

UDC 615.47:621+612.79–7

## Vibroacoustic Skin Diagnostics Modeling

Svetlana M. Yatsun

Kursk State University, Russian Federation  
305000, Kursk, Radishchev st., 33  
Dr. (Medical), Professor  
E-mail: mbd155@mail.ru

**Abstract.** The article deals with the mathematical modeling of biological diagnosis of complex heterogeneous structure (skin), using non-destructive control method. The mathematical model, describing interaction of the material with electrodynamic vibration generator and sensor system, controlling the propagation of small disturbances was developed. The influence of material model parameters on the spectrum in the course of the propagation of the surface disturbance.

**Keywords:** non-invasive diagnosis; skin; indenter; viscoelastic properties; mathematical modeling.

**Введение.** Вибрационная диагностика широко применяется для определения вязкоэластичных свойств композиционных материалов [1, 2]. Особенностью таких материалов является наличие явно выраженных слоев, обладающих в общем случае различными свойствами и геометрическими параметрами. По механическим свойствам кожный покров является нелинейным реологическим материалом, допускающим большие деформации. Деформирование кожи с последующими разгрузками позволяет выявить наличие упругих, вязких и необратимых составляющих деформации, зависящих от времени и истории механического нагружения [3].

Наличие в коже многих слоев (наружного – эпидермиса, основного или собственно дермы и подкожной жировой клетчатки), обладающих своими особенными характеристиками, определяет гетерогенность ее механических свойств. Анизотропия некоторых механических характеристик обуславливает различное поглощение механической энергии в каждом из слоев, что проявляется в особенностях распространения механических волн на границе раздела этих слоев, обладающих разными упруго-вязкими свойствами [4]. Все это затрудняет интерпретацию результатов при исследовании свойств кожи.

В настоящее время разработаны различные способы идентификации параметров и диагностики состояния таких сложных гетерогенных объектов. Наиболее приемлемым, а в некоторых случаях и единственными, являются неразрушающие методы контроля, которые позволяют, не повреждая тестируемый материал, проводить необходимые исследования и измерения. Достаточно эффективным и перспективным методом в таких случаях является вибрационная диагностика. Исходя из анализа существующих подходов к измерению объективных характеристик состояния кожного покрова, в работе выбран класс динамических вибрационных устройств, в которых исследуется реакция кожи на кратковременное механическое воздействие [5].

**Материал и методы.** Сегодня в медицине актуальной является проблема объективного инструментального мониторинга. К сожалению, достаточно часто основными методами, традиционно используемыми врачами–дерматологами, являются внешний осмотр, оценка эластичности и упругости кожи путем пальпации. Однако, в ряде случаев при решении задач диагностики дерматологических заболеваний, традиционно применяемые, субъективные методы оценки состояния кожи являются малоинформативными.

Важной задачей является получение объективной количественной информации о состоянии кожного покрова человека, как в норме, так и при различных заболеваниях. Методы исследования вязкоэластических свойств кожи человека *in vitro* далеки от достоверности, а исследования *in vivo*, проводимые в физиологических условиях, создают ряд неудобств для обследуемых [6, 7].

В настоящее время при подобных исследованиях, в основном, применяется экспериментальный подход. Однако точное математическое описание вязкоэластических свойств кожи затруднено сложностью ее морфологического строения.

Целью данной работы является исследование возможности неинвазивной диагностики состояния кожного покрова путем математического моделирования с применением методов вычислительного эксперимента. Для использования этого способа и выявления диагностических признаков создана математическая модель, описывающая взаимодействие исследуемого материала с электродинамическим генератором колебаний и системой датчиков, контролирующей процесс распространения малых возмущений, что позволяет моделировать исследования упруго-диссипативных свойств тестируемого материала (рис. 1).

Материал описывается несколькими приведенными массами, соединенными между собой упруго-вязкими связями. На схеме приняты следующие обозначения:

$m_1$  – масса корпуса,  $c_1$  – коэффициент упругости держателя корпуса,

$b_1$  – коэффициент вязкого сопротивления держателя;

$m_2$  – масса индентора (контактного элемента);

$c_2$  – коэффициент упругости, характеризующий упругие свойства подвеса индентора;

$b_1$  – коэффициент вязкого сопротивления, характеризующий диссипативные свойства подвеса индентора;

$m_3, m_4, m_5$  – массы характеризующие инерционные свойства участков кожного покрова, участвующих в колебательном процессе;

$c_3, c_4, c_{41}, c_5, c_{51}$  – коэффициенты упругости, характеризующие упругие свойства соответствующих участков кожного покрова;

$b_3, b_4, b_{41}, b_5, b_{51}$  – коэффициенты вязкого сопротивления, характеризующие диссипативные свойства соответствующих участков кожного покрова;

$c_s, b_s$  – коэффициенты упругости и вязкости подвеса датчика.

На схеме показаны датчики и соединения с ЭВМ: 1, 2 – акселерометры; 3 – усилия.

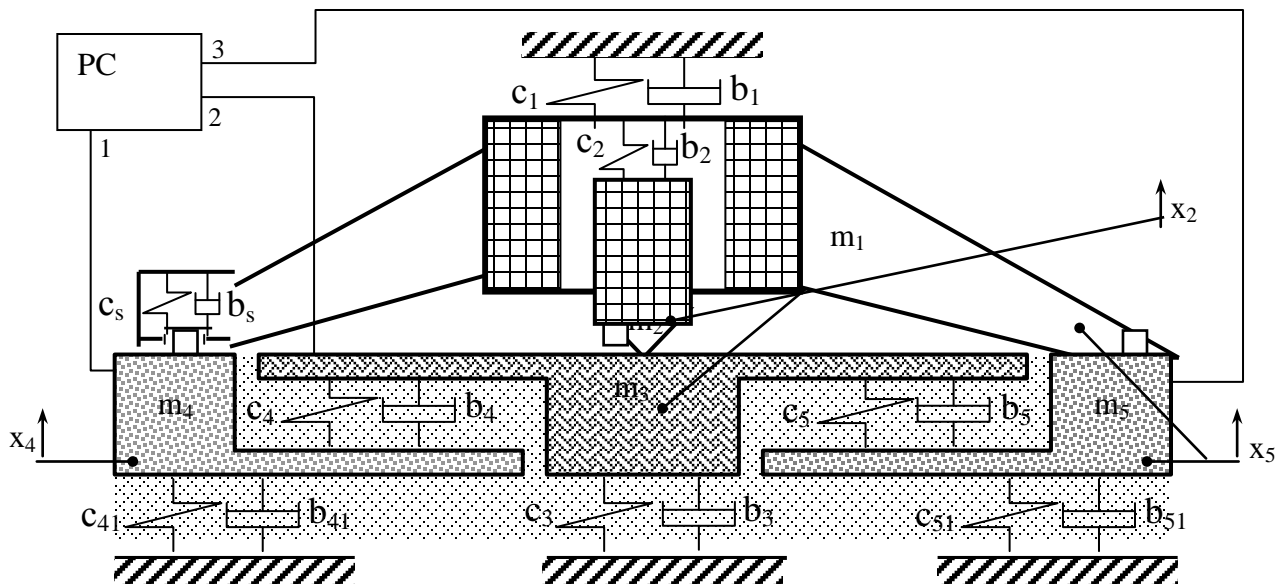


Рис. 1. Схема модели экспериментальной установки

Для описания движения рассматриваемой системы составим дифференциальные уравнения, учитывая, что в процессе исследования корпус  $m_1$  находится в прижатом состоянии к материалу поэтому массы  $m_5$  и  $m_1$  объединяются, а так же исходя из безотрывного режима диагностики – массы  $m_2$  и  $m_3$  объединяются, и их движение описывается одной обобщенной координатой.

С учетом этих предположений, система дифференциальных уравнений имеет вид:

$$\left\{ \begin{array}{l} (m_2 + m_3) \ddot{x}_2 = -c_2(x_2 - x_5) - b_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_5) - c_3 x_2 - b_3 \dot{x}_2 - c_4(x_2 - x_4) - b_4(\dot{x}_2 - \dot{x}_4) - \\ - c_5(x_2 - x_5) - b_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_5) + A \cos(\omega \cdot t) \\ m_4 \ddot{x}_4 = -c_{41} x_4 - b_{41} \dot{x}_4 - c_4(x_4 - x_2) - b_4(\dot{x}_4 - \dot{x}_2) + c_5(x_4 - x_5) - b_5(\dot{x}_4 - \dot{x}_5) \quad (1). \\ (m_1 + m_5) \ddot{x}_5 = -c_5(x_5 - x_2) - b_5(\dot{x}_5 - \dot{x}_2) - c_{51} x_5 - b_{51} \dot{x}_5 - c_2(x_5 - x_2) - b_2(\dot{x}_5 - \dot{x}_2) - \\ - c_s(x_5 - x_4) - b_s(\dot{x}_5 - \dot{x}_4) - c_1 x_5 - b_1 \dot{x}_5 - A \cos(\omega \cdot t) \end{array} \right.$$

Решение этой системы уравнений выполнено численными методами. Параметры модели отражают реальные свойства вязкоупругих материалов.

Решение нелинейных уравнений, описывающих взаимодействие кожи и индентора, проводилось в специальной программе с помощью пакета MathCad. Один из примеров расчета в виде временных зависимостей виброперемещений индентора и слоев кожи, участвующих во взаимодействии, приведен на Рис. 2.

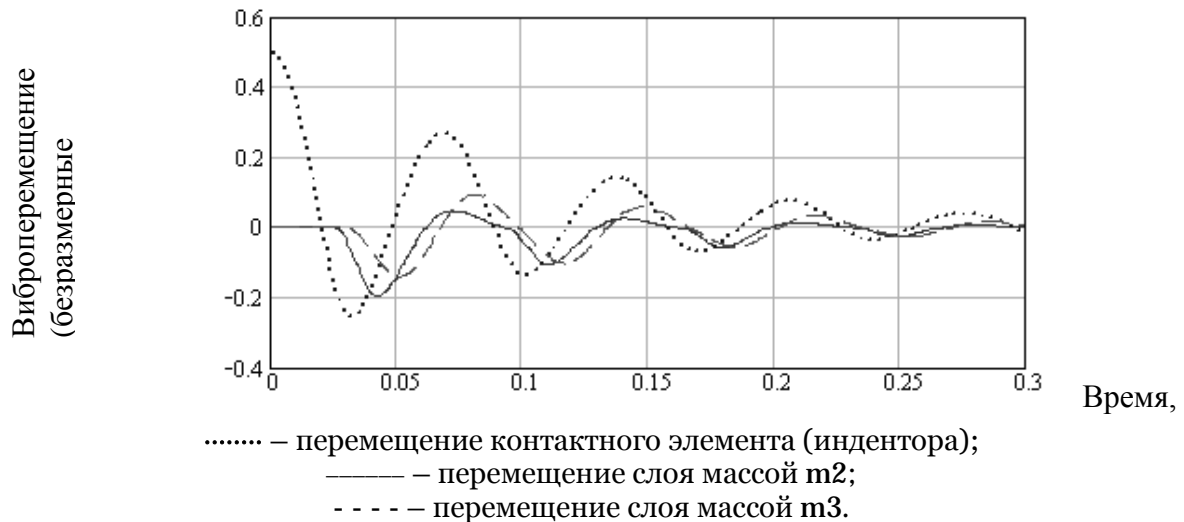


Рис. 2. Виброграммы перемещений

Анализ поведения системы выполняется в несколько этапов:

Исследование зависимости изменения спектра от параметров системы при установившихся колебаниях на фиксированной частоте.

Исследование свободных затухающих колебаний.

Исследование вынужденных установившихся колебаний при гармоническом возбуждении при сканировании сигнала по частоте.

Исследование вязких свойств материала по сдвигу фаз между воздействием и принимаемым сигналом.

Сравнение теоретических исследований с экспериментальными данными.

**Обсуждение результатов.** Анализ полученных виброграмм показывает, что развитие возмущений в коже происходит с запаздыванием, т.е. сначала индентор деформирует поверхностный слой кожи, далее возмущение распространяется в нижележащие слои. Установлено, что размеры (масса) индентора влияет на глубину проникновения ударного импульса в кожу. Расчеты показали, что предварительное поджатие индентора к коже позволяет обеспечить идентичное движение индентора и верхнего слоя кожи. Это открывает возможность, установив датчик на инденторе, судить о

колебаниях, возникающих в коже. Тогда по характеру движений индентора с высокой степенью точности можно судить о перемещении внутренних слоев кожного покрова.

По результатам расчетов было установлено, что перемещение бойка индентора может быть приближенно описано экспоненциальным законом:

$$X(t) = A_0 \cdot \exp(-\beta t) \cdot \cos(\omega t), \quad (2).$$

где  $\beta$  – параметр, определяющий диссипативные свойства,

$\omega$  – параметр, определяющий упругие свойства кожи,

$A_0$  – величина, определяемая начальными настройками упругой подвески индентора.

Идентификация коэффициентов  $\beta$  и  $\omega$  по экспериментально полученным данным позволяет количественно оценить упруго-диссипативные свойства кожного покрова.

**Заключение.** Анализируя полученные результаты можно сделать следующие выводы:

- разработана математическая модель процесса диагностики вязкоупругих материалов с использованием экспериментальной установки;

- проведен ряд тестовых задач, которые подтверждают адекватность математической модели;

- исследованы различные режимы поведения процесса вибрационного воздействия на исследуемый гетерогенный по структуре материал, которые могут быть использованы при идентификации и в диагностике;

- выявлены качественные зависимости изменения поведения индентора при изменении динамических параметров диагностируемого материала, что позволило сформулировать обобщенные критерии состояния изучаемого объекта по данным виброакустического зондирования.

#### Примечания:

1. Методы определения характеристик демпфирования колебаний упругих систем / Г.С. Писаренко, В.В. Матвеев, А.П. Яковлев. Киев: Наукова думка, 1976. 86 с.

2. Безухов Н.И. Основы теории упругости и пластичности. М.: Высшая школа, 1961, 329 с.

3. Бидерман В.Л. Прикладная теория механических колебаний. М.: Высшая школа, 1972. 415 с.

4. Pereira J.M., Mansour J.M., Davis B.R. Dynamic measurement of the viscoelastic properties of skin // J. Biomech. 1991; 24(2). P. 157-162.

5. Бидерман В.Л. Прикладная теория механических колебаний. М.: Высшая школа, 1972. 415 с.

6. Tosti A., Compagno G. / A ballistometer for the study of the plasto-elastic properties of skin // J. Of Investigative Dermatology, 1977, Vol. 69. P. 315-317.

7. Голийски П., Димитров Д, Стоянов П. и др. Количественное исследование вязкоэластических свойств человеческой кожи *in vivo* // Вестник венерологии и дерматологии, 1988. №8. С. 14-18.

#### References:

1. Metody opredeleniya kharakteristik dempfirovaniya kolebanii uprugikh sistem / G.S. Pisarenko, V.V. Matveev, A.P. Yakovlev. Kiev: Naukova dumka, 1976. 86 s. (In rus.)

2. Bezukhov N.I. Osnovy teorii uprugosti i plastichnosti. M.: Vysshaya shkola, 1961, 329 s. (In rus.)

3. Biderman V.L. Prikladnaya teoriya mekhanicheskikh kolebanii. M.: Vysshaya shkola, 1972. 415 s. (In rus.)

4. Pereira J.M., Mansour J.M., Davis B.R. Dynamic measurement of the viscoelastic properties of skin // J. Biomech. 1991; 24(2). P. 157-162.

5. Biderman V.L. Prikladnaya teoriya mekhanicheskikh kolebanii. M.: Vysshaya shkola, 1972. 415 s. (In rus.)

6. Tosti A., Compagno G. / A ballistometer for the study of the plasto-elastic properties of skin // J. Of Investigative Dermatology, 1977, Vol. 69. P. 315-317.

7. Goliiski P., Dimitrov D, Stoyanov P. i dr. A quantitative study of viscoelastic properties of human skin in vivo // Vestnik venerologii i dermatologii, 1988. №8. S. 14-18. (In rus.)

UDC 615.47:621+612.79–7

### **Моделирование системы виброакустической диагностики кожи**

Светлана Михайловна Яцун

Курский государственный университет, Россия

305000, Курск, ул. Радищева, 33

Доктор медицинских наук, профессор

E-mail: mbd155@mail.ru

**Аннотация.** В статье рассматриваются вопросы математического моделирования системы диагностики сложной гетерогенной биологической структуры (кожный покров) при помощи неразрушающего метода контроля. Создана математическая модель, описывающая взаимодействие исследуемого материала с электродинамическим генератором колебаний и системой датчиков, контролирующих процесс распространения малых возмущений. Исследуется влияние параметров модели материала на спектр, при распространении возмущающего воздействия по его поверхности.

**Ключевые слова:** неинвазивная диагностика; кожный покров; индентор; вязкоэластические свойства; математическое моделирование.