

УДК 534.64

**МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОУПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

© 2014 г.

В.В. Казаков,^{1,2} С.А. Виллов²¹ Институт прикладной физики РАН, Н. Новгород² Нижегородский госуниверситет им. Н.И. Лобачевского

vilovskimail@gmail.com

Поступила в редакцию 25.09.2013

Рассмотрен метод локального определения вязкоупругих характеристик биологической ткани, основанный на измерении электрического импеданса вдавливаемого в нее колеблющегося биморфного пьезоэлемента. Определена связь между реологическими параметрами ткани и электрическим импедансом пьезоэлемента. Проведены предварительные эксперименты с образцами, обладающими различными упругими свойствами. На основе метода создан портативный измеритель, пригодный для использования в клинике.

Ключевые слова: механический импеданс, вязкоупругие характеристики, биморфный пьезоэлемент.

В практической медицине существует ряд задач, для решения которых необходимо локально исследовать изменения вязкоупругих свойств тонкого слоя ограниченного участка биологической ткани, расположенного на другом слое, имеющем значительно большую толщину и иные акустические свойства. Одна из таких задач заключается в исследовании упругих свойств века человека. Глаз при наличии патологии может не полностью открываться веком. Для проведения операции по устранению этого недостатка требуется знание свойств мышцы, поддерживающей веко. Однако в настоящее время они определяются мануальным способом, что не обеспечивает приемлемой точности. Другая задача заключается в исследовании свойств кожного покрова после термического повреждения. В этом случае необходимо сравнивать свойства пересаженного участка кожи со свойствами близлежащей здоровой ткани, а также определять изменение свойств ожоговых рубцов с течением времени.

Для решения указанных задач авторами было опробовано несколько подходов: кутометрия, низкочастотный импедансный метод, метод квазистатического вдавливания [1–3]. Оказалось, что указанные методы не могут быть использованы для получения достоверных измерений в силу ряда причин: значительная площадь контакта измерительного устройства с поверхностью исследуемого объекта, возбуждение или деформация не только исследуемого локального участка, но и близлежащих границ и слоев и т.д.

В данной работе предлагается новый метод исследования вязкоупругих свойств тонкого слоя кожного покрова, основанный на получении информации об изменении параметров колебаний биморфного пьезоэлемента при его контакте с биологической тканью. Сущность метода заключается в следующем. Биморфный пьезоэлемент, один конец которого зашпелен, а другой свободен, возбуждается на резонансной или околорезонансной частоте. При работе на резонансе используется первая мода колебаний, а соответствующая частота находится в диапазоне 100 Гц–10 кГц. Для уменьшения площади контакта датчика с объектом к колеблющемуся концу пьезоэлемента прикрепляется переходник в виде сужающейся пластины. Взаимодействие исследуемого образца и пьезоэлемента приводит к изменению амплитуды и фазы колебаний, а также электрического импеданса пьезоэлемента.

Для определения связи между электрическим импедансом пьезоэлемента и механическим импедансом исследуемого участка образца примем следующие допущения, касающиеся условий работы пьезоэлемента: возбуждение осуществляется гармоническим сигналом, отсутствует внутреннее и внешнее трение, используется заземление одного конца, ткань не обволакивает контактирующий с ней участок пьезоэлемента.

В этом случае уравнение изгибных колебаний можно записать следующим образом [4]:

$$\frac{\partial^4 y}{\partial x^4} + \frac{3\rho}{kH^2} \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = 0,$$

где ρ – плотность, k – модуль Юнга, H – полутолщина пьезоэлемента.

Частное решение данного уравнения, зависящее от времени по гармоническому закону, имеет вид: $y = Y(x) \exp(-i\omega t)$. Граничные условия при взаимодействии с тканью определяются следующими выражениями:

$$\frac{dY(0)}{dx} = 0, Y(0) = 0;$$

$$\frac{d}{dx} \left(\psi \frac{d^2 Y(l)}{dx^2} - e_{zx} H U \right) + i\omega \zeta Y(l) / a = 0,$$

$$\psi \frac{d^2 Y(l)}{dx^2} - e_{zx} H U = 0.$$

Здесь ζ – механический импеданс ткани, U – амплитуда прикладываемого к пьезоэлементу напряжения, e_{zx} – пьезоэлектрическая постоянная, $\psi = \frac{2}{3} k H^3$.

Принимая во внимание также уравнение пьезоэффекта [5, 6]

$$D_z = \varepsilon_z E_z + e_{zx} S_x,$$

выражение для деформации

$$S_x = \frac{\partial^2 Y}{\partial x^2} z$$

и определение плотности тока смещения

$$j = \frac{\partial D}{\partial t} = i\omega D,$$

можно показать, что зависимость механического импеданса исследуемого объекта ζ от электрического импеданса биморфного элемента Z дробно-линейная:

$$\zeta = \frac{AZ + B}{CZ + D}.$$

Коэффициенты A, B, C, D зависят от рабочей частоты и параметров пьезоэлемента сложным

образом, поэтому в рассматриваемом методе оптимально определять эти величины экспериментально, путем измерения электрического импеданса пьезоэлемента при трех нагрузках с известными механическими импедансами.

С целью получения практического подтверждения работоспособности метода была проведена серия экспериментов. Для обеспечения консольного закрепления пьезоэлемент вставлялся в щель, вырезанную в латунном цилиндре диаметром 16 мм, а затем основание пьезоэлемента фиксировалось эпоксидной смолой. Цилиндр был прикреплен к координатному устройству на базе микрометра МК-25, что давало возможность осуществлять вдавливание пьезоэлемента в образцы на глубину 1 мм с шагом 0.1 мм. Одновременно с вдавливанием происходило определение мнимой $X(\omega)$ и действительной $R(\omega)$ составляющих электрического импеданса с помощью измерителя комплексного сопротивления LCR-78110G (Gw Instek).

На рис. 1–3 приведены результаты экспериментов, выполненных с пьезоэлементом AW1E28T-23Ea (Audiowell Electronics) размером 20.5×5.9×0.54 мм на частотах 450–950 Гц с шагом 2.5 Гц при амплитуде возбуждения 1 В. Измерения проводились для «мягкого» и «жесткого» образцов, изготовленных из различных типов силикона.

На рис. 1а,б показаны значения реальной R_{11} – R_{15} и мнимой X_{11} – X_{15} частей импеданса на глубине вдавливания от 0 до 0.4 мм при работе с «мягким» образцом, а также реальная R_0 и мнимая X_0 составляющие импеданса ненагруженного пьезоэлемента. На рис. 1а заметно повышение резонансной частоты системы с ростом глубины вдавливания, что говорит об увеличении упругой составляющей нагрузки.

На рис. 2а,б приведены зависимости составляющих импеданса от глубины вдавливания для

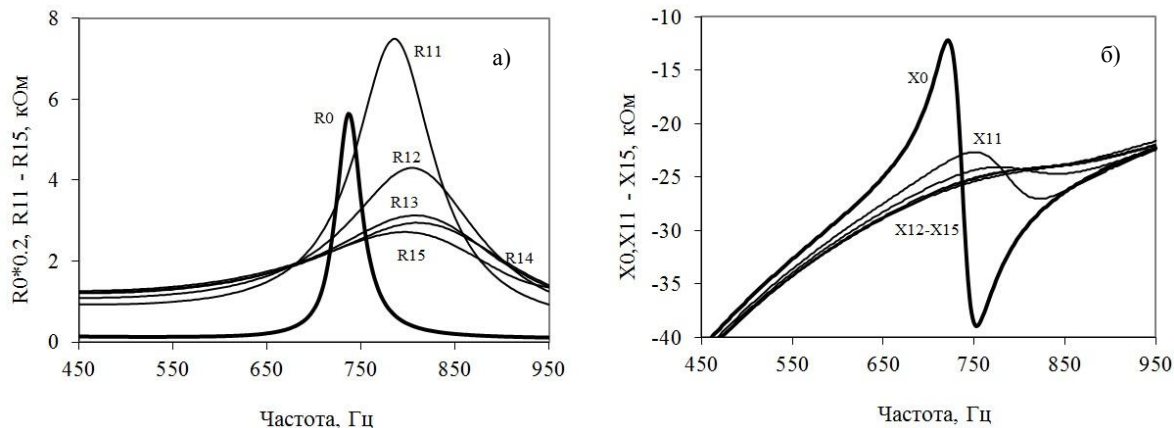


Рис. 1. Изменения реальной (а) и мнимой (б) составляющих электрического импеданса в зависимости от частоты возбуждения и глубины вдавливания

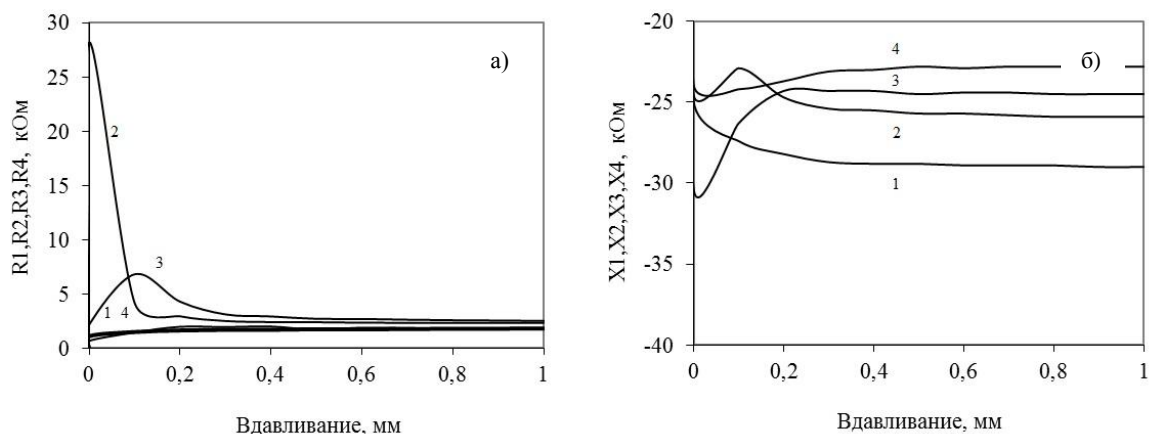


Рис. 2. Изменения реальной (а) и мнимой (б) составляющих электрического импеданса в зависимости от глубины вдавливания для частот: 1 – 651 Гц, 2 – 736 Гц (резонанс свободных колебаний), 3 – 802 Гц (резонанс при нагружении), 4 – 902 Гц

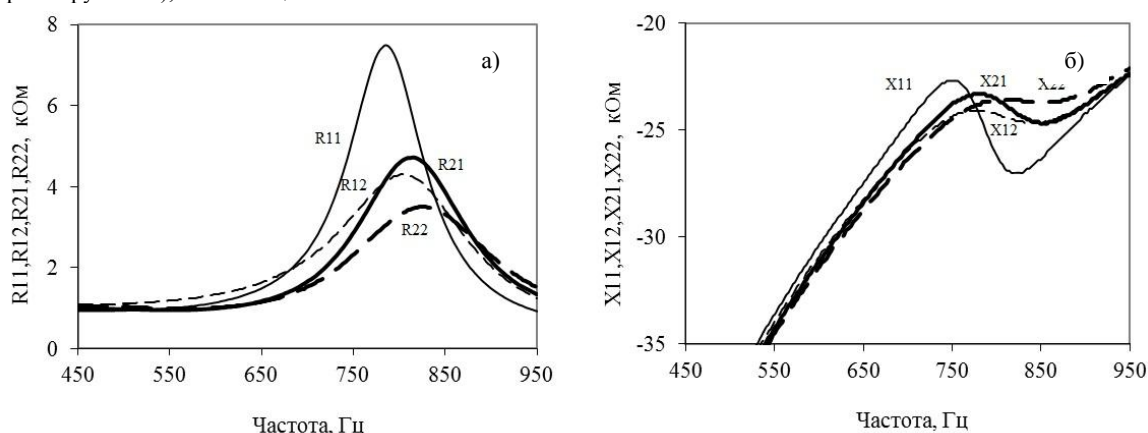


Рис. 3. Изменения реальной (а) и мнимой (б) составляющих электрического импеданса для «мягкого» и «жесткого» образцов при двух глубинах вдавливания

нескольких фиксированных частот при работе с «мягким» образцом.

На рис. 3а,б показаны изменения составляющих импеданса для «мягкого» (R11, R12) и «жесткого» (R21, R22) образцов при двух значениях глубины вдавливания: 0.1 мм (R11, R21) и 0.2 мм (R12, R22). Из полученных графиков видно, что увеличение глубины вдавливания снижает способность метода дифференцировать объекты с различными вязкоупругими свойствами.

Из представленных результатов следует, что созданный метод позволяет отличать объекты, имеющие различные модули упругости. Измерения можно проводить как на резонансной частоте колебаний пьезоэлемента, так и около нее. При этом чувствительность метода сильно зависит от глубины вдавливания. Окончательный выбор оптимальных условий проведения измерений является предметом дальнейших исследований.

На основе предлагаемого метода был создан портативный измеритель [7] с питанием от ак-

кумуляторов, позволивший автоматически рассчитывать механический импеданс нагрузки и выводить его действительную и мнимую части на дисплей. Работа устройства включая установку частоты и амплитуды выходного сигнала, а также обработку входных данных находилась под управлением микроконтроллера MSP430F247. Электрический импеданс пьезоэлемента определялся исходя из значения напряжения на последовательном резисторе, которое измерялось с помощью двух синхронных квадратурных детекторов. Для контроля глубины вдавливания использовался контактный датчик с «мягкой» пружиной. При достижении априорно установленной глубины происходила автоматическая регистрация сигналов, расчет механического импеданса исследуемого объекта и вывод информации на двух строках дисплея.

Работа выполнена при поддержке гранта Правительства РФ № 11.G34.31.0066.

Список литературы

1. Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. М.: Наука, 1980. 303 с.
2. Глушков Е.В., Глушкова Н.В., Тиманин Е.М. Определение импедансных и волновых свойств биоматериалов // *Акустический журн.* 1993. Т. 39. № 6. С. 1043–1049.
3. Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: сб. научн. тр. Горький: ИПФ АН СССР, 1989. 156 с.
4. Тимошенко С.П., Войновский-Кригер С. Пластинки и оболочки. М.: Наука, 1966. 636 с.
5. Малов В.В. Пьезорезонансные датчики. М.: Энергоатомиздат, 1989. 272 с.
6. Свердлин Г.М. Прикладная гидроакустика: учебное пособие. Л.: Судостроение, 1990. 320 с.
7. Виллов С.А., Казаков В.В. Портативный прибор для измерения упругих свойств века человека // В сб. тр. Междунар. конф. «Информационные системы и технологии» (ИСТ-2013). Н. Новгород: НГТУ, 2013. С. 361.

A NEW METHOD TO DETERMINE VISCOELASTIC PARAMETERS OF BIOLOGICAL TISSUES*V.V. Kazakov, S.A. Vilov*

A method for local determination of viscoelastic parameters of biological tissue is considered. The method is based on the measurement of the electrical impedance of a vibrating piezo bimorph element impressed into the tissue. A relation between tissue rheological parameters and the bimorph electrical impedance has been established. Preliminary experiments with samples of different elastic properties have been carried out. Based on this method, a portable meter has been developed, which can be used under clinic conditions.

Keywords: mechanical impedance, viscoelastic parameters, piezo bimorph element.

References

1. Galin L.A. Kontaknyye zadachi teorii uprugosti i vjaskouprugosti. M.: Nauka, 1980. 303 s.
2. Glushkov E.V., Glushkova N.V., Timanin E.M. Opredelenie impedansnyh i volnovyh svojstv biomaterialov // *Akusticheskij zhurn.* 1993. T. 39. № 6. S. 1043–1049.
3. Metody vibracionnoj diagnostiki reologicheskikh harakteristik m'jagkih materialov i biologicheskikh tkanej: sb. nauchn. tr. Gor'kij: IPF AN SSSR, 1989. 156 s.
4. Timoshenko S.P., Vojnovskij-Kriger S. Plastinki i obolochki. M.: Nauka, 1966. 636 s.
5. Malov V.V. P'ezorezonansnye datchiki. M.: Jenergoatomizdat, 1989. 272 s.
6. Sverdlin G.M. Prikladnaja gidroakustika: uchebnoe posobie. L.: Sudostroenie, 1990. 320 s.
7. Vilov S.A., Kazakov V.V. Portativnyj pribor dlja izmerenija uprugih svojstv veka cheloveka // V sb. tr. Mezhdunar. konf. «Informacionnye sistemy i tehnologii» (IST-2013). N. Novgorod: NGTU, 2013. S. 361.