плавных естественных контуров, ограничивающих выбранные элементы опорно-двигательной системы голени. Необходимо отметить, что мы рассматривали только внешний контур большой и малой берцовых костей, без учета их достаточно сложной внутренней структуры, образованной компактной и губчатой тканью, насыщенной внутритканевой жидкостью, с каналом, заполненным костным мозгом. Обоснование такого упрощения модели состоит в том, что целью работы является анализ коле-

баний мягких тканей голени, в первую очередь сухожильно-мышечного комплекса голени. Внутренняя структура костей голени влияет на интегральные частотные характеристики как твердых тканей, так и голени в целом. Однако ранее проведенные эксперименты [9] показали, что спектр основных собственных частот мягких тканей находится значительно ниже частотного спектра твердых тканей голени. Поэтому можно рассматривать отдельно колебания мягких тканей, учитывая лишь общие хорошо известные инерционные и жесткостные характеристики большеберцовой и малоберцовой костей [10].

Следующим этапом после построения замкнутых контуров внутренних органов, выбранных для численного анализа, и внешнего контура сечения голени является формирование плоских областей, ограниченных этими линиями. В результате данной операции получили последовательную систему плоских поперечных сечений с выделенными подобластями, моделирующими отдельные внутренние органы. Затем сечения были соединены друг с другом линиями, проходящими через ключевые точки, тем самым получился пространственный каркас для формирования объемов. Формируя поверхности, ограниченные построенными линиями, последовательно создавали замкнутые объемы, ограниченные полученными поверхностями.

Используя представленный пошаговый алгоритм формирования модели от ключевых точек к объемам, построили трехмерную реалистичную модель голени, включающую в себя основные элементы опорно-двигательной системы голени, такие как берцовые большую (tibia) и малую (fibula) кости, ахиллово сухожилие (t. Achillis), трехглавую мышцу (m. triceps surae), состоящую из икроножной (m. gastrocnemius) и камбаловидной (m. soleus) мышц, мышц передней поверхности голени, и ограниченную кожным покровом (рис. 1,а).

Латеральная и медиальная головки икроножной мышцы, начинающиеся соответственно в зоне латерального и медиального мыщелков бедра, на середине голени соединяются и образуют толстое ахиллово сухожилие, которое, соединившись с сухожилием камбаловидной мышцы, прикрепляется к пяточному бугру. Тем самым рассматриваемые мягкие ткани голени образуют единый сухожильно-мышечный комплекс, взаимодействующий с глубоким слоем мышц, а также с мышцами передней и латеральной группы, которые не выделялись в отдельный объект исследования. Кости голени являются длинными трубчатыми, имеющими трехгранную форму, у каждой из них выделяют диафиз и два эпифиза. Проксимальная головка малоберцовой кости соединяется с поверхностью латерального мыщелка большеберцовой кости группой связок. Дистальная головка малоберцовой кости имеет аналогичные упругие соединения как с эпифи-

зом большеберцовой кости, так и с костями стопы. Большеберцовая кость входит в общую систему скелета нижней конечности за счет сложных блоковидных коленного (art. genus) и голеностопного (art. talocruralis) суставов.

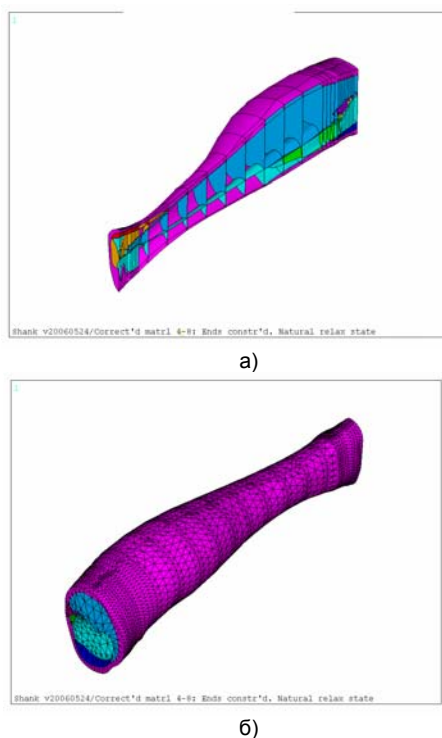


Рис. 1. Модель голени: а – сечение трехмерной модели голени сагиттальной плоскостью; б – конечно-элементная модель голени

Алгоритм расчета. Согласно общему подходу компьютерного моделирования, после построения так называемой твердотельной модели объекта необходимо сформировать конечно-элементную сетку, осуществив разбиение модели на конечные элементы соответствующего типа и формы.

Поскольку целью работы является исследование собственных частот и форм колебаний тканей голени, то сплошная среда может быть задана моделью линейного упругого тела, описываемого известной системой дифференциальных уравнений теории упругости [11]. Стандартная процедура конечно-элементной дискретизации по пространственным переменным приводит к следующему дифференциальному уравнению в матричном виде [12]:

$$\mathbf{M} \frac{d^2 \mathbf{U}}{dt^2} + \mathbf{R} \frac{d \mathbf{U}}{dt} + \mathbf{K} \mathbf{U} = \mathbf{F}(t),$$

где \mathbf{U} , \mathbf{F} – глобальные вектора узловых перемещений и узловых сил как функции от времени; \mathbf{K} , \mathbf{M} , \mathbf{R} – глобальные матрицы жесткости, масс и диссипации.

Дальнейшее преобразование основано на стандартном подходе, используемом в теории колебаний упругих тел. Предположим, что внешняя нагрузка изменяется во времени по гармоническому закону, что может быть записано в виде

$$\mathbf{F}(t) = \mathbf{F} e^{i\omega t}, \quad \mathbf{F} \in \text{Re},$$

где \mathbf{F} , ω – глобальный вектор амплитуд приложенных сил и круговая частота силы; i – мнимая единица.

Тогда частное решение, соответствующее установившимся вынужденным колебаниям системы, ищется в аналогичном виде:

$$\mathbf{U}(t) = \mathbf{U} e^{i\omega t}, \quad \mathbf{U} = \mathbf{U}_1 + i\mathbf{U}_2,$$

где \mathbf{U} – глобальный вектор комплексных амплитуд узловых перемещений.

Подставляя выражения сил и перемещений в дифференциальное уравнение, получим систему комплексных алгебраических уравнений относительно комплексной амплитуды перемещений в матричном виде:

$$(-\mathbf{M}\omega^2 + \mathbf{R}i\omega + \mathbf{K})\mathbf{U} = \mathbf{F}.$$

Решение полученной системы уравнений при нулевой правой части дает значения собственных частот и форм колебаний рассматриваемой модели. При этом, как правило, при модальном анализе ограничиваются случаем отсутствия демпфирования в системе, что приводит к нулевой матрице диссипации и, как следствие, к действительным собственным значениям и векторам.

При разработке численной модели нами в качестве конечного элемента использовался линейно-упругий тетраэдрический элемент. Выбор элемента диктует геометрия и характер поставленной теоретической задачи. Естественно-сложная пространственная форма объемов, моделирующих внутренние органы голени, с большим количеством острых углов приводит к необходимости использовать тетраэдрический конечный элемент, допускающий использование автоматической генерации сетки на объемах топологически-нерегулярной формы, т.е. ограниченных произвольным количеством сторон. Заметим, что гексаэдрический элемент теоретически обеспечивает более высокую точность, но автоматическое разбиение на такие элементы допустимо только для топологически-подобных шестисторонних объемов, что ограничивает его применение в биомеханическом моделировании.

В результате была сформирована конечно-элементная сетка, состоящая из 78912 линейных тетраэдрических элементов. Общее количество узлов равно 15291. Конечно-элементная модель голени показана на рис. 1,б. Поскольку целью исследования являлось в первую очередь изучение собственных колебаний ахиллова сухожилия, то в качестве граничных условий было выбрано жесткое закрепление узлов на торцах модели, которое с теоретической точки зрения не должно было вносить существенные искажения в общую картину колебаний ахиллова сухожилия.

Механические свойства мягких тканей. Механические характеристики мягких биологических тканей являются важным диаг-

ностическим параметром при оценке их состояния. Они отражают как функциональное состояние тканей, так и процессы их перерождения. Основную роль при этом играют сдвиговые свойства тканей, наиболее чувствительные к происходящим в них изменениям. Вместе с тем литературные данные о механических свойствах мягких тканей даже в их нормальном состоянии весьма ограничены. Объясняется это тем, что мягкие биологические ткани являются неоднородными, физически нелинейными и физиологически активными средами, что затрудняет проведение натурных испытаний по определению их механических характеристик.

Тем не менее механические характеристики мягких тканей, относящиеся к модели вязко-упругой линейной изотропной среды, широко используются в численном анализе. Это обусловлено двумя обстоятельствами. Прежде всего, механические характеристики биологических тканей, оценки которых приводятся в имеющихся литературных источниках, относятся в основном именно к этой модели. С другой стороны, сравнение теоретических расчетов, выполненных на основе этой модели, с данными экспериментов на тканеподобных фантомах и биологических тканях дает весьма удовлетворительные результаты. Оно показывает, что использование этой модели для описания процессов деформирования мягких биологических тканей, по крайней мере, в области малых деформаций и низких частот, приводит к результатам, совпадающим с экспериментальными данными на уровне экспериментальной погрешности, и тем самым представляется вполне оправданным [13].

При использовании физически линейных изотропных моделей механические свойства материалов характеризуются модулями упругости и вязкости, которые являются коэффициентами пропорциональности в соотношениях, связывающих напряжения, деформации и скорости деформаций. В литературе отмечается, что существенной спецификой мягких биологических тканей является слабая сжимаемость. Их коэффициент Пуассона ν близок к коэффициенту Пуассона воды, т.е. к 0,5. При этом модуль сдвига μ и модуль Юнга E несут одну и ту же информацию и могут использоваться равноправно, поскольку в этом случае $G = E/3$, причем малые отклонения коэффициента Пуассона от 0,5 не ведут к значительному изменению G .

Приводимые в литературе данные по значению механических характеристик мягких тканей отличаются друг от друга. Так, модуль Юнга скелетных мышц конечностей в расслабленном состоянии при определении ультразвуковыми методами измерения скорости сдвиговых волн имеет значения 6–7,5 кПа [13]. Однако при увеличении нагрузки модуль Юнга резко

возрастает до значений 60–200 кПа, и в этом случае диапазон значений расширяется. Имеющийся разброс в численных значениях имеет физическое объяснение. Во-первых, мягкие биологические ткани, даже в норме, существенно неоднородны, так что их механические характеристики для различных участков даже одного и того же органа могут существенно отличаться. Во-вторых, значения механических характеристик мягких биологических тканей в сильной степени индивидуальны и могут существенно отличаться в зависимости от возраста, степени тренированности, образа жизни и целого ряда других факторов. Наконец, все используемые *in vivo* экспериментальные методы оценки механических свойств мягких биологических тканей (мышц, внутренних органов, кожи) не являются прямыми и существенно зависят от используемой математической модели проводимого эксперимента.

Тем не менее постепенно накапливаемая статистика по значениям механических характеристик тканей и все более совершенные методы измерений позволяют в значительной степени доверять и использовать приводимые данные для расчетов. В таблице собраны некоторые современные экспериментальные данные из известных литературных источников. Представлены значения модуля Юнга и коэффициента вязкости для основных видов мягких биологических тканей в расслабленном состоянии, образующих разработанную конечно-элементную модель голени.

Собственные частоты. Анализ собственных частот и формы колебаний мягких тканей голени был проведен с помощью программного продукта ANSYS на разработанной конечно-элементной модели голени с использованием механических характеристик тканей. Предполагалось, что моделируемая конечность находится в нормальном физиологическом состоянии, мышцы не напряжены, угол поворота стопы в голеностопном суставе соответствует своему условно нулевому значению.

Механические свойства мягких тканей модели голени в нормальном физиологическом состоянии

Объект	Модуль Юнга, Па	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/м ³	Источник
Ахиллово сухожилие	$3,8 \cdot 10^8$	0,3	1120	[14]
Трехглавая мышца	$7,28 \cdot 10^4$	0,49	1100	[15]
Передняя мышца	$4,07 \cdot 10^4$	0,49	1100	[15]
Мышцы глубокого слоя	$7,28 \cdot 10^4$	0,49	1100	
Кожный покров	$2,49 \cdot 10^6$	0,48	138	[16]
Связки	$3,8 \cdot 10^8$	0,3	1120	

Ранее нами был разработан экспериментальный стенд для вибрационной диагностики состояния ахиллово сухожилия и получены экс-

периментальные амплитудно-частотные характеристики сухожильно-мышечного комплекса голени человека. Было показано, что имеют место резонансные колебания ахиллова сухожилия в диапазоне частот от 30 до 150 Гц. Поэтому с точки зрения обоснования метода вибрационной диагностики ахиллова сухожилия наибольший интерес для нас представляла низко-частотная часть спектра.

Анализ частотного спектра показал наличие большого количества собственных частот в диапазоне от 20 до 250 Гц. Общее число найденных частот составляет 210 единиц. При этом при смещении вверх по частоте спектр сгущается. Основной вклад в колебания мягких тканей голени вносят мышцы, демонстрирующие большое разнообразие пространственных форм колебаний во всем частотном диапазоне. Колебания ахиллова сухожилия невозможно отделить от колебаний икроножной и камбаловидной мышц, физиологически и функционально связанных с ахилловым сухожилием. Поэтому можно лишь условно говорить о вибрационном движении сухожилия, более точно рассматривать колебания сухожильно-мышечной системы в комплексе.

В результате исследования форм колебаний сухожильно-мышечного комплекса голени было выявлено, что наибольший вклад в динамику ахиллова сухожилия вносят семь собственных частот в диапазоне от 30 до 130 Гц. Необходимо отметить, что формы движений представляют собой сложные крутильно-изгибные формы в пространстве. Однако с определенной степенью точности можно разделить колебания ахиллова сухожилия на изгибные колебания во фронтальной плоскости и изгибные колебания в сагиттальной плоскости с относительно небольшим закручиванием вокруг своей оси. Проведенный анализ показал наличие значительных собственных колебаний ахиллова сухожилия во фронтальной плоскости на частотах 32,2, 44,9, 68,7 и 97,2 Гц, а также в сагиттальной плоскости на частотах 57,2, 60,9 и 117,3 Гц. На рис. 2 изображены две формы колебаний ахиллова сухожилия с максимальной амплитудой во фронтальной и сагиттальной плоскостях соответственно.

Ранее было проведено измерение резонансных характеристик мягких тканей голени здоровых добровольцев [9]. Возбуждение осуществлялось в районе голеностопного сустава посредством электромагнитного комплекса, образованного катушкой возбуждения и постоянным магнитом. Результаты исследования показали, что имеют место резонансные колебания мягких тканей на частотах 31–34 Гц и 51–52 Гц, что подтверждает справедливость разработанной математической модели голени. Основной вклад в формы колебаний мышечно-сухожильного комплекса голени вносит движение ахиллова сухожилия. Кроме основных форм колеба-

ний ахиллова сухожилия имеют место колебания мышечных структур, имеющих более сложную пространственную форму движения. Резонансные пики на амплитудно-частотных характеристиках достаточно гладкие, что свидетельствует о значительной диссипации.

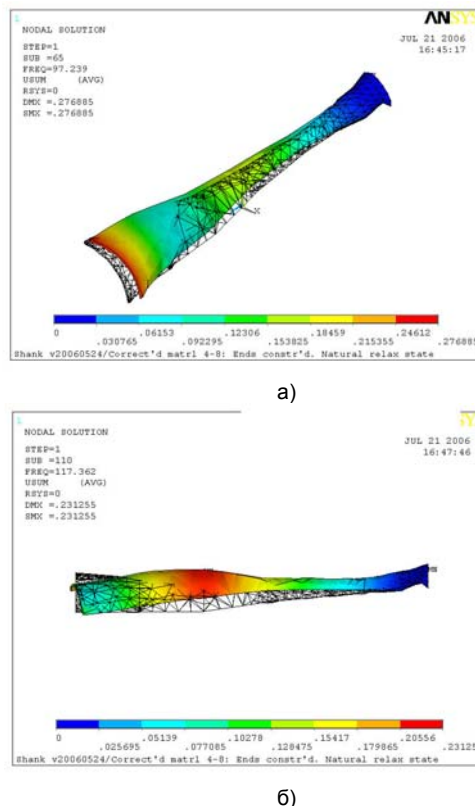


Рис. 2. Примеры форм колебаний ахиллова сухожилия: а – во фронтальной плоскости; б – в сагиттальной

Рассмотренный метод математического моделирования основан на способах решения сложной проблемы разработки реалистичных моделей живых тканей и биомеханических систем, пригодных для последующего численного анализа. Построенная конечно-элементная модель голени человека включает в себя основные элементы опорно-двигательного аппарата, твердые и мягкие ткани, включая кожный покров. Современные программные средства позволяют рассчитать и проанализировать основные частоты и формы колебаний системы. Полученные результаты могут служить теоретическим фундаментом для разработки вибрационных методов диагностики физиологического состояния мягких тканей голени, в частности ахиллова сухожилия, в зоне типичных повреждений путем регистрации и анализа амплитудно-частотных характеристик упругих элементов опорно-двигательной системы.

Список литературы

1. Huiskes R., Chao E.Y.S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade // J. Biomech. – 1983. – № 16. – P. 385–409.

2. Brekelmans W.A.M., Poort H.W., Sloof T.J. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts // *Acta Orthop. Scand.* – 1972. – № 43. – P. 343–366.

3. Cornelissen P., Cornelissen M., Van der Perre G., Christensen A.B., Ammitzboll F., Dyrbye C. Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ - II. Influence of soft tissues, joints and fibula // *J. Biomech.* – 1986. – № 19(7). – P. 551–561.

4. Nigg B.M., Liu W. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running // *J. Biomech.* – 1999. – № 32. – P. 849–856.

5. Wakeling J.M., Nigg B.M. Soft-tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers // *J. Biomech.* – 2001. – № 34. – P. 539–543.

6. Аруин А.С., Зацiorский В.М., Пановко Г.Я., Райцин Л.М. Исследование биомеханических свойств нижних конечностей человека методами вибрационных испытаний // *Медицинская биомеханика: Тез. докл. II Всесоюз. науч. конф.* – Рига, 1979. – Т.4. – С.36–37.

7. Анишкина Н.М., Антонец В.А., Ефимов А.П. Оценка функционального состояния опорно-двигательного аппарата человека по вибрациям, сопровождающим локомоторные акты // *Современные проблемы биомеханики.* Вып. 7. – Н.Новгород: ИПФ РАН, 1992. – С. 23–34.

8. Ackerman M.J. The Visible Human Project // *Proceedings of the IEEE.* – March 1998. – Vol. 86. – № 3. – P. 504–511.

9. Смирнов Д.С., Маслов Л.Б., Сабанеев Н.А. Применение вибрационной диагностики для исследования резонансных свойств мягких тканей голени: Тез. докл. междунар. школы-семинара «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете», 23–27 мая 2005 г., Ростов-на-Дону. – Ростов-н/Д, 2005.

10. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. Проблемы прочности в биомеханике. – М.: Высш. шк., 1988.

11. Лурье А.И. Теория упругости. – М.: Наука, 1970.

12. Зенкевич О., Морган К. Конечные элементы и аппроксимация. – М.: Мир, 1986.

13. Аглямев С.Р., Скворода А.Р. О механических свойствах мягких биологических тканей // *Биофизика.* – 2000. – Т. 5. – № 6. – С. 1137–1145.

14. Maganaris C.N., Paul J.P. Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon decade // *J. Biomech.* – 2002. – № 35. – P. 1639–1646.

15. Jenkyn T.R., Ehman R.L., An K.N. Noninvasive muscle tension measurement using the novel technique of magnetic resonance elastography // *J. Biomech.* – 2003. – № 36. – P. 1917–1921.

16. Delalleau A., Josse G., Lagarde J.M., Zahouani H., Bergheau J.M. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test // *J. Biomech.* – 2006. – in print.

Маслов Леонид Борисович,
ГОУВПО «Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина»,
кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и прикладной механики,
e-mail: leonid_maslov@mail.ru

Сабанеев Николай Андреевич,
ГОУВПО «Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина»,
старший преподаватель кафедры теоретической и прикладной механики,
e-mail: sabaneev@tipm.ispu.ru