



**МЕТОДЫ
ВИБРАЦИОННОЙ
ДИАГНОСТИКИ
реологических характеристик
мягких материалов
и биологических
тканей**



Горький · 1989 41

АКАДЕМИЯ НАУК СССР
ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ ФИЗИКИ

**МЕТОДЫ
ВИБРАЦИОННОЙ
ДИАГНОСТИКИ**
реологических характеристик
мягких материалов
и биологических
тканей

Сборник научных трудов

Горький, 1989

Издано по решению Редакционно-издательского совета
Института прикладной физики АН СССР

УДК 534:620:[57+61]

Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. / ИПФ АН СССР, Горький, 1989. 156 с.

Сборник посвящен применению методов вибрационной диагностики для исследования характеристик вязкоупругих свойств материалов (синтетические и биологические полимеры; мягкие биологические ткани), модуль сдвига которых на 3 — 5 порядков меньше, чем у металлов. Представлены как методы исследования образцов материалов, так и методы исследования материалов (тканей) в составе целых неповрежденных объектов, которые базируются на возбуждении вынужденных или собственных резонансных колебаний объектов либо распространяющихся по ним волн.

Сборник предназначен для биомехаников различных специализаций, биофизиков и специалистов, имеющих дело с синтезируемыми полимерными конструкционными материалами.

Рецензенты

кандидат технических наук **В. Б. ПАРАШИН**,
доктор физико-математических наук **В. В. СМОЛЯНИНОВ**

Ответственный редактор

В. А. АНТОНЕЦ ·

Редколлегия

Е. М. ТИМАНИН (зам. отв. редактора), **А. П. САРВАЗЯН**,
Б. Н. КЛОЧКОВ, **Н. А. ГОРОДЕЦКАЯ** (отв. секретарь)

СО Д Е Р Ж А Н И Е

Предисловие	5
Аксенова Р.Х., Антонец В.А., Казаков В.В. Измерение локальных колебаний мягких биологических тканей	7
Одинцов С.Г. Методические погрешности измерений локальных механических колебаний тела человека	18
Казаков В.В., Клочков Б.Н., Чичагов П.К. Исследование дисперсионных характеристик волны на поверхности тела человека	35
Вдовиченко С.А., Зильберглейт А.С., Златина И.Н., Кожевникова М.И. Волны деформации в оценке реологических характеристик мягких тканей человека	55
Тиманин Е.М. Модель формирования импедансных свойств мягких биологических тканей	75
Пасечник В.И., Бодрова Н.Б., Модянова Е.А. О влиянии процесса измерения на реологические характеристики биологических тканей	92
Пашовкин Т.Н., Сарвазян А.П. Механические характеристики мягких биологических тканей	105
Вайн А.А. Метод затухающих колебаний при диагностике функционального состояния скелетных мышц человека	116
Розенблюм Л.А., Овчинников Е.Ю., Иванов Л.Н. Вибрационные методы определения вязкоупругих свойств образцов материалов и биологических тканей	126
Антонец В.А., Иванов А.Ф., Казаков В.В. Измерение поверхностного натяжения жидкостей с пленкой поверхностно-активного вещества	137

CONTENTS

Preface	5
R.Kh.Aksyonova, V.A.Antonets, V.V.Kazakov. Measuring of Local Vibrations of Soft Biological Tissue.....	7
S.G.Odintsov. Methodical Errors in Measuring Local Mechanical Vibrations of a Human Body.....	18
V.V.Kazakov, B.N.Klochkov, P.K.Chichagov. The Study of Dispersive Characteristics of a Wave on a Human Body.....	35
S.A.Vdovichenko, A.S.Zh'bergleit, I.N.Zlatina, M.I.Kozhevnikova. Strain Waves for Estimation Rheological Properties of Human Soft Tissue.....	55
E.M.Timanin. A Model of Formation of Impedance Properties of Soft Biological Tissue.....	75
V.I.Pasechnik, N.B.Bodrova, E.A.Modyanova. On the Influence of the Measuring Process on the Rheological Properties of Biological Tissue.....	92
T.N.Pashovkin, A.P.Sarvazyan. Mechanical Characteristics of Soft Biological Tissue.....	105
A.A.Vain. The Damped Oscillations Method for Diagnostics of the Functional State of Human Skeletal Muscles.....	116
L.A.Rozenblum, E.Yu.Ovchinnikov, L.N.Ivanov. Vibrational Methods for Determining Viscoelastic Properties of Samples of Materials and Biological Tissues.....	126
V.A.Antonets, A.F.Ivanov. V.V.Kazakov.Measuring of the Surface Tensional of Fluids with a Film of a Surface-Active Substance.....	137

ПРЕДИСЛОВИЕ

Сборник посвящен применению методов вибрационной диагностики для исследования реологических (вязкоупругих) характеристик материалов, модуль сдвига которых на 3–5 порядков меньше, чем у металлов. К таким материалам относятся, прежде всего, синтетические и биологические полимеры, мягкие биологические ткани.

Исследования реологических характеристик важны для синтеза конструкционных материалов с заданными свойствами, разработки искусственных и биологических протезов сосудов, сердечных клапанов и др. Такие исследования важны и для оценки функционального состояния биологических тканей, поскольку многие процессы жизнедеятельности, основанные на сложных биохимических реакциях, на изменении внутренней структуры тканей, приводят к изменению их вязкоупругих свойств.

Измерения параметров сред по дисперсионным и импедансным характеристикам волн, и в частности акустические измерения упругих и диссипативных характеристик, хорошо известны в физике. Этот подход вполне применим и к исследованиям мягких материалов. При этом мягкие материалы удобно исследовать в относительно низкочастотном диапазоне колебаний, так как при ограниченной мощности это позволяет создавать относительно большие деформации и существенно облегчить измерения механических напряжений, величины которых невелики в силу мягкости материалов. Кроме того, известно, что продольные волны имеют характеристики мало чувствительные к структурным изменениям среды, а высокочастотные поперечные волны имеют слишком большой декремент затухания.

Для таких исследований оказывается удобным использовать средства вибрационной диагностики – вибростенды, вибродатчики и др., которые можно рассматривать как квазиста-

гические (сосредоточенные) системы. Как правило, эти средства хорошо управляемы и имеют хорошее метрологическое обеспечение. Поэтому решающее влияние на точность измерений параметров среды оказывает качество согласования ее с вибровозбудителями и вибродатчиками, а также корректное формирование граничных условий для испытуемых образцов и объектов – устранение проявлений контактной упругости, проскальзываний и т. п. Особые трудности с возбуждением колебаний и согласованной регистрацией их параметров возникают при работе с цельным неповрежденным биологическим объектом, так как датчики, размещаемые на мягком объекте, например на теле человека, могут оказывать существенное влияние на возбуждаемые в нем колебания.

В сборнике представлены оригинальные работы, посвященные созданию методов оценки реологических характеристик полимерных материалов и биологических тканей, основанных на испытаниях их образцов, а также тканей неповрежденных объектов. Он является, по-видимому, одним из первых коллективных трудов по данной тематике. Проведенный анализ литературы позволяет надеяться, что в нем достаточно полно представлены научные коллективы, занимающиеся проблемами вибрационной диагностики мягких биологических тканей и материалов.

ИЗМЕРЕНИЕ ЛОКАЛЬНЫХ КОЛЕБАНИЙ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Р Х Аксенова, В А Антонец, В В Казаков

1. Методы регистрации колебаний мягких биологических тканей в звуковом и инфразвуковом диапазонах частот развивались в основном в связи с задачами исследования работы физиологических систем - сердечно-сосудистой, опорно-двигательной и др. [1]. При этом, чаще всего, в качестве идеальной измеряемой физической величины рассматривают кинематический параметр - например, колебательную скорость свободной поверхности тела - V_0 . Полагая, что свободная поверхность совершает колебания поршневого характера и пользуясь соотношением [2]

$$z_T V_0 = z_T V + z_A V, \quad (1)$$

где V - колебательная скорость поверхности тела, регистрируемая размещенным на ней датчиком - вибропреобразователем, z_T - механический импеданс тела, z_A - механический импеданс датчика - вибропреобразователя, погрешность измерения δ оценивают соотношением [2,3]

$$\delta = \left| \frac{V_0 - V}{V_0} \right| = \left| \frac{z_A}{z_T} \right|. \quad (2)$$

Малость этой погрешности при проведении измерений различными исследователями позволяет обеспечить их единство и сопоставимость полученных результатов, а также их использование для качественной оценки параметров источников механических колебаний.

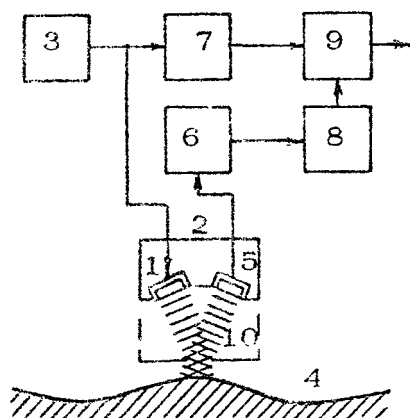
Таким образом, метрологическая корректность требует изучения механических частотных передаточных и импедансных характеристик тела, определяемых его размерами и фор-

мой, типами возбуждаемых колебаний и волн и, что наиболее существенно, вязкоупругими или реологическими характеристиками тканей. Изучение вязкоупругих характеристик тканей интересно также с точки зрения их использования для оценки состояния всего организма в целом [4] и с точки зрения подбора материалов — заменителей с адекватными вязкоупругими характеристиками для протезирования различных органов — например, сосудов, лепестков сердечных клапанов и др.

Необходимость исследования реологических характеристик мягких тканей по-иному ставит требования к измерению локальных колебаний. Действительно, если говорить об образцах биологических тканей, то их реологические свойства могут быть определены по измерениям частотных передаточных характеристик пространственно однородных колебаний [5]. Если же говорить о целостном организме, то вязкоупругие свойства тканей могут быть определены либо по измерениям импеданса, например штамповым методом [6], либо по измерениям дисперсионных характеристик поверхностных волн на теле [7,8]. Очевидно, в этих случаях погрешности измерений определяются не только отношением импедансов χ_T и χ_D , но и отношением характерных размеров контактной площадки датчика d и длины распространяющейся волны λ . Как видно из рис.2 уже цитированной статьи [7] настоящего сборника, где приведено полученное стробоскопическим способом изображение волн на поверхности тела человека, возбуждаемых вибрирующим цилиндрическим штампом, диаметр штампа может оказаться сравнимым с длиной волны. То же самое касается и датчика — вибропреобразователя, который тоже по существу является штампом, воздействие которого на ткань будет приводить к дифракционным искажениям поверхностных волн, и следовательно к дополнительным погрешностям в измерениях.

В предлагаемой работе описываются два способа измерения поверхностных колебаний мягких тканей, разработка которых была направлена на повышение пространственного разрешения. Один из них основан на измерении колебательных перемещений поверхности тела бесконтактным ультразвуковым фазовым локатором, а другой — на измерении колебательного давления поверхности тела на заторможенную контактную площадку жесткого индентора с помощью массивного акселерометрического вибропреобразователя [9,10].

2. Ультразвуковой фазовый измеритель виброперемещений, использовавшийся нами для исследований колебаний поверхности биологических объектов, работает в режиме непрерывного излучения и приема ультразвуковых волн, распространяющихся в воздушной среде [11]. Схема его работы приведена на рис.1. Поршневой излучатель 1, размещенный в



Р и с. 1. Схема измерения перемещения поверхности ультразвуковым фазовым методом

корпусе 2, возбуждается генератором 3. Излученная волна достигает колеблющегося объекта 4, отражается и попадает на приемник 5, размещенный в том же корпусе 2, что и излучатель 1. Электрические сигналы с генератора 3 и усилителя 5 через делители частоты 7,8 подаются на синхронный детектор 9. При этом коэффициент деления частоты и настройка электронных цепей генератора и синхронного детектора подобраны так, что выходной сигнал синхронного фазового детектора оказывается пропорциональным смещению лопируемой поверхности вдоль оси датчика. Точка отсчета перемещения (начало шкалы) выбирается исследователем. Ипользовавшийся прибор имеет следующие характеристики [11]:

частота излучаемых ультразвуковых волн	277 кГц;
диапазон частот измеряемых перемещений	0 - 2000 лц;

амплитуды измеряемых перемещений	0,1 мкм - 30 мм (с использованием двух поддиапазонов с различной величиной коэффициента деления частоты сигнала ультразвуковых волн),
погрешность измерения амплитуды поршневых колебаний	от 2% до 15% в зависимости от поддиапазона измерений амплитуд,
расстояние от датчика до объекта	10 - 70 мм,
габаритные размеры электронного блока	293 x 230 x 93 мм,
габаритные размеры корпуса датчика	15 x 63 x 31 мм,
масса электронного блока	6,5 кг,
масса датчика	80 г,
максимальное удаление датчика от электронного блока	5 м.

Примеры измерений с помощью этого прибора описаны в работах [11,12], а также работах [7,13] настоящего сборника.

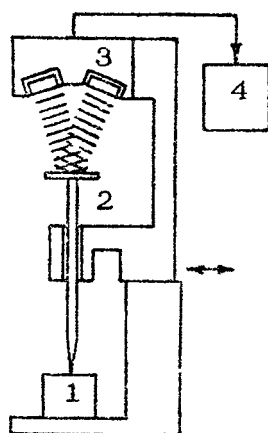
Данный способ измерения колебаний является практически идеальным по критерию, даваемому формулой (2). Что же касается поперечного пространственного разрешения, то для плоских объектов оно определяется размером пятна, облучаемого ультразвуковым пучком, который расширяется по мере удаления от поршневого излучателя. Если выполняется условие геометрической акустики [14]

$$|r(t)| < \frac{d_{изл}^2}{\lambda_{зв}} \quad (3)$$

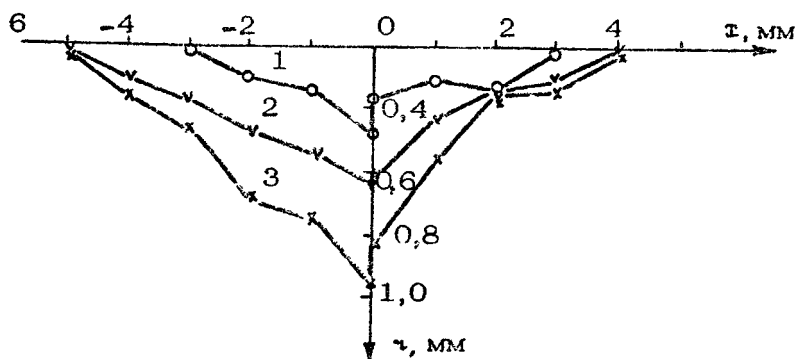
где $d_{изл}$ - характерный размер (диаметр) поршневого излучателя, $r(t)$ - расстояние от излучателя до объекта, $\lambda_{зв}$ - длина ультразвуковой волны, то диаметр облучаемого пятна совпадает с диаметром поршневого излучателя. Для описываемого прибора он представляет собой пьезокерамический диск диаметром 10 мм, что и определяет разрешение при наблюдении плоских объектов. При наблюдении поверхностей, обладающих существенной кривизной, пространственное поперечное разрешение может оказаться лучшим на

порядок, т.е. составить примерно 1 мм (см. [15], а также работу [13] из настоящего сборника).

При работе с мягкими тканями пространственное поперечное разрешение может быть улучшено двумя приемами. Первый из них заключается в использовании для регистрации перемещений легкого промежуточного индентора (рис.2), состоящего из твердого пелота малого диаметра, соединенного с отражающим экраном. Это позволяет получить при измерении пространственное разрешение около 1 мм. На рис.3



Р и с. 2. Схема измерений с использованием промежуточного индентора: 1 - объект измерений, 2 - индентор, 3,4 - датчик и электронный блок ультразвукового измерителя

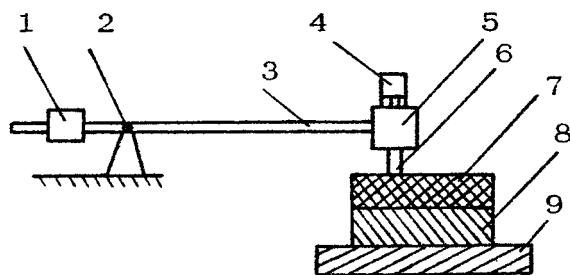


Р и с. 3. Распределение деформации ткани под действием нити диаметром 0,2 мм, натянутой с усилием 0,5Н (кривая 1), 1 Н (2), 2 Н (3), в направлении перпендикулярном нити ($x = 0$ соответствует месту положения нити, а $z = 0$ - ненагруженной поверхности ткани)

приведен график профиля деформации предплечья человека, перетянутого по окружности тонкой нитью. С помощью того же индентора исследовались колебания на вибростенде слоя резины, имеющей модуль упругости Юнга приблизительно равный 10^6 Па, и было выяснено, что его резонансное искажающее влияние отсутствует до частот не менее 200 Гц. Это дает основания полагать, что при измерениях колебаний мышечной ткани, имеющей модуль упругости Юнга равный $(2 \div 5) \cdot 10^4$ Па [16], резонансное искажающее влияние индентора будет отсутствовать до частот 40 - 80 Гц.

Другой прием увеличения поперечного разрешения заключается в лоцировании объекта через неподвижную диафрагму 10, установленную вблизи колеблющегося объекта (см. рис. 1). Таким образом удается добиться улучшения разрешения до 3 - 5 мм. Некоторые примеры измерений можно найти в работе [7] настоящего сборника.

3. Во втором из предлагаемых методов для повышения поперечной разрешающей способности при регистрации колебаний используется устройство, состоящее из акселерометра, жестко соединенного с массивным грузом, и контактирующее с объектом через жесткий пелот - штырь с малой площадью торца (рис.4). При этом в качестве идеальной измеряемой физической величины выбрано колебательное давление поверхности объекта на полностью заторможенную контактную площадку измерительного датчика - преобразова-



Р и с. 4. Схема измерений с использованием массивного вибропреобразователя с пелотом: 1 - уравновешивающий груз, 2 - шарнир, 3 - стержень, 4 - пьезоакселерометр, 5 - груз, 6 - пелот, 7 - слой резины, 8 - виброплатформа, 9 - вибростол

теми. В этом случае величина погрешности измерения в соответствии с формулой (1) определяется соотношением [3]

$$\delta = \left| \frac{\rho_0 - \rho_A}{\rho_0} \right| = \left| \frac{z_T V_0 - z_A V}{z_T V_0} \right| = \left| \frac{z_T}{z_T + z_A} \right|, \quad (4)$$

где ρ_0 - давление объекта на полностью заторможенную контактную площадку, ρ_A - реальное давление на контактную площадку датчика. Как видно, погрешность не увеличивается, как в случае измерения кинематического параметра, а уменьшается с ростом отношения $|z_A / z_T|$.

Если рассматривать взаимодействие предлагаемого устройства с телом как взаимодействие жесткого штампа массы m_A и диаметра d с упругим полупространством в квазистатическом режиме, т.е. без излучения воли, то

$$z_A = j\omega m_A; \quad z_T = k_T / j\omega, \quad (5)$$

где m_A - суммарная масса акселерометра, груза и pellets; ω - циклическая частота колебаний, а величина жесткости k_T в соответствии с [17] может быть найдена по формуле

$$k_T = E \cdot d / (1 - \nu^2), \quad (6)$$

где E - модуль упругости Юнга среды; ν - коэффициент Пуассона, приблизительно равный для мышечной ткани 0,5.

Таким образом, величина погрешности оказывается равной

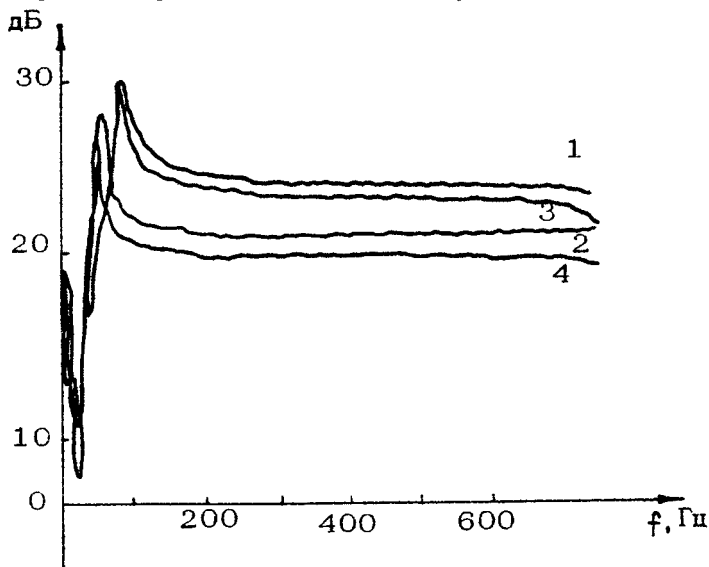
$$\delta = \left| \frac{k_T / j\omega}{k_T / j\omega + m_A j\omega} \right| = \left| \frac{1}{1 - \omega^2 / \omega_0^2} \right|, \quad (7)$$

где ω_0 - резонансная частота колебаний штампа (датчика), лежащего на упругом полупространстве. Следовательно, для частот больших, чем $3\omega_0$, величина δ приблизительно равна 0,1, т.е. с погрешностью 10% можно считать, что $\rho_A = \rho_0$. Отсюда следует, что на контактную площадку датчика площади s со стороны тела действует сила $\rho_0 s$ и он испытывает ускорение $a = \rho_0 s / m_A$, вызывающее на выходе установленного в датчике акселерометра электрическое напряжение U_a , равное

$$U_a = k_A^M \cdot \frac{s}{m_A} \cdot \rho_0, \quad (8)$$

где k_A^M - коэффициент преобразования акселерометра по напряжению, которое с точностью до постоянного множителя совпадает с величиной ρ_0 .

В наших измерениях использовался пьезоакселерометр ПАМГ-1 [18] с различными по массе присоединенными грузами и пелотами различных диаметров. Проверка правомерности использования соотношений (8), (7), а следовательно и возможности применения предлагаемого способа, осуществлялась на объекте, представляющем собой плоский слой резины с $E \approx 10^6$ Па. Этот объект наклеивался на платформу вибростола 4814 фирмы Брюль и Кьер, работающего в паре с вибростендом 4801Т. Акселерометр с грузом и пелотом укреплялся на конце легкого жесткого стержня, второй конец которого шарнирно укреплялся на стойке (см. рис.4). Положение шарнира можно было регулировать в пространстве, благодаря чему пелот можно было устанавливать в любую точку поверхности испытуемого объекта. Погрешность измерения определялась по амплитудным частотным



Р и с. 5. Амплитудно-частотные характеристики, связывающие выходной сигнал пьезоакселерометра с виброперемещением платформы:

- | | | | |
|---|------------------|-------------|----------------|
| 1 | - $m_A = 50$ г, | $d = 4$ мм, | $f_0 = 56$ Гц, |
| 2 | - $m_A = 250$ г, | $d = 4$ мм, | $f_0 = 38$ Гц, |
| 3 | - $m_A = 50$ г, | $d = 3$ мм, | $f_0 = 52$ Гц, |
| 4 | - $m_A = 250$ г, | $d = 3$ мм, | $f_0 = 32$ Гц |

характеристикам, связывающим выходной сигнал акселерометра с амплитудой виброперемещения платформы в направлении, перпендикулярном плоскому слою (рис.5). Измерения проводились при перестройке частоты от 5 до 750 Гц.

Видно, что частотные характеристики при различных значениях массы акселерометра с грузом m_A и диаметра пелоты d действительно имеют резонансный характер, а при достаточно больших частотах становятся равномерными. Частота резонанса $f_0 = \omega_0 / 2\pi$, естественно, тем меньше, чем больше суммарная масса акселерометра, груза и пелоты и чем меньше размер контактной площадки. Это расширяет частотный диапазон, в котором справедливо соотношение (8), но одновременно приводит к уменьшению уровня выходного сигнала акселерометра в рабочем диапазоне частот. Действительно, если переписать (8) в виде

$$U_a = k_A^m \frac{\pi \omega_0^2 (1 - \nu^2)}{E} d \cdot \rho_0, \quad (9)$$

то это становится очевидным. Это обстоятельство следует учитывать в реальных измерениях, поскольку для каждого акселерометра существует минимальное измеряемое ускорение a_{min} , определяемое уровнем шумов регистрирующей аппаратуры, приведенным ко входу (U_m):

$$a_{min} = \frac{U_m}{k_A^m}. \quad (10)$$

При $a \rightarrow a_{min}$ погрешность измерения в основном определяется шумами регистрирующей аппаратуры.

На основе предложенного метода измерений с использованием массивного датчика реализовано несколько видов устройств для локальной регистрации колебаний мягких тканей [19]. Используя датчик с $m_A = 50$ г, $d = 3$ мм, при измерениях на мышечных тканях (т.е. для $E \approx (2 \div 5) \cdot 10^4$ Па [10], $\nu = 0,5$) формулой (8) с погрешностью 10% можно пользоваться в диапазоне частот выше 15 - 25 Гц. Некоторые примеры измерений можно найти в работе [7] настоящего сборника.

В заключение следует отметить, что оба предложенных метода - с использованием ультразвукового измерителя пе-

ремешений и с использованием массивного акселерометра с пелогом — позволяют достичь пространственного разрешения 2 — 3 мм, что в 5 — 10 раз лучше, чем при использовании обычных контактных микрофонов и акселерометров.

Л и т е р а т у р а

1. Анишкина Н.М., Антонец В.А., Ефимов А.П. Пьезоакселерометры ПАМТ и их применение для исследования механической активности физиологических систем человека: Препринт ИПФ АН СССР №140. Горький, 1986.
2. Голиков В.А., Одинцов С.Г. О методической погрешности фонокардиографических измерений при применении контактного микрофона // Труды 4-го Всесоюз. семинара — совещ. "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений". М., 1976. С.119—120.
3. Одинцов С.Г. Методические погрешности измерений локальных механических колебаний тела человека //Наст. сборник. С. 18—34.
4. Уфлянд Ю.М. Физиология двигательного аппарата человека. Л.: Медицина, 1965.
5. Розенблюм Л.А., Овчинников Е.Ю., Иванов Л.Н. Вибрационные методы определения вязкоупругих свойств образцов и биологических тканей // Наст. сборник.С.126—136.
6. Тиманин Е.М. Модель формирования импедансных свойств мягких биологических тканей // Наст. сборник. С.75—91.
7. Казаков В.В., Клочков Б.Н., Чичагов П.К. Исследование дисперсионных характеристик волны на поверхности тела человека // Наст. сборник. С.35—54.
8. Пасечник В.И., Фоменко А.М. Измерение модуля упругости мышц человека методом бегущих волн // Механика композитных материалов. 1982. №2. С.363—365.
9. Антонец В.А., Казаков В.В. Ультразвуковой измеритель перемещений (виброметр): Препринт ИЦФ. АН СССР, №112. Горький, 1984.
10. Аксенова Р.Х., Антонец В.А. Измерение локальных поверхностных колебаний биологических тканей массивным вибропреобразователем // Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение: Материалы 9-й Всесоюз. конф. М., 1989. С.57.

11. Казаков В.В. Исследование распределения вибраций ультразвуковым методом // Материалы семинара "Вибрационная техника". М., 1986. С.43-46.
12. Казаков В.В., Клочков Б.Н. Измерение акусто-механических параметров мягких тканей человека // Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение: Материалы 9-й Всесоюз. конф. М., 1989. С.73.
13. Антонен В.А., Иванов А.Ф., Казаков В.В. Измерение коэффициента поверхностного натяжения жидкостей с пленкой поверхностно-активного вещества // Наст. сборник. С.137-144.
14. Горелик Г.С. Колебания и волны. М.. Физматгиз, 1959.
15. Казаков В.В., Коротин П.Н., Хохлов В.Г. и др. Исследование нарушений геометрии тел вращения методом ультразвуковой локализации // Ультразвуковая диагностика / ИПФ АН СССР. Горький, 1983. С.200-209.
16. Тиманин Е.М. О возможности измерения реологических характеристик мягких тканей человека на основе регистрации их поперечной жесткости // Биофизика. 1989. Т.34; №3. С.512-516.
- 7 Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости. М.: Наука, 1980. С.138.
- 8 Антонен В.А., Анишкина Н.М. Пьезоакселерометры ПАМТ // Виброакустические поля сложных объектов и их диагностика / ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.191-203.
- 19 Аксенова Р.Х., Антонен В.А., Клочков Б.Н. Локальная регистрация колебаний мягких тканей контактным способом // Материалы Всесоюз. конф. "Волновые и вибрационные процессы в машиностроении" (Секция "Новые методы и средства виброизмерений и вибродиагностики"). Горький, 1989. С.23-24.

МЕТОДИЧЕСКИЕ ПОГРЕШНОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ ЛОКАЛЬНЫХ МЕХАНИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

С. Г. Одинцов

Регистрация механических колебаний поверхности тела человека нашла широкое применение в медицинской диагностике. Возникнув в первый момент как дополнение к аускультации (фонокардиография), методы диагностики, основанные на результатах регистрации колебаний поверхности тела или отдельных частей тела (локальных механических колебаний), получили самостоятельное значение. Это объясняется, по-видимому, несколькими причинами.

Во-первых, прямое сопоставление "слышимых" и "видимых" колебаний оказалось весьма затруднительным.

Во-вторых, результаты регистрации колебаний несут потенциально большую информацию, чем звуковые феномены, воспринимаемые слуховым аппаратом человека. Этому способствует и возможность измерения временных интервалов между элементами фонокардиограммы, и возможность проведения спектрального анализа.

В-третьих, появились новые методики, основанные на регистрации механических колебаний, находящихся за пределами возможностей нормального человеческого восприятия. К ним можно отнести методы механокардиографии, имеющие дело с колебаниями в диапазоне единиц — десятков герц, уже плохо воспринимаемые пальпаторно, но еще неслышимые аускультативно.

Можно назвать и другие методы диагностики, использующие запись механических колебаний: исследование опорно-двигательного аппарата человека, органов дыхания и т.д. [1.2].

В настоящее время медицина получила мощный инструмент для исследования механического функционирования внутренних органов — ультразвуковую диагностическую аппаратуру, позволяющую определять положение и регистрировать непосредственно движение отдельных внутренних органов или их частей, измерять скорость кровотока. Однако это не привело к исчезновению методов, связанных с регистрацией колебаний поверхности тела, методов "косвенной" диагностики. Как правило, синхронно с локационным сигналом производится запись фоно- и механокардиограмм [3]. Эти методы взаимодополняющие: ударные колебания на фонокардиограмме помогают уточнить временные параметры процессов и несут информацию о состоянии соударяющихся поверхностей, эхограмма позволяет уточнить информационную значимость элементов фоно- и механокардиограмм. Необходимо заметить, что понятие "прямая" и "косвенная" диагностика условно, так как целью диагностики является не выявление параметров движения того или иного органа, а определение патологии в его функционировании и состоянии. На наш взгляд, основное различие методов "косвенной" и "прямой" диагностики заключается в том, что возможность измерения параметров движения, присущая в основном последним методам, объективизирует исследование и облегчает научную обработку результатов. В то же время дешевизна аппаратуры и простота методов "косвенной" диагностики делает ее конкурентоспособной ультразвуковым методам — в ряде случаев они используются как самостоятельные методики [4,5], причем области их применения расширяются [6].

Существенной особенностью применения первичных преобразователей (ПП) при регистрации локальных механических колебаний тела является их влияние на исследуемые колебания. Причина этого — ограниченная мощность тела как источника механических колебаний, определяемая малой жесткостью поверхности, малой эквивалентной массой соответствующего участка поверхности или части тела и т.д. При наложении ПП на поверхность тела его чувствительный элемент, контактирующий с исследуемым участком, искажает колебания последнего. Как показывает опыт, эти искажения имеют частотно-зависимый характер. При этом изменяется не только амплитуда регистрируемого сигнала, но и его спектр и, следовательно, временные параметры. Эти искажения не связаны с погрешностями градуировки ПП, а определяются со-

отношением механических импедансов поверхности тела и ПП^{*}). Невозможность их учета накладывает существенное ограничение на обмен информацией, полученной с помощью разнотипной аппаратуры и, прежде всего, с помощью датчиков разной конструкции. Вопрос о стандартизации в фонокардиографии ставился еще в начале широкого применения этого метода, например, [7-10]. При этом отмечалось, что датчик, с точки зрения стандартизации, оказывается "слабым звеном" [7].

Предпринятые попытки решения этой проблемы можно свести к трем подходам:

1) стандартизация конструкции датчиков (задача трудно-разрешимая, к тому же, такое решение затормозит развитие преобразовательной техники в этой области;

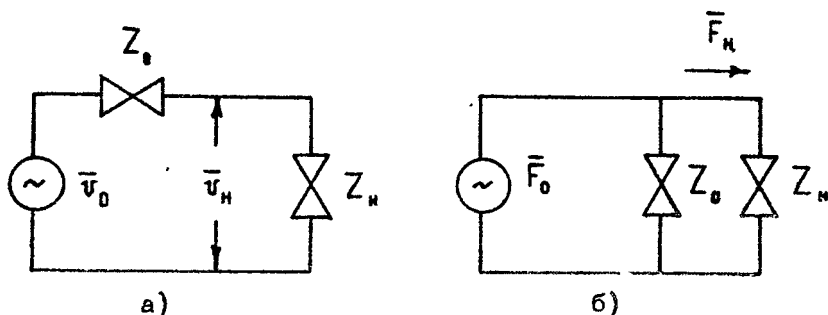
2) стандартизация входных механических характеристик ПП, обеспечивающая прием максимальной энергии от источника колебаний;

3) учет влияния ПП, в том числе аппаратурная коррекция искажений.

Ни один из этих способов не был реализован. Чтобы понять причины неудач, необходимо уточнить механизм взаимодействия ПП с исследуемым объектом. Классический метод расчета, связанный с построением поля колебаний в упруго-вязкой среде (адекватной живой ткани), в данном случае неудобен из-за сложности учета неоднородностей тела в произвольности граничных условий. Нашей задачей является исследование искажений колебаний только в зоне приема (поверхность тела - ПП). Поэтому исчезает необходимость в полном расчете поля. Такая постановка вопроса приводит нас к представлению источника колебаний на поверхности тела в виде эквивалентного генератора колебательной скорости \bar{v}_0 (рис. 1,а) или в другой модификации эквивалентной схемы - генератора колебательной силы \bar{F}_0 (рис. 1,б, где Z_0 - механический импеданс источника, эквивалентные генераторы связаны соотношением $\bar{F}_0 = \bar{v}_0 \cdot Z_0$). На этих рисунках Z_H - механический импеданс приемника колебаний

*)

Механическим импедансом объекта на частоте ω называется отношение комплексной амплитуды колебательной силы $\bar{F}(j\omega)$ действующей на объект, к комплексной амплитуде возникающей при этом колебательной скорости $\bar{v}(j\omega)$: $Z = \bar{F}(j\omega) / \bar{v}(j\omega)$



Р и с. 1. Эквивалентные схемы источника колебаний поверхности тела

нагрузки, отображающий реакцию датчика на колебания поверхности. Такой подход к описанию взаимодействия ПП с поверхностью тела широко освещался в работах американских и голландских исследователей. Схема эквивалентного генератора вытекает из описания распространения механических колебаний в среде в виде передачи сигнала через механический многополюсник и "свертывания" последнего в схему активного двухполюсника. В работе [11] было показано, что применение метода многополюсников справедливо для описания передачи колебаний в неоднородной анизотропной упруговязкой среде. Ограничение приложения теории многополюсников к расчету передачи колебаний в живой ткани — нелинейность последней, проявляющаяся только при достаточно больших амплитудах, значительно превышающих колебания, регистрируемые в рассматриваемых нами методах диагностики.

В соответствии со схемами рис.1 колебательная скорость v_N на участке поверхности, нагруженном ПП с импедансом Z_N , равна

$$\bar{v}_N = \bar{v}_0 \frac{Z_0}{Z_0 + Z_N}, \quad (1)$$

а колебательная сила \bar{F}_N , воздействующая на чувствительный элемент ПП, —

$$\bar{F}_N = \bar{F}_0 \frac{Z_N}{Z_0 + Z_N}. \quad (2)$$

Формулы (1) и (2) позволяют количественно оценить степень влияния ПП на колебания поверхности тела и сформулировать требования к входному механическому импедансу датчика, соответствующие неискаженному приему колебаний. Для кинематических преобразователей (перемещения, скорости, ускорения и т.д.) ограничение сверху его импеданса

$$|Z_H| \ll |Z_0|$$

приводит к неискаженному приему колебаний: $\bar{v}_H \approx \bar{v}_0$. Для динамометрических ПП (давления, колебательной силы, их производных) при выполнении условия

$$|Z_H| \gg |Z_0|$$

колебательная сила не искажается: $\bar{F}_H \approx \bar{F}_0$. В последнем случае под "неискаженным" приемом будем понимать режим полностью заторможенной поверхности тела, при котором ПП воспринимает "всю" колебательную силу \bar{F}_0 .

Необходимо отметить, что идеальные преобразователи, кинематические или динамометрические, т.е. подчиняющиеся условиям $|Z_H| \ll |Z_0|$ или $|Z_H| \gg |Z_0|$, энергетически далеко не оптимальны. Максимальная мощность отбирается от колеблющейся поверхности при $Z_H = Z_0^*$, где Z_0^* - величина, комплексно сопряженная Z_0 . При этом знаменатель формул (1) и (2) действителен и минимален. Фактически последнее условие соответствует второму подходу к стандартизации датчиков. Создание такого входного импеданса технически весьма проблематично: на низких частотах он должен иметь инерционный характер, на высоких - упругий. Кроме того, точность обеспечения этого соотношения определяется знанием конкретного значения импеданса участка поверхности тела, которое отличается у различных индивидуумов и зависит от местоположения на теле. Нетрудно убедиться, что даже небольшое отличие Z_H от Z_0^* приводит к значительному изменению выходного сигнала, так как равенство $Z_H = Z_0^*$ соответствует резонансному режиму работы ПП. Поэтому такой метод стандартизации характеристик ПП не обеспечит повторяемости результатов регистрации колебаний.

По аналогичной причине учет влияния ПП и его коррекция не нашли применения при регистрации механических колебаний поверхности тела. Неточность знания конкретного

значения Z_0 (см. (1) или (2)) приведет к пропорциональной ошибке в коррекции результата. Малое значение погрешности будет иметь место только при малой абсолютной величине коррекции, что характерно при использовании ПП, близких к идеальным, в смысле данных нами выше определений.

Предложенные определения позволяют ввести понятие погрешности, вызванное искажением самой измеряемой величины. В метрологии она известна под термином "погрешность метода измерений" [12]. Тогда, приняв \bar{v}_0 за истинное значение физической величины для кинематических преобразователей и \bar{F}_0 - для динамометрических преобразователей, из формул (1) и (2) определим погрешность метода, вызванную воздействием ПП на объект:

$$\delta_B v = \frac{\bar{v}_H - \bar{v}_0}{\bar{v}_0}, \quad \delta_B F = \frac{\bar{F}_H - \bar{F}_0}{\bar{F}_0}.$$

Полученное комплексное значение погрешности в принципе позволяет полностью восстановить истинное значение измеряемой величины по измеренной величине \bar{v}_H или \bar{F}_H и погрешности. На практике чаще возникает необходимость измерения только амплитуды колебаний. Тогда удобнее воспользоваться погрешностью, выраженной в действительной форме:

$$\delta_B v = \frac{|\bar{v}_H| - |\bar{v}_0|}{|\bar{v}_0|}, \quad \delta_B F = \frac{|\bar{F}_H| - |\bar{F}_0|}{|\bar{F}_0|}.$$

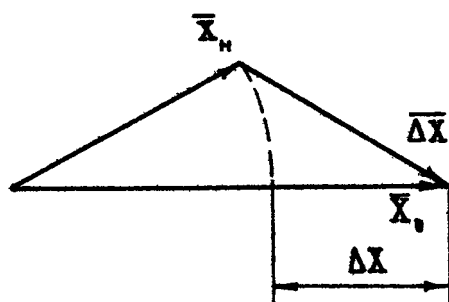
Геометрическая интерпретация погрешностей в комплексной и действительной форме дана на рис.2 (\bar{X}_0 - истинное значение физической величины, \bar{X}_H - измеренное значение физической величины, $\Delta\bar{X}$ - геометрическая разность, ΔX - алгебраическая разность).

Значения погрешностей целесообразно выразить через величины механических импедансов:

$$\delta_B v = \frac{|Z_0|}{|Z_0 + Z_H|} - 1, \quad (3)$$

$$\delta_B F = \frac{|Z_H|}{|Z_0 + Z_H|} - 1. \quad (4)$$

Как видно из выражений (3) и (4), погрешность зависит только от соотношения импедансов участка тела, колебания которого регистрируются, и элемента ПП, находящегося в контакте с этим участком.



Р и с. 2. Геометрическая интерпретация определения погрешности при измерении комплексной величины

Воздействие на колебания поверхности тела оказывают практически все ПП, применяемые в медицинской диагностике. С точки зрения взаимодействия ПП с поверхностью тела их условно можно разделить на три вида.

1. Датчики, имеющие неподвижный (точнее, условно-неподвижный) корпус, механически соединенные с исследуемым участком жесткой связью (пелотом), передающей колебания чувствительному элементу. Передача может быть механической; пневматическая, гидравлическая - ее характеристики учитываются путем градуировки ПП.

2. Датчики, имеющие неподвижный корпус и чувствительный элемент, передача колебаний к которому осуществляется через воздушную среду. Такие преобразователи имеют воздушную камеру, открытая сторона которой обращена к поверхности тела; звуковое давление внутри камеры воспринимается чувствительным элементом. С точки зрения взаимодействия с поверхностью тела, основное отличие этих ПП заключается в форме деформации кожной мембраны в процессе ее колебаний. Для датчиков первого вида (механических) все точки колеблющегося участка контактируют с пелотом и имеют равную колебательную скорость; во втором - весь участок находится под одинаковым звуковым давлением. Отличающаяся форма колебаний приводит к различному интегральному механическому (акустическому) импедансу участка Z_0 , в том числе и к различному виду его амплитудно-частотной характеристики.

3. В преобразователях инерционного действия неподвижная система отсчета создается искусственно. Наиболее распространены среди них пьезоэлектрические акселерометры, имеющие инерционную массу m_n , связанную с корпусом преобразователя упругим чувствительным элементом. При наложении корпуса ПП на колеблющуюся поверхность масса m_n действует на чувствительный элемент силой равной $m_n \cdot a$, где a — абсолютное ускорение корпуса. Входной импеданс такого акселерометра равен $Z_n = j\omega m$, где m — полная масса акселерометра.

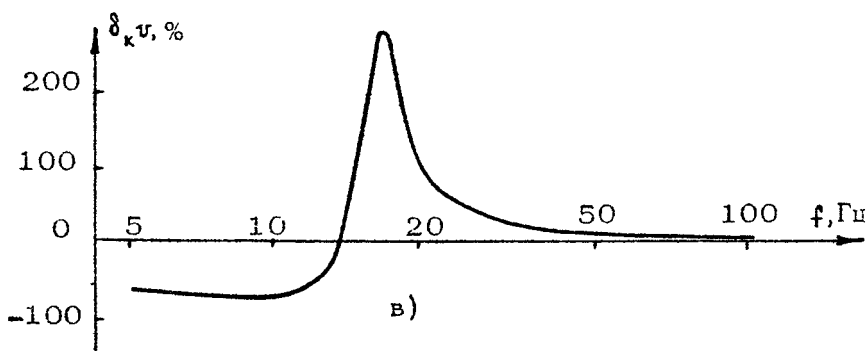
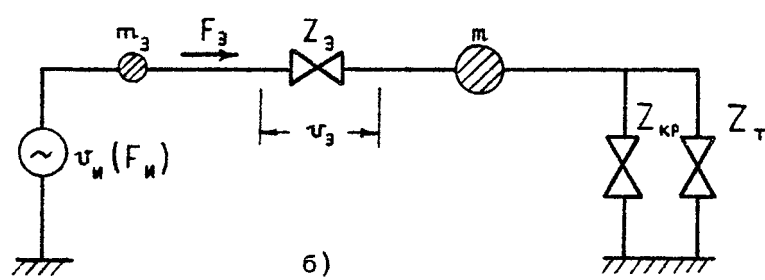
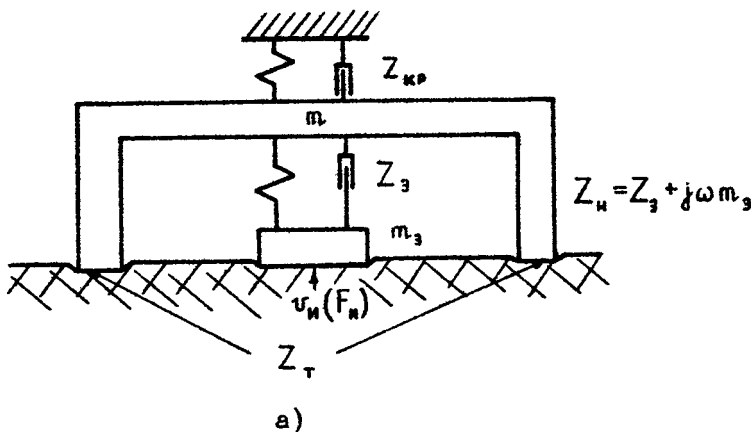
Бесконтактные датчики, в которых связь с колеблющимся телом осуществляется посредством электромагнитного поля (индуктивные, емкостные, оптические), широкого применения в медицинской диагностике не нашли и в настоящей работе не рассматриваются.

Как видно из вышесказанного, в первых двух видах ПП колебания поверхности тела измеряются относительно условно-неподвижного корпуса, закрепленного на специальном штативе или, чаще всего, на поверхности тела, прилежащей к исследуемому участку. Колебания последнего через механическую или акустическую систему воспринимающего (чувствительного) элемента передаются на корпус, вызывая его колебания. Поскольку выходной сигнал таких ПП определяется разностным движением чувствительного элемента и корпуса, то он будет зависеть не только от величины источника колебаний на исследуемом участке, но и от механических характеристик системы крепления.

Очевидно, что преобразователи инерционного действия лишены этого недостатка.

Погрешность, вызванная таким явлением, также относится к погрешности метода измерений.

Рассмотрим механическую схему преобразователя с системой крепления. На рис. 3,а приведено условное изображение ПП с системой крепления. Корпус преобразователя массой m опирается на поверхность тела с механическим импедансом в месте крепления Z_T . Дополнительное (или основное) крепление с помощью штатива характеризуется импедансом $Z_{кр}$. \bar{F}_n и \bar{v}_n — колебательная сила и скорость (или иные динамические или кинематические параметры) источника колебаний, m_3 и Z_3 — колеблющаяся масса чувствительного элемента и импеданс подвеса его воспринимающей части. Для ПП с акустическим приемом колебаний эта



Р и с. 3. Погрешность метода измерений, вызванная неидеальностью крепления: а - условное изображение, б - механическая схема, в - амплитудно-частотная характеристика погрешности метода

часть входного импеданса характеризуется суммарной податливостью объема воздушной камеры, мембраны, а также стенок камеры.

На рис.3,б изображена механическая схема ПП с системой крепления. Здесь \bar{F}_3 - колебательная сила на входе чувствительного элемента, \bar{v}_3 - скорость воспринимающей части относительно корпуса. Определим составляющую методической погрешности, вызванную неидеальностью системы крепления:

$$\delta_k v = \frac{|\bar{v}_3| - |\bar{v}_H|}{|\bar{v}_H|}, \quad \delta_k F = \frac{|\bar{F}_3| - |\bar{F}_H|}{|\bar{F}_H|}.$$

Тогда методическая погрешность может быть выражена через параметры схемы рис.3,б

$$\delta_k v = \frac{|Z_{кр} + Z_T + j\omega m|}{|Z_3 + Z_{кр} + Z_T + j\omega m|} - 1, \quad (5)$$

$$\delta_k F = \frac{|Z_3(Z_{кр} + Z_T + j\omega m)|}{|Z_3[Z_{кр} + Z_T + j\omega(m + m_3)] + j\omega m_3(Z_{кр} + Z_T + j\omega m)|} - 1. \quad (6)$$

Анализ (5) и (6) показывает, что для динамометрических преобразователей значительная погрешность может возникнуть в области резонанса входного импеданса ПП ($Z_3 + j\omega m_3$). Для ПП с акустическим приемом эти условия выполняются в диапазоне частот, на которых длина волны становится сравнимой с линейными размерами воздушной камеры. Эта область частот находится, как правило, значительно выше рабочей полосы для датчиков этого вида, и составляющей погрешности, вызванной неидеальностью крепления, можно пренебречь.

Для кинематических преобразователей критической областью частот может стать низкочастотный диапазон. Увеличение $\delta_k v$ определяется резонансом механической системы "чувствительный элемент - система крепления":

$$Z_3 + Z_{кр} + Z_T + j\omega m.$$

Так как в последнее выражение входит масса всего преобразователя m , можно ожидать появление резонанса в низкочастотной области. Амплитудно-частотная характеристика $\delta_k v$ контактного электродинамического преобразователя приведена на рис.3,в, где на инфранизких частотах наблюдается уменьшение амплитуды преобразуемых колебаний из-за синх-

ронных (с входным сигналом) колебаний корпуса. На резонансной частоте, которая определяется массой ПП и суммарной жесткостью крепления и подвеса чувствительного элемента, происходит значительное искажение преобразуемого сигнала. При $|Z_{\text{н}}| \ll |Z_{\text{т}}|$ (для низких частот это малая жесткость подвеса) $\delta_{\text{к}}$ близка к нулю. Нетрудно убедиться, что последнее соотношение также уменьшает первую составляющую методической погрешности (см. (3)).

Как видно из изложенного выше, искажение механически колебаний нежесткой поверхности и искажение в их преобразовании вследствие неидеальности крепления, оцениваемое нами как погрешности метода измерений, полностью определяются соотношением механических импедансов участков поверхности тела и соответствующих элементов ПП. Поэтому значение импеданса тела является определяющим при оценке функционирования ПП. Этой теме посвящено большое количество работ, например, [13-19], однако приводимые в них данные имеют существенный разброс, вследствие чего такая информация в значительной мере обесценивается. Проведенные нами измерения [20,21] дали возможность определить реакцию датчика площадью контакта от 1 до 20 см² в диапазоне частот до 1 кГц. Проведенный анализ погрешностей измерений импеданса и хорошее согласие с последними зарубежными данными [19] позволяют уточнить некоторые особенности амплитудно-частотной характеристики импеданса поверхности тела человека.

1. Эквивалентная схема механического импеданса на низких частотах (до 50 - 200 Гц) - параллельное соединение элементов массы, вязкого трения, упругости. На высоких частотах схема с тремя элементами с постоянными параметрами перестает соответствовать экспериментальным данным - эквивалентная масса с ростом частоты уменьшается.

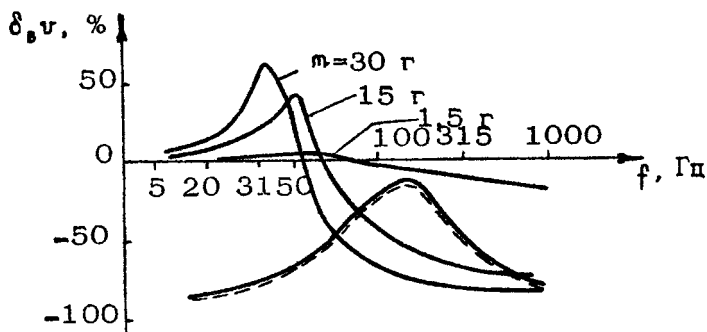
2. Эквивалентная жесткость C и активное сопротивление R участка поверхности тела увеличиваются пропорционально площади участка S : их приведенные значения для мягких поверхностей тела (межреберье, предплечье) составляют соответственно

$$C/S = (1,5 \pm 2,5) \cdot 10^6 \text{ Н/м}^3,$$

$$R/S = (1 \pm 2) \cdot 10^4 \text{ Н} \cdot \text{с/м}^3.$$

3. Эквивалентная масса участка увеличивается пропорционально кубу его диаметра, на частоте 1 кГц ее величина составляет $m_0 = 0,18 d^3$, где m_0 - эквивалентная масса, г; d - диаметр участка, см.

Полученные данные об импедансе поверхности тела позволили рассчитать методическую погрешность измерений при

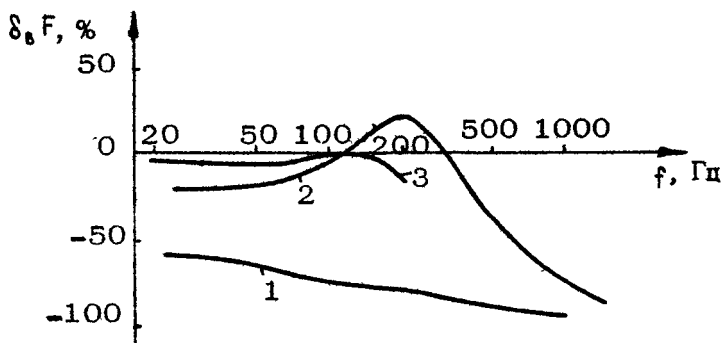


Р и с. 4. Погрешность метода измерений при использовании кинематических датчиков

использовании различных датчиков. Данные по кинематическим датчикам приведены на рис. 4. Нетрудно заметить, что для большинства этих ПП условия согласования с телом близки к полосовой фильтрации. Для контактного электродинамического датчика это вызвано резонансным характером амплитудно-частотной характеристики его импеданса (пунктирная кривая), для ПП инерционного действия - увеличением добротности поверхности тела при наложении дополнительной массы "тяжелых" датчиков. Из рис. 4 видно, что, с точки зрения малости методической погрешности, "легкими" ПП следует считать для участков диаметром 27 мм (стандартный диаметр для инерционных датчиков) ПП массой не более 1-3 г.

При применении ПП динамометрического вида также наблюдается значительное искажение измеряемой величины. Исключение из рассматриваемых в данной статье ПП (рис.5) составляют датчики, выпускаемые львовским НПО РЭМА, например, ПСА-2, импеданс которого в рабочем диапазоне частот достаточно велик.

Приведенные примеры еще раз показывают, что для обеспечения возможности сравнения результатов регистрации



Р и с. 5. Погрешность метода измерений при использовании динамометрических датчиков: 1 - электродинамический микрофон, 2 - электрретный микрофон, 3 - сфигмографический датчик ПСА-2

колебаний поверхности тела не достаточно ограничиваться только идентификацией коэффициентов преобразования ПП, необходимо также оценивать, предпочтительней минимизировать, искажения, вносимые датчиком в исследуемый процесс. Удобным инструментом для оценки степени искажения является погрешность метода измерений.

Следует отметить, что при изложении решения этой проблемы были допущены некоторые упрощения. Наложение датчика на поверхность тела приводит не только к искажению колебаний поверхности, но и к ее статической деформации. При значительных деформациях механические характеристики тела уже не могут считаться постоянными: импеданс поверхности тела и значения эквивалентных источников колебаний есть функции статической силы прижатия.

Зависимость импеданса тела от его деформации экспериментально нетрудно определить, такая информация имеется в работах [14,16,21]. Для эквивалентных источников колебаний η_0 или F_0 данных о такой зависимости мы не имеем. Поэтому равенство нулю методической погрешности при использовании разных датчиков, вызывающих разную статическую деформацию поверхностей, еще не означает равенства выходных сигналов даже при идентичности градуировочных характеристик. Предпочтительней использовать датчики, не вызывающие нелинейных искажений при их наложении на тело. По нашим данным, при статическом давлении меньшем

10^3 Па это условие соблюдается. Практически все применяемые в медицине ПП инерционного действия соответствуют такому требованию.

Возможность создания "идеальных" датчиков, имеющих приемлемую методическую погрешность, определяется тем, насколько удастся выполнить неравенство импедансов. Выражения (3) и (4) позволяют сформулировать общие требования к входному импедансу ПП, выполнение которых ограничит методическую погрешность измерений заранее заданной величиной. Для динамометрических ПП входной импеданс должен быть ограничен снизу:

$$|Z_H| \geq |Z_0| / \delta F_{\Delta 0n}, \quad (7)$$

для кинематических — сверху:

$$|Z_H| \leq |Z_0| \cdot \delta v_{\Delta 0n}, \quad (8)$$

где $\delta F_{\Delta 0n}$ и $\delta v_{\Delta 0n}$ — допускаемые погрешности метода измерений.

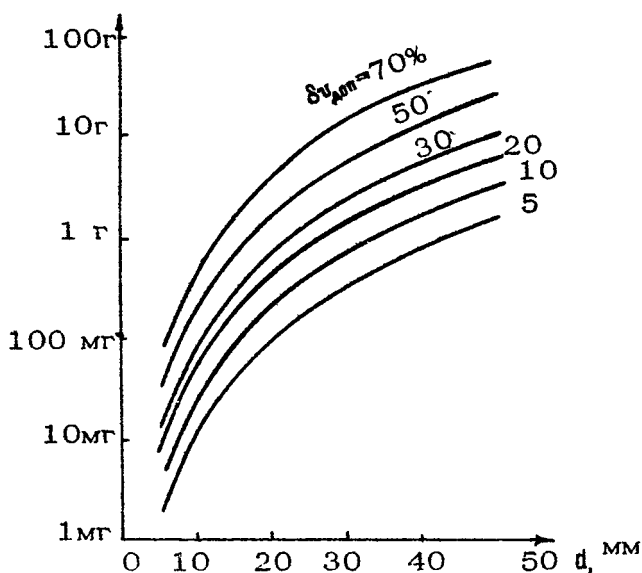
На основании (7) и (8) можно сформулировать конкретные требования к конструктивным элементам ПП: к объему воздушной камеры акустических датчиков, к жесткости и демпфированию подвеса чувствительного элемента, к массе колеблющейся части датчика. Для ПП инерционного действия, исходя из допускаемой погрешности на высоких частотах, должна быть ограничена их полная масса:

$$m \leq 0,18 \frac{\delta v_{\Delta 0n} (\%)}{100 - \delta v_{\Delta 0n} (\%)} \cdot d^3,$$

где m — масса ПП, г; d — диаметр контактирующей поверхности, см.

Семейство характеристик $m = f(d)$, где $\delta v_{\Delta 0n}$ — параметр, приведенное на рис. 6, упростит выбор геометрических и весовых характеристик таких датчиков.

Эффективным средством уменьшения методической погрешности ПП инерционного действия может служить установка фланца, увеличивающего поверхность контакта с телом. В работе [22] показано, что существует оптимум отношения диаметров фланца и корпуса датчика, при котором погрешность минимальна. При соответствующем выборе материала фланца значение погрешности может быть уменьшено в несколько раз.



Р и с. 6. Зависимость максимальной массы ПП инерционного действия m от диаметра контактирующей поверхности

Эта идея была использована при разработке медицинского акселерометра АМ-1 (ОКБ МЭИ, Москва), который при малой массе (1,5 г) имеет высокую чувствительность, позволяющую использовать его как универсальный датчик в приборах автоматизированной диагностики, в фоно- и механокардиографии. Были проведены сравнительные испытания этого акселерометра и датчика ЕМТ-25С ("Элема", Швеция), в том числе для проверки расчетных значений методической погрешности. Испытания подтвердили правильность методов ее расчета и достоверность использованных значений импеданса поверхности тела.

Автор надеется, что статья будет полезна не только разработчикам медицинских датчиков, но и экспериментаторам, которым она поможет учесть особенности работы ПП на поверхности тела и облегчит трактовку получаемых результатов.

Л и т е р а т у р а

- 1 Анишкина Н.М., Антовец В.А., Ефимов А.П. Пьезоэлектрические акселерометры ПАМТ и их применение для исследования механической активности физиологических систем человека: Препринт ИПФ АН СССР №140. Горький, 1986.
- 2 Мельниченко М.И., Левин И.Л., Шерман Д.М. Приставка для регистрации микротремора // Новости медицинской техники, 1983, № 4. С.30-31.
- 3 Kesteloot H. Phono-, echo-, mechanocardiography // *Acta Cardiologica*. 1983. V.38, N4. P.253-254.
- 4 Sakamoto T. Phonocardiographic assessment of the prevalence of mitral valve prolapse in the prospective survey of heart disease in schoolchildren // *Acta Cardiologica*. 1983. V.38, N4. P.261-262.
- 5 Vanhers L., Fagard R., Amery A. The effect of physical training on the apexcardiogram // *Acta Cardiologica*. 1983. V.38, N6. P.555-563.
- 6 Talbort D. e.a. Wide bandwidth fetal phonography using a sensor matched to the compliance of the mother's abdominal wall // *IEEE Transaction on BME*. 1986. V.33, N2. P.175-180.
- 7 Groom D. Standartization in phonocardiography: microphone pickup // *Cardiology*. 1970. V.55, N3. P.129-135.
- 8 Luisada A., Zalter R. Design of the ideal phonocardiography // *American Heart Journal*. 1957. V.54, N2. P.314-315.
- 9 Manheimer E. Standartization on phonocardiography // *American Heart Journal*. 1957. V.54, N2. P.314-315.
- 10 Zalter R. e.a. General principles and problems of standartization // *American Journal of Cardiology*. 1959. V.4, N1. P.3-15.
- 11 Одинцов С.Г. Применение метода многополюсников для расчета передачи механических колебаний в живой ткани // 3-й Всесоюз. семинар-совещание "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений". М., 1974. С.178-180.

12. Бурдун Г.Д., Марков Б.Н. Основы метрологии. М.:Стандарты, 1975. С.169.
13. Арвин Г.И. Согласование акустических датчиков с биологическими объектами // Медицинская техника. 1972. № 5, С.26-29.
14. Голиков В.А. Механический импеданс тела человека в области частот звукового диапазона // Новости медицинской техники. 1978, № 3. С.31-35.
15. Amundsen Ó. e.a. The acoustic impedance at surface of the human body in relation to auscultation // Acustica. 1971. V.25, N2. P.89-94.
16. Franke E. Mechanical impedance of surface of the human body // Journal of Applied Physiology. 1951. V.3, N1. P.582-590.
17. Ikegaja K. Absolute calibration on phonocardiographic microphones and measurements of chest wall vibration // Medical Electronic and Biological Engineering. 1971. V.9, N6. P.683-692.
18. Takagi S. e.a. Trial and success in technical realization of requirements for phonocardiographic microphones // Medical Electronic and Biological Engineering. 1964. V.2. P.122-134.
19. Vermarien H., Vollenhoven E., van. The recording of heart vibration: a problem of vibration measurement on soft tissue // Medical and Biological Engineering and Comput. 1984. V.22, N2. P.167-178.
20. Голиков В.А., Одинцов С.Г. Влияние первичного преобразователя на механический импеданс тела человека // Новости медицинской техники. 1978. № 3. С.25-28.
21. Крупин Б.Н., Одинцов С.Г. Установка для измерения акустического импеданса живой ткани // Доклады 8-й Всесоюзной акустической конф. Сер.Ж. М.: Изд-во АН СССР, 1973. С.104-107.
22. Одинцов С.Г. Оптимизация корпуса медицинского преобразователя // 7-я Всесоюзная конф. "Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение". М., 1983. С.87-88.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИСПЕРСИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ВОЛНЫ НА ПОВЕРХНОСТИ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

В. В. Казаков, Б. Н. Клочков, П. К. Чичагов

ВВЕДЕНИЕ

Поверхностные акустические волны на твердых телах известны давно [1, 2]. Однако лишь сравнительно недавно стали появляться отдельные работы, в которых эти волны изучаются на биологических объектах: препаратах тканей, органов, теле человека и животных [3 - 9].

Биологическая ткань по своей структуре гетерогенна и многокомпонентна. Кроме этого, она может находиться в различных функциональных и патологических состояниях: пассивном (расслабленном), активном (напряженном), с увеличенным кровоснабжением, в отеке, при различных температурах (охлаждение, перегрев), заболеваниях кожи, мышц и в других. Отмеченные состояния могут сменять друг друга.

Параметры поверхностных волн мягких биотканей определяются сдвиговыми свойствами среды. Поэтому волна хорошо "чувствует" ее структуру и состояние [3], и ее параметры могут служить средством диагностики ткани. Изучение распространения поверхностной волны важно как непосредственное и доступное. Измеряя параметры волны - скорость, декремент, уровни гармоник, можно решить и обратную задачу (при помощи соответствующей модели) об определении состояния ткани (по ее параметрам).

Рассмотрим несколько характерных работ, в которых изучались волны на поверхности биологических тканей.

В работе [4] изучались упругие поверхностные волны на б. донсе человека на частоте 100 Гц при помощи пьезоэлектрической иглы. Возбуждение волн осуществлялось при помощи массажера. Измерения проводили при удержании рукой грузов весом P от 0 до 6 кг на 25 испытуемых. Средние скорость c и коэффициент затухания α поверхностных волн составляли при $P=0$ 7,1 м/с, $40,7 \text{ м}^{-1}$; при $P = 0,5 \text{ кг}$ 4,9 м/с, $46,1 \text{ м}^{-1}$; при $P = 2 - 6 \text{ кг}$ 7,2 м/с, $35,4 \text{ м}^{-1}$ и слабо зависели от величины нагрузки для $P = 2 - 6 \text{ кг}$. Перед измерениями мышца подвергалась специальным упражнениям, без которых наблюдалось очень сильное затухание волны, исключающее измерение. По скорости и декременту вычислялись эффективные значения модуля упругости (действительная часть) $E' = (1,7 - 3,1) \cdot 10^4 \text{ Па}$ и вязкости (мнимая часть) $E'' = (1,8 - 4,0) \cdot 10^4 \text{ Па}$. Точность измерений c и α была не хуже 15%.

В эксперименте [7] на поверхности живого дельфина измерено распределение (карта) скорости и декремента волны при помощи двух акселерометров, размещенных на расстояниях 0,75 см и 3,95 см от возбудителя, соединенного с вибростендом фирмы Брюль и Кьер. Диапазон частот измерения составлял $f = 20 - 1000 \text{ Гц}$, при этом скорость волны росла с частотой в среднем от 4 до 14 м/с (в твердых местах - от 10 до 130), а коэффициент затухания в среднем $\alpha [\text{дБ/м}] = (0,5 - 1,5) \cdot f$. За исключением области вблизи спинного плавника на всей поверхности скорость и декремент волны не зависели от направления распространения. Показано, что существенное влияние на параметры волны оказывает не только эпидермис и дермис, но и гиподермис.

В работе [5] приведена интерферограмма деформационной волны на двуглавой мышце плеча человека, полученная при помощи лазера. Вибратор возбуждался одиночным импульсом. Отчетливо видны интерференционные кольцевые структуры на поверхности плеча, соответствующие полю деформаций.

В работе [8] распространение и затухание волн на коже человека исследуются в диапазоне частот примерно от 0 до 1000 Гц. Поверхность кожи на обратной стороне левой руки подвергалась вибрациям (белый шум) амплитудой 0,06 мм. В качестве вибратора и приемника использовались иглы (от фонографа), установленные на балансном коромысле с одной

стороны от центра масс, чем достигалась постоянная сила давления на кожу (около 5 г). Измерения обрабатывались на ЭВМ. Расстояние между иглами могло изменяться от 0,1 до 20 мм. Приведены типичные кривые скорости и характерной длины затухания от частоты для руки при нормальных условиях ("сухая" рука) и после окунания руки ("мокрая" рука) в воду на 5 мин. Скорость волны на сухой руке составляла около 9 м/с, на мокрой — около 6 м/с. При этом зависимости этих скоростей от частоты были немонотонными и не пересекались. Зависимости характерной длины затухания от частоты для сухой и мокрой рук немонотонны и пересекаются в области 450 Гц; на низких частотах длина затухания больше для сухой руки (обе зависимости падают с частотой), а на высоких — наоборот. Пределы изменения характерной длины затухания составляют 2 — 11 мм. Делается вывод, что проникновения волн в подкожную ткань практически не происходит. Все определяется кожей (эпидермисом и дермисом).

Теоретические соображения, используемые для оценки вязкоупругих параметров ткани по измеренным параметрам волны, распространяющейся по поверхности ткани, опираются фактически на простейшие модели вязкоупругого тела (типа модели Фойгга) или вязкой жидкости в разных диапазонах частот [4, 6, 8].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

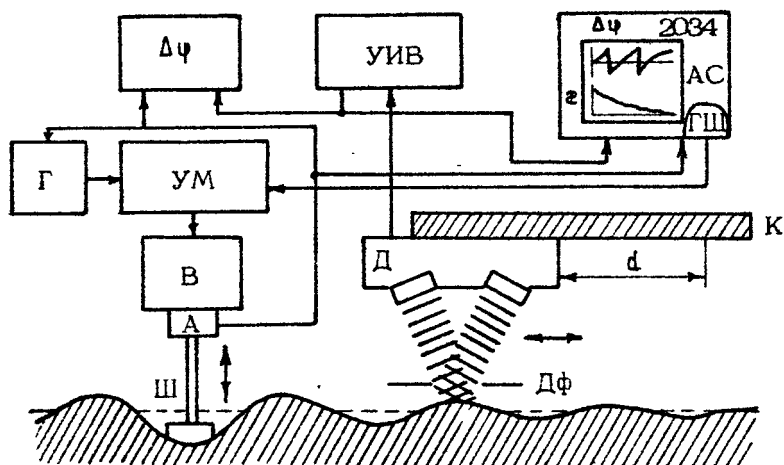
К настоящему времени остается до конца неясным ряд вопросов. В области линейных свойств: какова дисперсионная зависимость скорости волны от частоты $c = c(f)$ (а также декремента затухания $\alpha = \alpha(f)$) в максимально широком диапазоне частот? Как влияют свойства ткани на акустические параметры (напряженное состояние, расслабленное, отек, температура, электромагнитные поля и др.)? Как влияет сложная структура ткани: кожа, жировой слой, мышца, кость? Какие теоретические модели могут быть использованы для интерпретации экспериментальных результатов?

Важным также является изучение анизотропных свойств поверхности руки (по скорости, декременту и др.), снятие карты распределения амплитуды и фазы смещения от точечного вибратора.

В настоящей работе, подводящей определенный итог деятельности авторов, измеряются дисперсионные характеристики ткани руки ($\zeta(f)$, $z(f)$) в диапазоне частот 2 - 400 Гц. Обсуждаются нелинейные свойства (уровни гармоник) ткани и некоторые теоретические соображения.

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ И ВОЗБУЖДЕНИЯ

В данной работе используются методы возбуждения и измерения параметров волн на поверхностях биообъектов, использующие виброизмерительный комплекс аппаратуры фирмы Брюль и Кьер [10]. Блок-схема измерений приведена на рис. 1. Предплечье руки располагалось горизонтально в специальном ложе, сделанном в виде угла, оклеенного мягкой резиной. В мягкую ткань предплечья левой руки с внутренней стороны перпендикулярно ей в горизонтальной плоскости



Р и с. 1. Блок-схема измерений

на 2 - 3 мм внедрялся жесткий инденгор (штамп - Ш), который жестко соединялся с платформой вибростенда (В) через опорный акселерометр (А). Здесь использовался круглый, плоский в плане штамп. Возбуждение осуществлялось белым шумом. Сигнал с генератора шума (ГШ), встроенного в анализатор (АС) 2034, подавался на усилитель мощности (УМ), а с него - на вибростенд [11].

Вместо шумового сигнала может быть использован гармонический со специального генератора (Г), включенного в обратную связь с помощью управляющего акселерометра (А). Наличие обратной связи дает возможность в рассматриваемом диапазоне частот поддерживать постоянной амплитуду либо смещения A_0 , либо скорости, либо ускорения индентора [12].

Возбуждение волны также можно произвести без вибростенда — ударом по ткани жесткой пластинкой или молоточком [12]. Однако, поскольку ткань достаточно мягкая, то возбуждаются частоты 12 — 32 Гц, при этом составляющие выше 50 Гц (см. [12]) достаточно малы. Некоторого увеличения амплитуд высокочастотных составляющих можно добиться ударом по мягкой ткани через жесткую прокладку [13].

Бесконтактное возбуждение можно осуществить при помощи облучения выбранной площади ткани интенсивным звуком (например, из динамика). Это может быть важно для легочной ткани [14], внутренних органов и др.

СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЯ

При проведении измерений использовался как контактный, так и бесконтактный способы измерения вибраций. Для исключения влияния на параметры ткани измерительного устройства применялся бесконтактный способ измерения. В данной работе использовался локационный ультразвуковой фазовый измеритель перемещений (УИВ), разработанный в ИПФ АН СССР [15] (см. рис. 1). Датчик (Д) измерителя закреплен на координатном устройстве (К) и может непрерывно перемещаться над поверхностью ткани. Виброметр измеряет перемещения в направлении, перпендикулярном поверхности ткани. Подробно бесконтактный метод измерения излагался в статье [12]. Отметим лишь, что пространственное разрешение составляло 4 — 5 мм. Расстояние между датчиком (с диафрагмой (Дф) для увеличения пространственного разрешения) и исследуемой поверхностью ткани — несколько миллиметров. Погрешность измерения амплитуды перемещения (в диапазоне 10 — 300 мкм) была не хуже 10%. Возможен двухканальный вариант данного прибора.

Используемый в данной работе контактный метод измерения основан на применении датчика пьезоакселерометра ПАМТ [16] со встроенной длинной шпилькой с диаметром

контакта 3 мм (для увеличения пространственной разрешающей способности) (рис. 2). Имеются двухканальные варианты контактных измерителей [13].

Перед измерениями были сняты амплитудно- и фазочастотные характеристики возбуждителя и измерителей

ВИЗУАЛЬНЫЕ НАБЛЮДЕНИЯ

Рассматриваемые волны при некоторых частотах и амплитудах хорошо наблюдаются визуально при освещении стробоскопом. Распространение волны особенно хорошо видно, когда есть небольшая расстройка между частотой волны и частотой стробоскопа (волна "бежит").

При увеличении частоты вспышек стробоскопа (с 5 Гц) можно наблюдать, что до 40 – 50 Гц волновая картина на руке или животе не характерна. Лишь начиная с частот 50 – 60 Гц можно заметить распространение волны, причем амплитуда колебаний индентора в ткани должна быть не менее 1 – 2 мм. На животе волны видны лучше по сравнению с рукой, поскольку на нем имеется больший плоский участок.

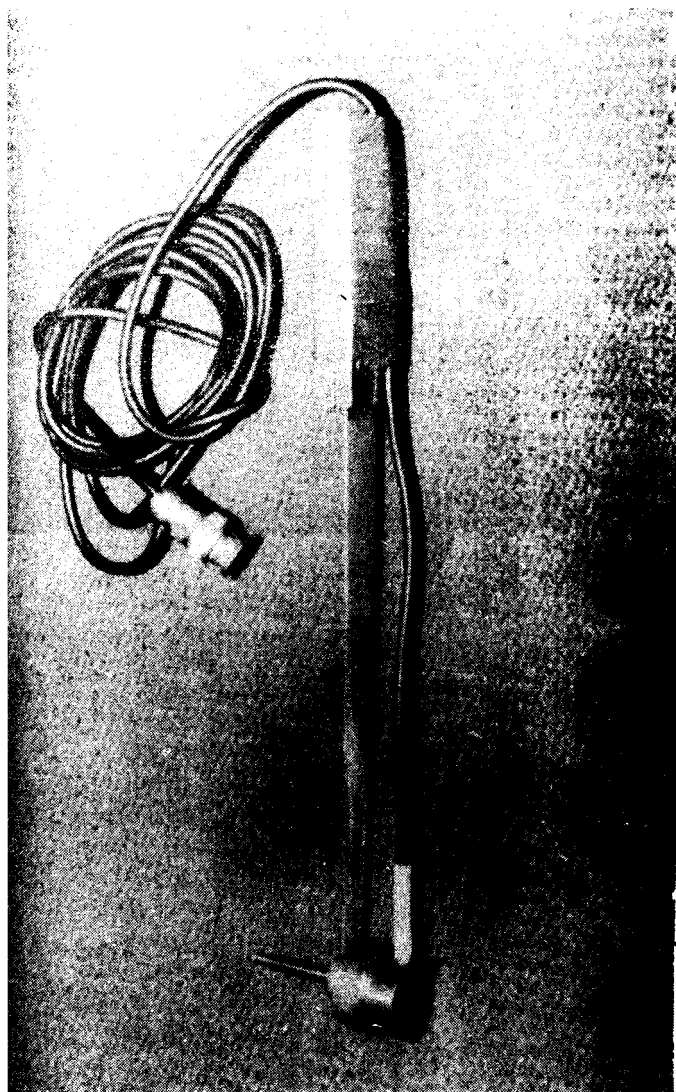
Визуальные наблюдения показывают, что рассматриваемые волны являются сильно загухающими (на расстоянии 1 – 3 длин волн). С помощью данных наблюдений в принципе можно оценивать длину волны. На рис. 3 представлены характерные фотографии волны на животе и руке испытуемых.

Если настроить частоту вспышек стробоскопа на частоты гармоник (2-ю, 3-ю), то при достаточно большой амплитуде сигнала основной частоты их можно наблюдать (рис. 4).

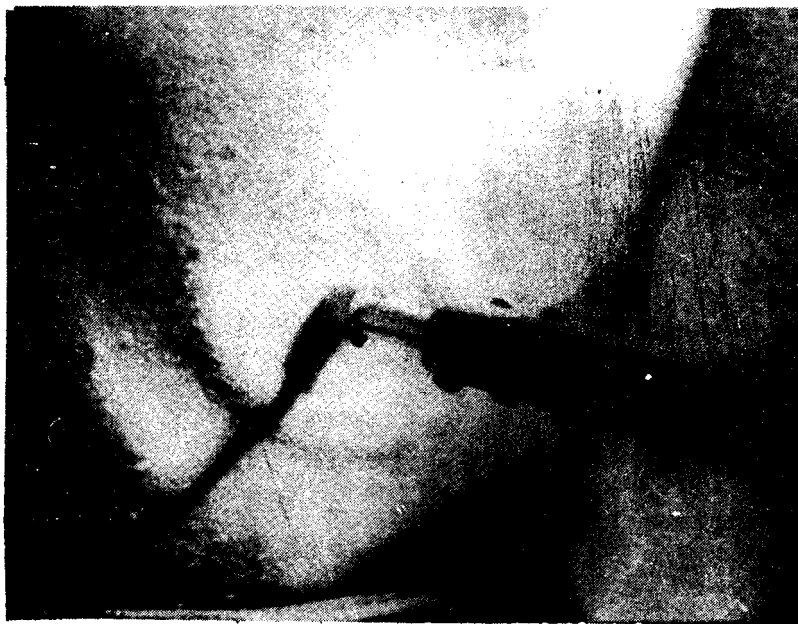
При длине волны много большей диаметра контакта щупа данная волна мало искажается им, и измерения при помощи щупа достаточно надежны.

ЛИНЕЙНЫЕ СВОЙСТВА

При исследовании линейных свойств ткани важно провести измерение распределения колебаний по ее поверхности (их фазы и амплитуды), возбуждаемых колеблющимся штампом, жестко соединенным с вибростендом. В частности, необходимо измерить скорость и декремент распространяющейся волны на поверхности ткани в зависимости от частоты



Р и с. 2. Измерительный контактный шуп [13]



a)





в)

Р и с. 3. Поверхностные волны, возбужденные вокруг штампа диаметром 1 см: а - $A_0 = 2,5$ мм, $f = 60$ Гц (живот), б - $A_0 = 1,5$ мм, $f = 80$ Гц (живот), в - $A_0 = 1$ мм, $f = 101$ Гц (рука)

(дисперсионная кривая). Эти параметры волны измерялись при помощи двухканального анализатора 2034 на основе использования частотной характеристики H_f (ее фазы и амплитуды) с накоплением сигнала. Измерения проводили в двух точках.

На некотором расстоянии от возбуждителя d_1 проводилось 1-е измерение, а на расстоянии d_2 от возбуждителя - 2-е измерение. При помощи анализатора с накоплением в режиме "выравнивания" измерялась разность фаз между этими двумя точками и отношение амплитуд сигналов в двух точках. По ним вычислялись скорость распространения и декремент затухания волны. Эти параметры связаны (при помощи выбираемой модели) с вязкоупругими параметрами среды и ее структурой.

Если использовались двухканальные измерители, то оба измерения (1-е и 2-е) проводились одновременно на фикси-



Р и с. 4. Фотография волны на 2-й гармонике ($A_0 = 2,5$ мм, $2f = 120$ Гц, живот)

рованной базе аналогично предыдущему. Использование двухканального измерителя более удобно и надежно по сравнению с одноканальным, если амплитудно- и фазочастотные характеристики обоих каналов идентичны.

Измерения проводились на руке в ее обычном естественном "ненапряженном" состоянии. Вибратор возбуждался случайным шумом.

Скорость вычислялась по частоте f и сдвигу фаз $\Delta\varphi$ на ней на базе $d = d_2 - d_1$:

$$c = \frac{df \cdot 360^\circ}{\Delta\varphi^\circ}$$

Зависимость коэффициента заглушения (декремента) волны от частоты получается при помощи измерений амплитуд сигнала A_1 и A_2 на базе d и вычислений по формуле

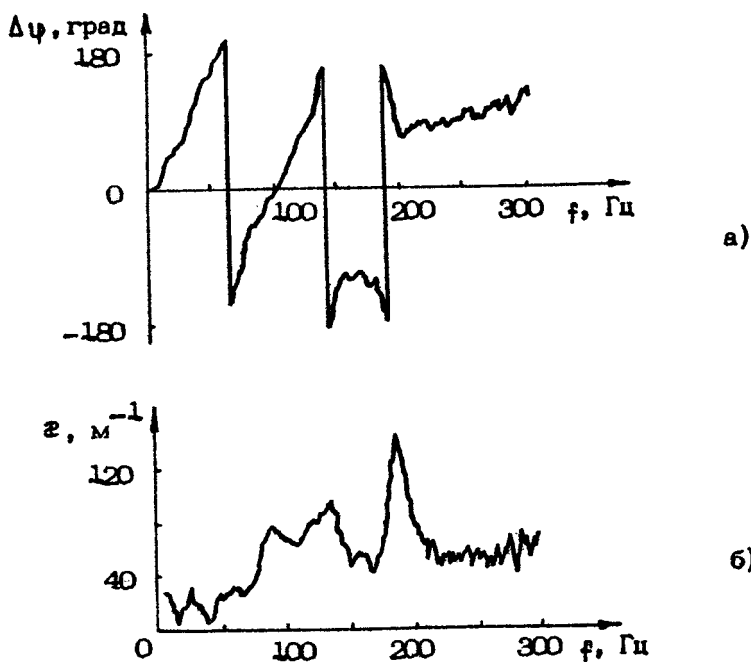
$$\alpha = \frac{\rho_n(A_1/A_2)}{d}$$

Бесконтактные измерения

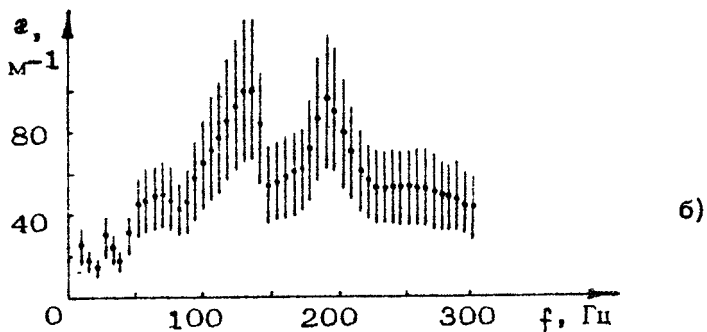
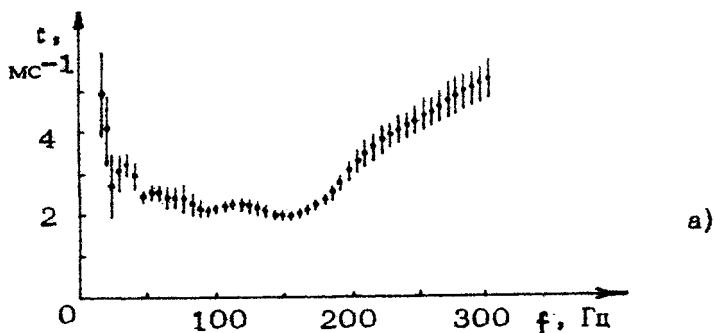
Эти измерения проведены с использованием ультразвукового вибрметра в режиме работы его 2-го диапазона с подавлением низкочастотных вибраций [15].

На рис. 5 представлены характерные записи разности фаз $\Delta\varphi$ и декремента z , получаемые на руке испытуемого. Возбуждение проводили жестким штампом диаметром 10 мм. Первое измерение осуществлялось на расстоянии 45 мм от центра штампа и записывалось в память анализатора, второе — на расстоянии 25 мм ($d = 20$ мм). В результате операции выравнивания получали кривые $\Delta\varphi(f)$ и $z(f)$. Каждое измерение проводилось с усреднением по 50 реализациям при максимальном их перекрытии.

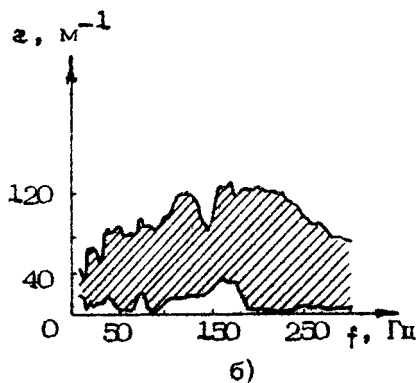
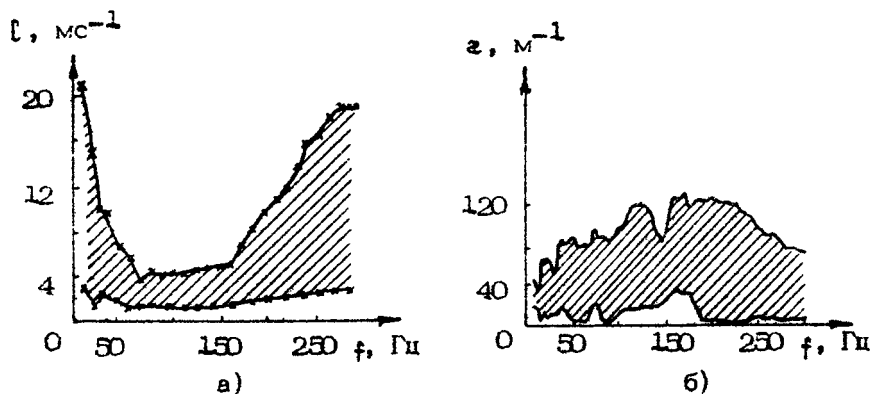
Особенностью кривой $\Delta\varphi(f)$ является перегиб на частоте $f_n = 160 - 170$ Гц: до этой частоты разность фаз растет, после нее — падает затем снова идет слабый рост пос-



Р и с. 5. Зависимость разности фаз $\Delta\varphi$ (а) и декремента затухания z (б) от частоты возбуждения f



Р и с. 6. Зависимость среднего (по 10 реализациям) значения скорости волны от частоты $c(f)$ (а), среднего значения декремента (б) от частоты f и их среднеквадратические отклонения



Р и с. 7. Область (заштриховано) изменения кривых скорости (а) и декремента (б), в зависимости от частоты для 10 испытуемых

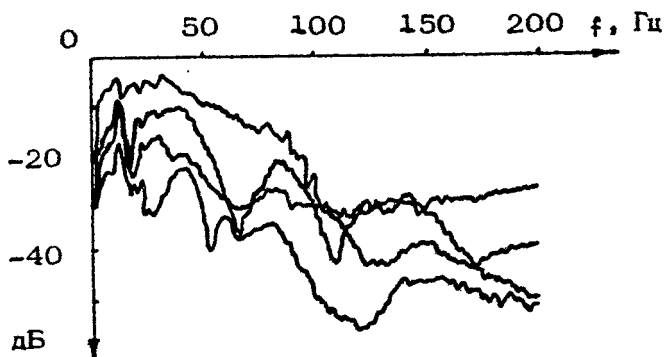
ле 200 Гц. Такое немонотонное поведение $\Delta\varphi(f)$ возможно связано с многослойностью строения руки (наличие кости, жира, мышцы, кожи и др.).

Сильно немонотонной является кривая зависимости коэффициента затухания от частоты $\alpha(f)$, хотя и прослеживается рост "среднего значения" α с частотой.

Были получены средние значения ζ и α по 10 измерениям для одного испытуемого: рука перед каждым измерением вынималась и возвращалась на место. Эти средние кривые представлены на рис. 6. На кривой скорости $\zeta(f)$ видны подъем и резонансы на низких частотах и постепенное слабое уменьшение скорости примерно до 150 Гц. После $f > 150$ Гц скорость $\zeta(f)$ значительно увеличивается. Для $f > 300$ Гц сигнал из-за затухания очень сильно ослаблен, становится сравним с уровнем шумов. Заметим, что кривые на рис. 5 соответствуют кривым, полученным в работе [12] несколько другой методикой измерения в диапазоне частот 0 - 100 Гц.

Проведены измерения ζ и α при помощи данной методики на 10 испытуемых. Результаты измерений попадают в заштрихованную область, изображенную на рис. 7.

Следует отметить, что биоткань живого организма является сложным объектом для измерений. Длительное воздействие вибратора (колеблющегося или даже неколеблющегося) в ткань приводит к изменению ее свойств, и следовательно параметров акустических волн. Поэтому со временем снимаемые кривые "плывут", что затрудняет их сравнение.

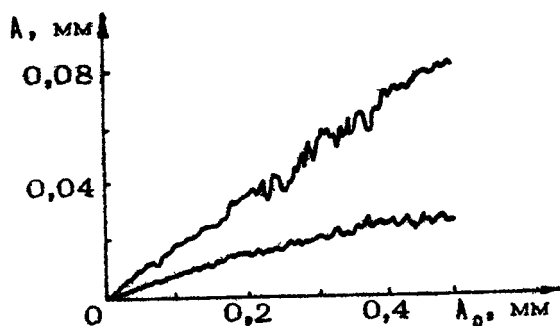


Р и с. 8. Частотные характеристики ткани относительно колебаний штампа на различных расстояниях от него вдоль руки (через 2 см)

На рис. 8 приведены частотные характеристики ткани (модуль H_1 в режиме выравнивания относительно колебаний самого вибратора, записанных в память) вдоль руки. Верхняя кривая записана на расстоянии 20 мм от вибратора (середины штампа), следующие — при смещении каждой еще на 20 мм. Видно, что из-за неоднородности ткани и геометрии руки, ее ограниченности в пространстве возникают резонансы (максимумы) и кривые при некоторых частотах могут пересекаться. Для различных частот волны затухают на разных расстояниях от штампа. С увеличением частоты амплитуда волны вдоль руки в среднем затухает быстрее.

Измерены амплитудные характеристики, связывающие амплитуды колебаний задающего вибратора A_0 и измеряемые виброметром A . Амплитудные характеристики измерялись в автоматическом режиме при помощи специально созданного блока, управляющего амплитудой колебаний вибростенда. При малых A_0 они близки к линейным, а при увеличении A_0 — изгибаются к оси A_0 (рис. 9). Амплитудные характеристики приведены для двух испытываемых при частоте колебаний индентора 80 Гц.

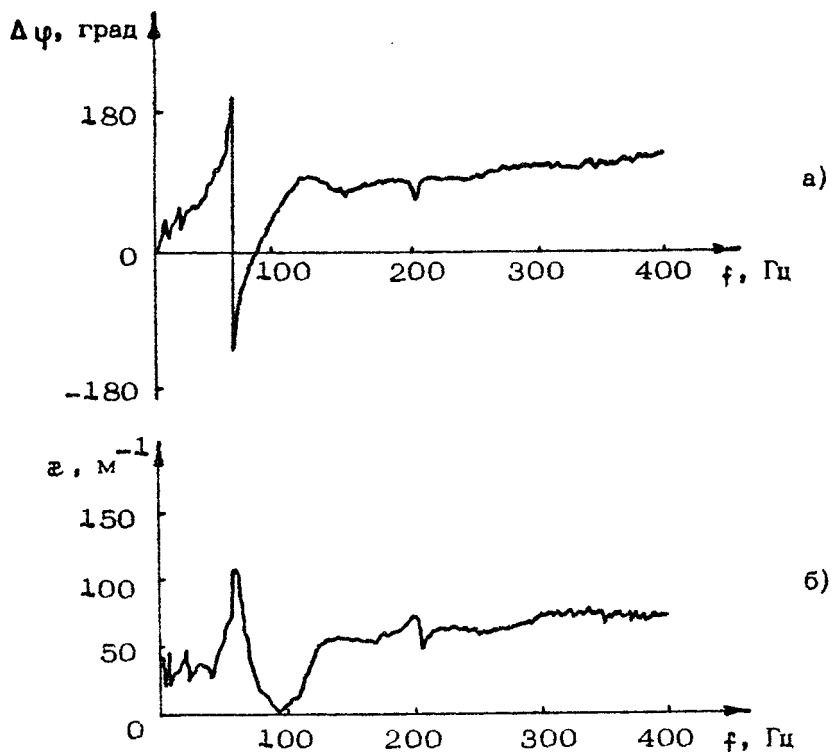
Заметим, что фактически при возбуждении волн штампом на поверхности ткани из-за сильного их затухания реализуется лишь ближняя зона, в которой и производятся измерения параметров этих волн.



Р и с. 9. Амплитудные характеристики ткани амплитуда колебаний ткани A на расстоянии 3 см от середины штампа в зависимости от амплитуды колебаний штампа A_0 для двух испытываемых

Контактные измерения

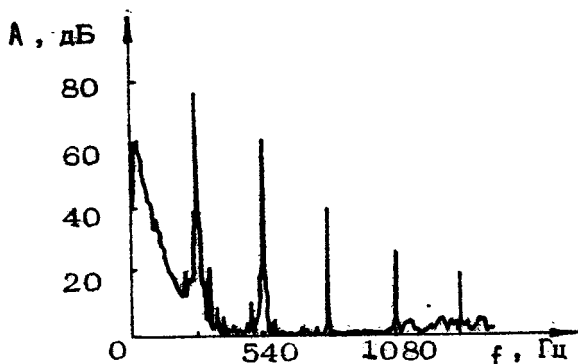
Эти измерения проведены с помощью шупа (см. рис. 2) по описанной выше методике. На рис. 10 показана разность фаз и декремент в зависимости от частоты возбуждения (усреднение по 10 реализациям при 50%-ном перекрытии). Эти кривые соответствуют кривым, приведенным на рис. 5.



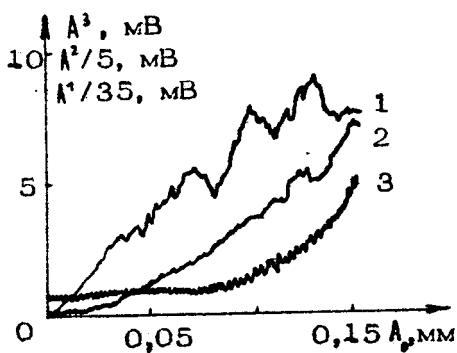
Р и с. 10. Зависимости разности фаз $\Delta\varphi$ (а) и декремента ε (б) от частоты при контактном измерении с помощью шупа

НЕЛИНЕЙНЫЕ СВОЙСТВА

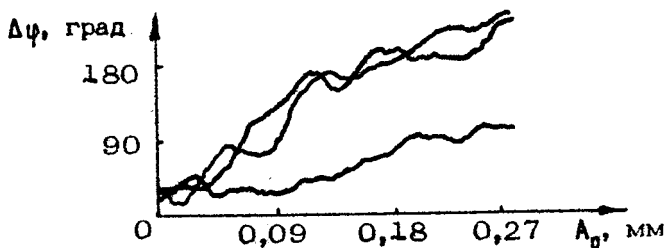
При измерении поля смещения (или ускорения) вокруг колеблющегося по гармоническому закону штампа (заданный уровень гармоник A^2/A^1 — менее 2 — 5 %) на расстоянии 0,5 — 2 см от него наблюдался достаточно большой (до ~10 — 30 %) уровень 2-й гармоники, иногда — суще-



Р и с. 11. Распределение уровней гармоник на расстоянии 4 см от штампа, колеблющегося с амплитудой $A_0 = 0,15$ мм, $f = 270$ Гц (начальный уровень гармоник менее 60 дБ, усреднение - 10 выборок с максимальным перекрытием)



Р и с. 12. Кривые амплитуд 1, 2, 3-й гармоник ($f_1 = 270$ Гц) в зависимости от амплитуды колебаний штампа A_0 на расстоянии 3 см от него



Р и с. 13. Кривые изменения разности фаз $\Delta\varphi$ между колебаниями опорного акселерометра и ткани на расстоянии 3 см от штампа в зависимости от амплитуды колебаний вибратора ($f = 80$ Гц). Для резины $\Delta\varphi \leq 3^\circ$

ственно выше [17], а также достаточно высоки были и уровни 3-й (и выше) гармоник (рис. 11). (На мягкой резине λ^2/λ^1 - до 4 %). С изменением состояния руки уровень гармоник изменяется.

Исследование нелинейных свойств также можно проводить в автоматическом режиме, т. е. снимать амплитудные характеристики на фиксированных частотах для 1, 2, 3-й гармоник последовательно (рис. 12). Кроме этого, можно снимать (фазометром, см. рис. 1) зависимость сдвига фаз $\Delta\varphi$ (т. е. скорости распространения) от амплитуды накачки (рис. 13). Кривые рис. 11 - 13 получены контактно.

Важно разделять нелинейные искажения (образование гармоник), возникающие сразу под колеблющимся штампом из-за нелинейной характеристики ткани "напряжение - деформация" от искажений, появляющихся по мере распространения волны вдоль поверхности ткани.

О ТЕОРЕТИЧЕСКИХ МОДЕЛЯХ

Для понимания явления распространения волны на поверхности ткани от колеблющегося вибратора требуется решить численно сложную 3-мерную задачу.

Простые оценки упругих и вязких коэффициентов (обратная задача) можно сделать, используя формулы для распространения одномерной сдвиговой, поверхностной (рэлеевской) или стержневой волны для несжимаемой среды [4, 18, 19]:

$$c = c_0 \sqrt{2} \sqrt{\frac{1 + \omega^2 \tau^2}{1 + \sqrt{1 + \omega^2 \tau^2}}}, \quad c_0 = \left\{ \begin{array}{l} 1 \\ \sqrt{3} \end{array} \right\} \cdot \sqrt{\mu/\rho}, \quad (1)$$

$$z = \frac{\omega}{c_0 \sqrt{2}} \sqrt{\frac{\sqrt{1 + \omega^2 \tau^2} - 1}{1 + \omega^2 \tau^2}}, \quad \tau = \eta/\mu, \quad \omega = 2\pi f, \quad (2)$$

где μ - модуль сдвига, τ - время релаксации, ρ - плотность, η - динамическая вязкость мягкой ткани. Можно учесть расхожимость волны (в двумерном или трехмерном случае). Вычисление для поверхностной волны дает $\mu = 4,4 \cdot 10^4$ дин/см², $\eta = 25$ с·дин/см² при $c = 2,1$ м/с, $\omega = 85$ м⁻¹, $\rho = 1,07$ г/см³, $f = 130$ Гц.

Вязкость мягкой ткани можно оценить по формуле для скорости сильно затухающей сдвиговой волны в вязкой жид-

кости [20] ($\zeta = \sqrt{2\eta\omega/\rho}$): $\eta = 28$ с·дин/см².

Формулы (1), (2) дают зависимость ζ и β от частоты ω . Важно сопоставить эти зависимости, а также более сложные с учетом наличия слоя на полупространстве [1] и геометрической дисперсии [3] с экспериментальными данными.

В данной экспериментальной работе сделана попытка в наиболее полном виде привести возможные значения акустомеханических параметров ткани руки человека в достаточно широком низкочастотном диапазоне. Для их получения было апробировано несколько методик проведения измерений, отличающихся как способом возбуждения поверхностных волн, так и способом измерения их параметров. В частности, при бесконтактном способе измерения был определен диапазон частот (60 – 160 Гц), в пределах которого скорость волн на поверхности ткани измеряется с наименьшим разбросом ее значений, измерены уровни гармоник. С помощью стробоскопа осуществлен визуальный контроль распространения волн.

Очевидно, что результаты, полученные в данной работе, лишь частично отвечают на поставленные вопросы. Тем не менее они могут быть использованы в качестве методической основы при проведении диагностических исследований структуры и состояния живой ткани (в том числе в физиологических и клинических исследованиях), а также при разработке соответствующей экспериментальной аппаратуры.

Авторы благодарят В. А. Антонца за внимание к работе и полезные обсуждения и Р. Х. Аксену за техническую помощь.

Л и т е р а т у р а

1. Викторов И. А. Звуковые поверхностные волны в твердых телах. М.: Наука, 1981.
2. Красильников В. А., Крылов В. В. Поверхностные акустические волны. М.: Знание, 1985.
3. Сарвазян А. П. Низкочастотные акустические характеристики биологических тканей // Механика полимеров. 1975. № 4. С. 691 – 695.

4. Пасечник В. И., Фоменко А. М. Измерение модуля упругости мышц человека методом бегущих волн // Механика композитных материалов. 1982. № 2. С. 363 - 365.
5. Сияяков В. С. Голографическая регистрация деформационных волн в мышечных тканях // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. 1986. Т. С11, № 10. С. 495 - 498.
6. Кузнецов В. В., Сияяков В. С., Кожевникова М. И., Орлова И. В., Михайлова И. М. Исследование динамики поверхностных возмущений скелетных мышц человека // Медицинская биомеханика: Тезисы докл. междунар. конф. "Достижения биомеханики в медицине". Рига, 1986. Т. 1. С. 229 - 234.
7. Madigosky W.M., Lee G.F., Haun J., Borkat F., Kataoka R. Acoustic surface wave measurements on live bottlenose dolphins // J.Acoust. Soc.Amer. 1986. V.79, N1. P.153-159.
8. Potts R.O., Chrisman D.A., Buras E.M. The dynamic mechanical properties of human skin in vivo // J.Biomechanics 1983. V.16, N6. P.365-372.
9. Ахундов М. Б., Работнов Ю. Н., Суворова Ю. В. Модель деформируемого тела с реакцией и приложение ее к динамическим задачам биомеханики // Механика твердого тела. 1985. № 6. С. 96 - 100.
10. Электронная аппаратура: Каталог 1989/90 г. Брюль и Кьер.
11. Казаков В. В., Клочков Б. Н. Измерение акустомеханических параметров мягких тканей человека // Труды 9-й всесоюз. конф. "Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение". М., 1989. С. 73.
12. Казаков В. В., Клочков Б. Н. О низкочастотных механических свойствах мягкой ткани руки человека // Биофизика. 1989. Т. 34, № 4. С. 688 - 692.
13. Аксенова Р. Х., Антонен В. А., Клочков Б. Н. Локальная регистрация колебаний мягких тканей контактным способом // Тезисы докл. Всесоюз. конф. "Волновые и вибрационные процессы в машиностроении". Горький, 1989. Ч. 2. С. 23 - 24.
14. Дьяченко А. И., Любимов Г. А. Распространение звука в легочной паренхиме // Изв. АН СССР. Механика жидкости и газа. 1988. № 5. С. 3 - 15.

15. Казаков В. В. Ультразвуковые фазовые измерители виброперемещений // Виброакустические поля сложных объектов и их диагностика: Сб. науч. тр. / ИПФ АН СССР Горький, 1989. С. 178 - 190.
16. Антонен В. А., Анишкина Н. М. Пьезоакселерометры ПАМТ // Виброакустические поля сложных объектов и их диагностика: Сб. науч. тр. / ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С. 191 - 203.
17. Казаков В. В., Клочков Б. Н. Нелинейные акустические свойства мягких биологических тканей в звуковом диапазоне частот // Проблемы нелинейной акустики Сб. тр. 11-й междунар. симпоз. по нелинейной акустике (24 - 28 августа 1987 г.). Новосибирск, 1987. Ч. 2. С. 29 - 31.
18. Седов Л. И. Механика сплошной среды. М.: Наука, 1983. Т. 1; 1984 - Т. 2.
19. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Теория упругости. М.: Наука, 1987.
20. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Гидродинамика. М.: Наука, 1986.

ВОЛНЫ ДЕФОРМАЦИИ В ОЦЕНКЕ РЕОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МЯГКИХ ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕКА

*С. А. Вдовиченко, А. С. Зильберглейт, И. Н. Златина,
М. И. Кожевникова*

Состояние любой упруговязкой среды может быть описано с помощью системы уравнений движения, следующей из математической модели той или иной сложности, связывающих деформацию среды с усилием, ее вызывающим. В случае изотропной упругой среды в коэффициенты уравнений движения входят ее плотность ρ , модуль сдвига G и коэффициент Пуассона ν [1].

Если объект представляет собой протяженную структуру (жгут, струна или балка), то обычно его упругие свойства оценивают с помощью коэффициента жесткости (или модуля упругости), которые рассчитывают исходя из данных относительного удлинения структуры под действием продольно приложенной силы. Основная часть физиологических работ по изучению и моделированию сокращения скелетных мышц использовала именно этот, простой и очевидный, подход. Однако реализовать его на практике биомеханических измерений чрезвычайно трудно, так как в принципе невозможно измерить у живого человека ни реальное изменение длины мышцы, ни усилие, воздействующее непосредственно на нее.

Вместе с тем, во врачебной практике давно используют качественный способ оценки сократительной способности мышц путем пальпации их тканей и определения этого состояния как гипер- или гипотонус. Попытки перевода этих понятий в количественную оценку свойств мышечной ткани привели к появлению целой группы устройств (миотонометров).

в основу работы которых положена регистрация величины прогиба поверхности мышцы под действием контактно прикладываемого усилия, нормального к ее поверхности [2-4].

Отсутствие общепринятого количественного определения понятий гипер- или гипотонус породило множество условных показателей, физическая размерность и величина которых определялись конкретным устройством, что крайне осложняет сопоставление данных разных авторов. По той же причине до сих пор отсутствуют промышленные приборы для неинвазивных измерений таких общепринятых показателей реологических свойств биотканей, как модуль сдвига или модуль упругости.

Решению общей задачи исследования сократительной способности мышц посвящено огромное количество как теоретических, так и экспериментальных работ, но их результаты пока еще крайне редко могут быть использованы в практике медицины. Однако ее реальные прикладные задачи требуют пусть пока грубых, но относительно простых расчетных выражений для физических (и физиологических) характеристик свойств биотканей, в частности мышц.

Поэтому авторы предприняли попытку получить расчетные выражения для показателей упругих свойств тканей мышц человека, подойдя к изучению сократительной способности мышц с позиций механики сплошных сред, оценивая упругие свойства их тканей с помощью эффективного модуля сдвига (или модуля упругости), которые предполагалось рассчитывать по данным о деформации δ среды в ответ на усилие F , но приложенное не вдоль структуры, как это делалось физиологами ранее, а по нормали к ее поверхности.

Итак, в настоящей работе мышечная ткань рассматривается как линейно-упругая однородная и изотропная среда, параметры которой, за исключением плотности ρ , неизвестны (ρ принимаем равной плотности воды, ибо любая мягкая биоткань состоит из нее не менее, чем на 80%). Усилие F задается, а характеристики прогиба среды (величина деформации δ , вид профиля прогиба $\delta(x, y, z)$ и др.) измеряются или рассчитываются по данным эксперимента.

На первом этапе работы была сделана попытка учесть специфику объекта исследования, т.е. его многослойность и структурированность. Для этого необходимо было:

1) оценить степень нарушения предположения однородности и изотропности среды за счет структурированности мышечной ткани;

2) экспериментально доказать, что глубина проникновения волн, создаваемых за счет удара или вибрации, соответствует глубине залегания мышц;

3) выяснить вклад тонкого слоя кожи в картину деформирования среды.

Только после выяснения этих вопросов имело смысл приступать к выбору математической модели, которая должна была дать несложные аналитические выражения для комплекса усредненных характеристик значений интересующих нас показателей $\{ \rho, \nu, E \}$ и других, выраженных через экспериментально измеряемые величины, получаемые тем или иным неинвазивным методом.

Обобщенная схема наборов методов, примененных нами для решения как частных, так и общей задачи, представлена на рис. 1.

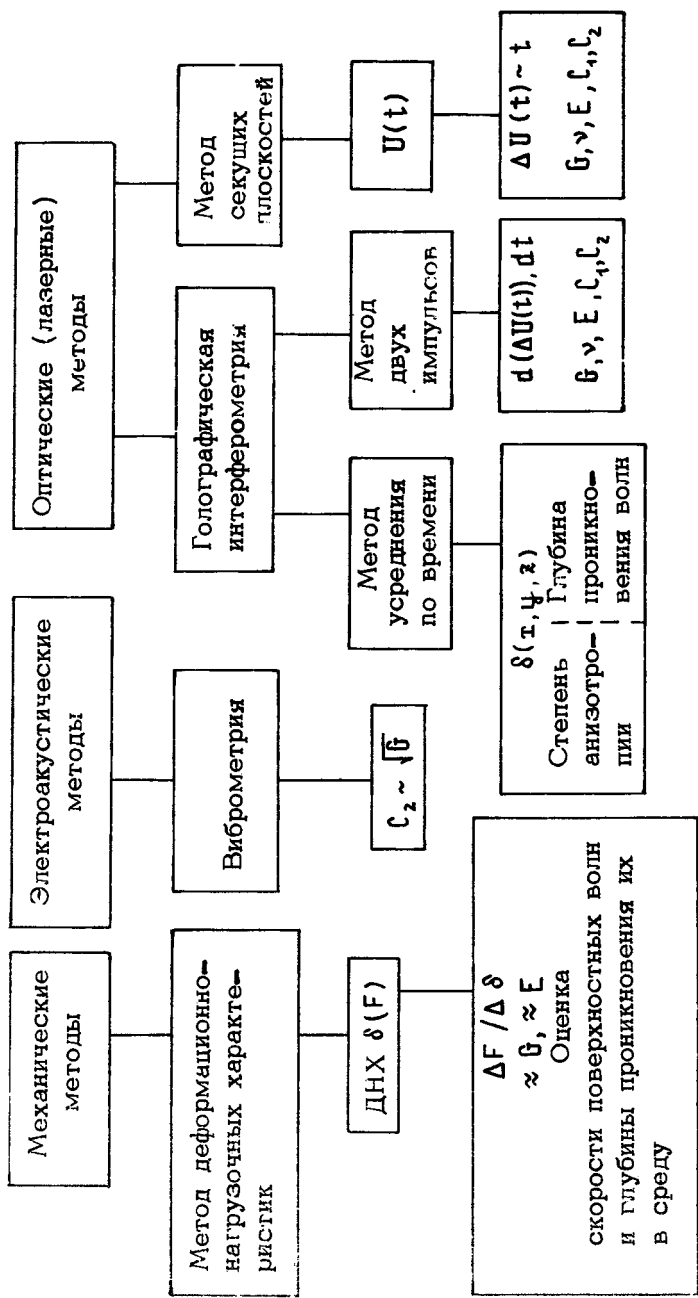
Очевидно, что ответ на вопросы, связанные с безусловной неоднородностью, многослойностью и анизотропией тканей изучаемого объекта следовало искать с помощью тех неинвазивных методов, которые позволили бы визуализировать картину деформированной волнами поверхности среды, т.е. получить поле данных, неискаженное присутствием контактных датчиков.

Наиболее удачно, на наш взгляд, эту задачу решает метод голографической интерферометрии, формирующий изображение "контурных карт" рельефов поверхностей любой сложной формы [4,5].

Для уточнения вклада в интерференционные картины структурированности мышечной ткани и направленности ориентации ее волокон была получена серия интерферограмм поверхности двуглавой мышцы плеча человека при возбуждении в ней волн кольцевой формы.

Запись интерферограмм деформации поверхности среды осуществляли по стандартной двухлучевой схеме в режиме усреднения во времени [5].

В качестве источника волн был использован механический вибратор, контактировавший с поверхностью среды через плоский штамп диаметром 6 мм, диапазон частот которого менялся в зависимости от задачи в пределах от долей герца до сотен герц.



Р и с. 1. Набор неинвазивных методов, примененных для получения комплекса упругих характеристик мягких биотканей, в том числе тканей скелетных мышц



рис. 2. Типичная интерферограмма двуглавой мышцы
человека. Частота вибраций 10 Гц, амплитуда
менее 1 мм

Благодаря исключительно высокой чувствительности метода голографической интерферометрии ($0,5 \lambda$ источника освещения) достаточная для надежной регистрации амплитуда колебаний составляла доли миллиметра.

На рис.2 приведена одна из интерферограмм, полученная в расслабленной мышце человека. Как показал анализ таких картин [7,8], основной вклад в асимметрию их кольцевых структур вносит ориентация мышечных волокон (источник анизотропии). Однако их эксцентриситет не превышал 15-20% даже для крайних случаев, т.е. для направлений "по волокнам" и "поперек их".

Исследования глубины проникновения волн были выполнены на модели биоткани - мягком эластомере, плотность, модуль упругости и коэффициент Пуассона которого близки к соответствующим показателям мышечной ткани. Интерферограммы были получены на образцах с металлическими пластинками, помещавшимися на различных глубинах.

Анализ показал, что колебания с частотами ниже 300 Гц обнаруживали металлические включения на глубинах до 2-5 см.

Учитывая, что исследованный материал являлся аналогом мышечной ткани по физическим свойствам, можно было предположить, что и для мышц глубина проникновения волн будет та же. Поскольку средняя толщина мышечного слоя двуглавой мышцы плеча человека около 50 мм, следовательно, интерферограммы должны отражать в основном свойства мышечных тканей.

Для выяснения вклада относительно тонкого поверхностного слоя, каким является кожа, в общую картину интерферограмм эксперимент изменялся следующим образом: вибратор подводили к тыльной стороне образца, а запись проводили, как и ранее, с лицевой поверхности, причем сначала получили интерферограмму свободной поверхности, а затем - с наклеенным лоскутом кожи животного, отпрепарированным непосредственно перед регистрацией. Степень прижима вибратора к тыльной стороне сохранялась.

Анализ интерферограмм обеих серий показал крайне незначительные изменения их кольцевых структур, из чего был сделан вывод, что вкладом тонкого поверхностного слоя, каким является кожа, можно пренебречь [8].

Итак, в первом приближении можно принять, что интерференционные картины, регистрируемые на поверхности изу-

аемых упруговязких сред, отражают их свойства на глубинах, соответствующих залеганию именно мышечной ткани. Вкладом кожного покрова, как и структурированностью мышечной ткани, можно пренебречь в пределах ошибки до 20%.

Чтобы ответить на вопрос о допустимости такого подхода в исследованиях биообъектов типа скелетных мышц человека, необходимо было иметь данные о степени изменения исследуемых показателей в различных режимах работы этих органов.

Для получения ответа на вопрос наиболее простым оказалось прямое измерение скорости распространения поверхностных волн в тканях мышц человека, удерживавшего грузы переменной (дозированной) величины $P_{доз}$. Для этой цели была использована стандартная виброизмерительная аппаратура с акселерометрическими датчиками колебаний. Датчики массой 2 г наклеивали на поверхность мышц по направлению волокон на расстоянии 20 мм как от вибратора, так и между ними. Сигнал с датчиков записывали на магнитофон при контрольном наблюдении колебаний на экране осциллографа. Для расчета времени запаздывания сигналов использовали кросс-корреляционный анализ.

Анализ полученных данных показал, что при изменении степени напряжения мышц в ответ на удержание $P_{доз}$ от 0 до 4–5 кг скорость волн деформации изменялась в $\frac{2-3}{1}$ раз. Воспользовавшись известным соотношением $c = \sqrt{G/\rho}$, получим, что ожидаемое изменение модуля сдвига G составит не менее 4 раз, т.е. от 4000 и более. Вот почему исходная (модельная) ошибка в 20% не столь уж велика для биообъектов.

Для подтверждения этого сошлемся на результаты наших исследований, полученные ранее [9,10] при изучении упругих свойств тканей двуглавой мышцы плеча человека в режиме изометрического напряжения.

Поскольку к тканям живых объектов невозможно применить общедоступные, принятые в технике методы оценки упруговязких свойств, а данных о величинах E и G для мышц человека найти в литературе не удалось, нами был разработан метод регистрации зависимости $\delta(F)$ названной деформационно-нагрузочной характеристикой (ДНХ), которой может рассматриваться как количественная модификация миотонометрии.

Метод основан на использовании решения статической задачи о деформации линейно-упругой однородной и изотропной среды [1,11] и был сформулирован нами в связи с разработкой "Способа оценки физического состояния мышечного аппарата спортсмена" [12].

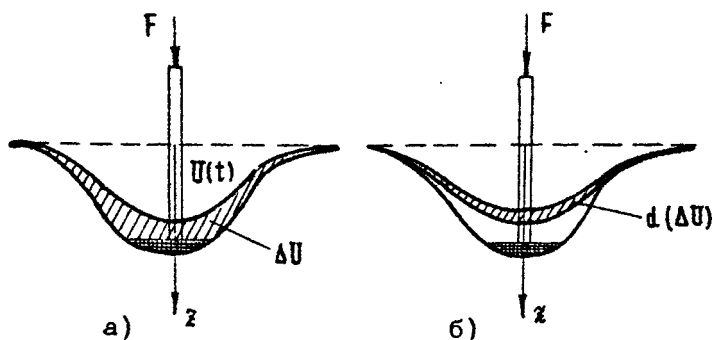
Статическая модель, модифицированная для нашей задачи [10], позволила оценить с двух сторон величины модуля упругости и модуля сдвига в зависимости от неизвестного коэффициента Пуассона и рассчитать ожидаемую глубину проникновения волн в ткани мышц, тем самым показав, что деформационные картины на поверхности мышц должны отражать свойства мышц, расположенных на достаточно большой глубине. Расчеты велись в предположении, что коэффициент Пуассона близок к 0,5 [13].

В результате проведенных работ в группах практически здоровых лиц (от 6 до 60 лет) были получены численные значения модуль упругости E для группы мышц плеча и плечевого пояса как в состоянии покоя, так и при напряжении мышц испытуемого в ответ на удержание им грузов различной величины. Изменение E по группам лиц с разным уровнем физического развития, полученное этим методом, достигало 10 раз [10,14].

Однако, как показал опыт, сам метод регистрации ДНХ, несмотря на его техническую простоту, оказался довольно утомительным для испытуемых из-за его продолжительности. Поэтому дальнейшие исследования включали разработку динамической модели, которая дала бы возможность получать весь комплекс упругих констант "материала", в том числе и ν , при кратковременных силовых воздействиях на мышцу и высокой скорости регистрации данных.

На следующем этапе решения общей задачи получения расчетных выражений для всего набора параметров среды (G , ν и т.д.) были использованы результаты, относящиеся к нестационарному переходному процессу восстановления предварительно деформированной поверхности среды, полученные одним из авторов [15].

Важная особенность этого подхода заключается в том, что он является развитием статической методики погружения в исследуемый объект штампа под действием известной силы, которая уже была проанализирована и экспериментально реализована [10].



Р и с. 3. Иллюстрации к модели нестационарного процесса восстановления возмущенной поверхности упругой среды: а - изменение объема ΔU по данным метода секущих плоскостей, б - мгновенное изменение объема $d(\Delta U)$, регистрируемое методом двухимпульсной голографической интерферометрии

Следуя [15], рассмотрим кратко указанную нестационарную задачу. Считаем, что полупространство $z > 0$ (рис.3) занято линейно-упругой однородной и изотропной средой. К его поверхности осевой силой F прижат без трения жесткий, круглый в плане, плоский штамп радиусом a . Решение соответствующей осесимметричной статической задачи теории упругости хорошо известно [1,11]. В частности, выражение, связывающее величину прогиба (перемещение штампа) δ с вызывающим его усилием F , имеет вид

$$\delta = (1-\nu)F/4aG. \quad (1)$$

Пусть теперь в момент $t=0$ нагрузка мгновенно снимается и возникает нестационарный процесс восстановления невозмущенной формы поверхности.

Представляя искомый вектор перемещения в виде суммы статической части $\vec{U}_0(r,z)$ и нестационарной добавки $\vec{U}(r,z,t)$ получаем задачу с нулевыми начальными данными и заданной при $z=0$ нормальной распределенной нагрузкой. Эта задача допускает точное решение с помощью преобразования Лапласа по времени преобразования Ханкеля по координате r [16].

Обратимся непосредственно к нашей частной задаче и введем величину изменения объема "чашки прогиба" $\Delta U(t)$ как

$$\Delta U(t) = 2\pi \int_0^{\infty} \bar{U}_r(r, 0, t) r dr. \quad (2)$$

Соответствующее преобразование Лапласа есть $\Delta \bar{U}(\rho) = 2\pi \cdot \int_0^{\infty} \bar{U}_r(r, 0, \rho) r dr$. После ряда преобразований (подробнее см. [15]) получаем выражение для $\Delta \bar{U}(\rho)$:

$$\Delta \bar{U}(\rho) = (F/G) \cdot (c_2^2/c_1^2) \cdot (1/\rho^2),$$

где c_1 и c_2 - скорость продольных и поперечных объемных волн соответственно. Переход от изображения к оригиналу дает окончательное выражение для $\Delta U(t)$

$$\Delta U(t) = (F/G) (c_2^2/c_1^2) \cdot c_1 t = Ft/c_1 \rho.$$

Система уравнений (1) и (2) становится разрешимой относительно искомым параметров среды при заданных α и ρ и измеренных δ , F , $\Delta U(t)$ и t если учесть выражения

$$c_2 = \sqrt{G/\rho}, \quad c_1 = \sqrt{(G/\rho) \cdot 2(1-\nu)/(1-2\nu)}.$$

Окончательно (расчетные) формулы для всех основных характеристик (c_1 , G , ν , E и c_2) могут быть записаны в следующем виде:

$$c_1 = F \cdot t / \rho \cdot \Delta U(t) = F/\rho \cdot [\Delta U(t)/t]^{-1}, \quad (3)$$

$$\nu = 1 - B, \quad (4)$$

$$G = (F/4\alpha\delta) \cdot B, \quad (5)$$

$$E = (F/2\alpha\delta) \cdot B \cdot (2-B), \quad (6)$$

$$c_2 = \sqrt{(F/4\alpha\delta\rho) \cdot B}, \quad (7)$$

$$A = 2\alpha\delta \cdot F/\rho \cdot [\Delta U(t)/t]^{-2}, \quad B = A - \sqrt{A(A-1)}.$$

В заключение уточним еще раз, что $\Delta U(t)$ есть мгновенное значение изменения объема чаши прогиба, т.е. $\Delta U(t) = U_0 - U(t)$, где $U(t)$ есть величина самого объема в каждый данный момент времени от начала процесса. Очевидно, что экспериментально можно измерять именно $U(t)$, а затем, зная U_0 , рассчитать $\Delta U(t)$.

Вернемся к выражению (2') для величины $\Delta U(t)$ и подчеркнем, что ее зависимость от времени, согласно нашей модели, является линейной, $\Delta U \sim t$. Именно этот факт, наряду с выполнением неравенства $A \geq 1$, и подлежал экспериментальной проверке.

Необходимость получения величин объемов $U(t)$ чаши прогиба вынуждала нас обратиться к оптическим методам построения и записи контурных карт рельефов поверхности, по которым можно было рассчитывать величину U .

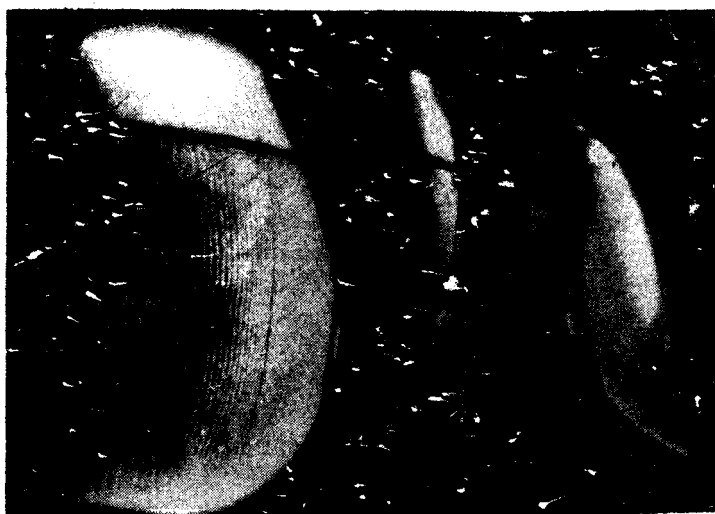
Наиболее часто для этих целей применяют метод секущих плоскостей, одним из вариантов которого является проектирование на объект линейного шаблона. Однако возможности его ограничены малой разрешающей способностью из-за дифракционных помех, которые удалось значительно снизить, применив для освещения шаблона коллимированный лазерный свет.

Для проведения указанных исследований была разработана установка, блок-схема которой содержала три узла: механический, электронный и оптический. Механический узел задавал силовое воздействие F , обеспечивал его мгновенное снятие (отстрел) и измерял исходную величину прогиба ткани δ . Электронный узел формировал систему импульсов для запуска лазера и осциллографа с памятью для уточнения времени регистрации процесса восстановления предварительно деформированной поверхности. Оптический узел обеспечивал формирование светового потока, который, пройдя через линейный шаблон, проецировал на поверхность объекта систему параллельных линий. Для регистрации контурной карты рельефа в каждый данный момент времени использовали зеркальный фотоаппарат с теленасадкой.

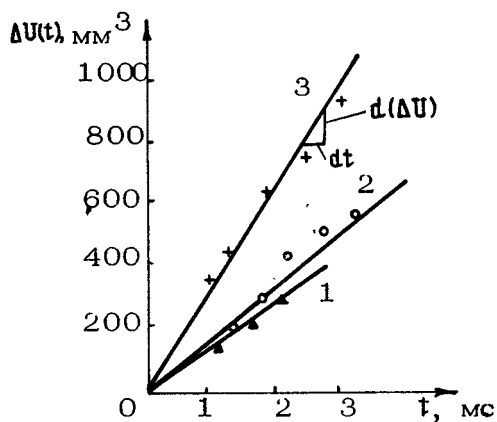
Работа была выполнена как на эластомере, так и на двуглавой мышце плеча. Отметим, что набор $U(t_n)$, $n=0, 1, \dots, k$, для мышц человека регистрировали в интервале времени от $t=0$ до t_k , при котором глубина прогиба приближалась к величине толщины кожного слоя.

После фотообработки пленки с изображениями контурных карт (рис.4) проецировали на графический планшет ЭВМ. При расчете объема чаши прогиба использовали распространенный прием разбиения его на тонкие слои, которые рассматривали как усеченные конусы. Для расчета их объемов достаточно было получить набор радиусов и высот каждого слоя, что и достигалось с помощью графического планшета.

Получив $U(t)$, переходили к расчету $\Delta U(t)$, а затем строили графики этих зависимостей и анализировали их тип. На рис.5 приведены два графика $\Delta U(t)$, полученные для эластомера и для двуглавой мышцы плеча. Очевидно, что



Р и с. 4. Контурная карта рельефа прогнутой поверхности, получаемая методом секущих плоскостей



Р и с. 5. Графики изменения объема "чашки прогиба" поверхности: 1 - для эластомера, 2 и 3 - для двуглавой мышцы плеча человека, удерживающего груз 2 кг и 4 кг соответственно (по данным метода секущих плоскостей)

оба графика отвечают условию линейности (с достаточно высокой степенью), что и требовалось.

Подтверждение основного требования математической модели дало возможность использовать выражения (3) - (7) для расчета искомых параметров по экспериментальным данным. Определив по графику $\Delta U(t)$ величину $\Delta U(t)/t$ и подставив ее в выражения (3) - (7), рассчитывали значения искомых показателей.

Все данные, полученные этим методом, внесены в табл. 1 и 2.

К сожалению, метод оказался трудоемким, особенно из-за необходимости иметь неизменной, от записи к записи, глубину начального погружения штампа в мышцу испытуемого. Тем не менее, этот этап работ был необходим, так как именно он позволил получить экспериментально доказательство линейной зависимости $\Delta U(t)$.

Очевидно, что отношение $\Delta U(t)/t$, входящее во все расчетные формулы искомых показателей, в случае линейной зависимости $\Delta U(t)$ есть постоянная величина (для заданного F). Именно этот факт позволил перейти от рассмотренного ранее экспериментального способа регистрации $\Delta U(t)$ к определению производной этой величины по времени $d(\Delta U(t))/dt$, т.е. к способу регистрации самой константы с последующей подстановкой ее в выражения (3) - (7) вместо $\Delta U(t)/t$.

Такой способностью регистрировать информацию об изменении состояния объекта за малый промежуток времени dt обладает метод голографической интерферометрии в импульсном режиме [5,6], который и был использован нами на следующем этапе работы.

Исследования проводились практически на той же установке, однако режим работы лазера был изменен на двухимпульсный, а в оптическую часть схемы были внесены изменения, необходимые для записи голографической интерферограммы.

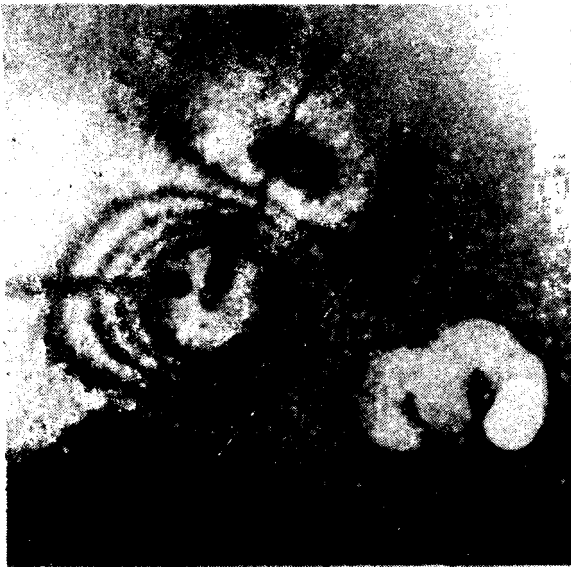
На рис.6 даны фотографии интерферограмм для эластомера и мышц руки, а на рис.3,б приведено схематическое изображение тех двух положений поверхности объекта (или слоя $d(\Delta U)$), которые регистрируются на голограмме и при восстановлении изображения (после фотообработки) дают интерферограмму.

И в этом случае объем слоя $d(\Delta U(t))$ рассчитывали как сумму слоев, но слоев-колец с шириной, задаваемой разностью радиусов середины колец интерферограммы, и высотой, постоянной и равной половине длины волны источника света, так как именно на такую величину изменяется толщина слоя объекта, соответствующая переходу от одного кольца интерферограммы к другому, соседнему (того же цвета).

Методическая часть ввода информации в ЭВМ с этих контурных карт сохранялась. На выходе получали величину $d(\Delta U)$ для промежутка времени dt , задаваемого режимом работы лазера. В частности, для эластомера время dt меж-



а)



б)

Р и с. 6. Интерферограммы поверхностей упруговязких сред в процессе восстановления исходной формы, полученные методом двух импульсов: а - эластомер, б - двуглавая мышца плеча человека

Экспериментальные и расчетные данные для эластомера

Методы	$\dot{\epsilon}_1$, м/с	$\bar{\sigma}$, кПа	ν	$\bar{\epsilon}$, кПа	$\dot{\epsilon}_1$, м/с	$\frac{\Delta U}{t}, \cdot \frac{d\Delta U}{dt},$ $\frac{м^3}{с} \cdot \frac{м^3}{с}$
Сжатие образца на машине	-	40,0	0,5	120,0	-	
Запись ДНХ в статическом режиме	-	43,6	0,5	130,8	-	
Виброметрия	-	-	-	-	6,4	
Метод секущих плоскостей	31,9	42,5	0,48	125,7	6,16	$1,37 \cdot 10^{-4}$
Голографическая интерферометрия	30,58	42,5	0,48	125,7	6,16	$1,43 \cdot 10^{-4}$

Т а б л и ц а 2

Экспериментальные и расчетные данные для двуглавой мышцы

Методы	ζ_1 , м/с	σ , кПа	γ	E , кПа	ζ_2 , м/с	$\Delta U/t$, м ³ /с	Примечание
Запись ДНХ в статическом режиме	-	35,0	(0,5)	105	(5,9)	-	Упругость мышечной ткани определялась для двух состояний мышц: при P_{A03}
	-	67,7	(0,5)	203	(8,2)	-	
Виброметрия	-	-	-	-	5,5	-	2 кг
	-	-	-	-	8,0	-	
Метод секунших плоскостей	34,58	34,4	0,485	102,2	5,87	$1,7 \cdot 10^{-4}$	4 кг
	23,0	65,57	0,43	187,5	8,1	$3,5 \cdot 10^{-4}$	
Голографическая интерферометрия	30,9	34,68	0,48	102,7	5,89	$1,9 \cdot 10^{-4}$	
	25,3	63,7	0,445	181,0	7,98	$2,9 \cdot 10^{-4}$	

Т а б л и ц а 3

Физические данные, сохранявшиеся постоянными в процессе эксперимента

Параметр	Эластомер	Двуглавая мышца	Примечание
Плотность ρ , кг/м ³	$1,12 \cdot 10^3$	$1,0 \cdot 10^3$	Упругость мышечной ткани определялась для двух состояний мышц: при нагрузке P_{A03}
Радиус штампа a , мм	3,0	4,0	
Контактное усилие F, H	4,9	5,88 7,35	2 кг и 4 кг
Максимальная глубина прогиба δ , мм	5,0	5,5 4,0	
Толщина слоя кожи, мм		2,0 1,5	

ду вспышками лазера составляло 3 мкс, а для мышц - 2 мкс. Именно эту величину $d(\Delta U)/dt$ и подставляли в расчетные формулы (3) - (7).

Очевидно, что независимо от времени регистрации интерферограммы с момента снятия силового воздействия F , но в пределах линейного участка зависимости $\Delta U(t)$ и для одного и того же dt будет иметь место одно и то же изменение объема, т.е. мы будем получать константу (при постоянном F). Это и позволило ослабить требование сохранения исходной деформации поверхности объекта.

Результаты, полученные описанным способом, также внесены в табл. 1 и 2.

Перейдем к анализу данных, представленных в табл. 1 - 3, отражающих как экспериментальный материал, так и результаты расчетов по приведенным ранее формулам. В табл. 3 собраны величины, сохранявшиеся неизменными в процессе эксперимента, а в табл. 1 и 2 - результаты измерений и расчетов. Данные, полученные при исследовании реологических свойств эластомера, имеют ошибку измерений в пределах 10 - 20%. В случаях же работы с живым объектом ошибка возрастает, но не превышает 30%.

Сравнительный анализ данных табл. 1 и 2 позволяет говорить о соответствии друг другу того набора методов, который был использован в работе. Каждый из них может быть использован как для исследования реологических свойств мягких полимеров, так и при изучении мягких тканей биологических объектов в качестве неинвазивных методов измерения их эффективных характеристик упругих свойств.

Проделанная работа позволила получить достаточно простые выражения для расчета основных параметров мягких биотканей человека, а также их значения для скелетных мышц человека при различной степени их напряжения, в процессе утомления или на этапах восстановления, что может быть использовано как в медицинской практике, так и в спортивной медицине.

В заключение авторы статьи выражают большую признательность за помощь в работе ее руководителю доктору биологических наук В.С.Синякову, а также Е.Н.Погожевой, И.Г.Зобачевой и В.В.Кузнецову.

1. Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. М.: Наука, 1980.
2. Белая Е.В., Белый В.В., Митбрейт И.М., Ходоров Б.И. Прибор для исследования реологических свойств мягких тканей // Физиология человека. 1981. Т.7, №1. С.179-183.
3. Гевлич Г.И., Григорьева Л.С., Бойко М.И., Козловская И.Б. Оценка тонуса скелетных мышц методом регистрации поперечной жесткости // Косм. биология. 1983. Т.17, №5. С.86-89.
4. Утенькин А.А., Калинина Н.Н., Дьячкова Г.В. К методике исследования тонуса мышц // Мед. техника. 1982. №6. С.31-33.
5. Голографические неразрушающие исследования / Ред. Роберт К. Эрф. М.: Машиностроение, 1979.
6. Гинзбург В.М., Степанов Б.М. Голографические измерения. М.: Радио и связь, 1981.
7. Синяков В.С. Голографическая регистрация деформационных волн в мышечных тканях // Бюл. эксперим. биол. 1986. №10. С.495-498.
8. Синяков В.С.; Хайкова М.И. К вопросу о глубине проникновения рэлеевских волн, возбуждаемых в живых тканях // Актуальные проблемы заболевания и выздоровления: Сб.тр.НИИ ОПИПФ АМН СССР. М., 1983. С.154-156.
9. Зильберглейт А.С., Златина И.Н., Синяков В.С., Хайкова М.И. Способ измерения модуля упругости мышечной ткани человека // Бюл.эксперим.биол. 1983. Т.96, №12. С.101-105.
10. Зильберглейт А.С., Златина И.Н., Синяков В.С., Хайкова М.И. Исследование механических свойств мышц человека // ЖТФ. 1984. Т.154, №3. С.617-624.
11. Уфлянд Я.С. Интегральные преобразования в задачах теории упругости: 2-е изд. Л.:Наука, 1967.
12. Чернух А.М., Синяков В.С., Зильберглейт А.С., Златина И.Н., Хайкова М.И. Способ оценки физического состояния мышечного аппарата спортсмена А.с. №1132913. // Б.И. 1985. №1 С.24.
13. Фанг Ю.Ч. Математические модели зависимости напряжение-деформация для живых мягких тканей // Механика полимеров. 1975. №5. С.850-867.

14. Хайкова М.И., Ураев Ю.С. Изменение модуля упругости группы мышц плеча и плечевого пояса в зависимости от вида совершаемого ими двигательного акта // Актуальные проблемы заболевания и выздоровления: Сб.тр. НИИ ОПИПф АМН СССР. М., 1983. С.156-160.
15. Зильберглейт А.С. Изменении формы поверхности упругого или вязкоупругого тела при мгновенном снятии осесимметричной статической нагрузки // ЖТФ. 1989. Т.59. №4. С.61-63.
16. Achenbach I.D. Waves in elastic solid // Amsterdam, North-Holland Publ. Co, 1976.

МОДЕЛЬ ФОРМИРОВАНИЯ ИМПЕДАНСНЫХ СВОЙСТВ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Е. М. Тиманин

1. ВВЕДЕНИЕ

В данной работе рассматриваются свойства мягких биологических тканей, наблюдающиеся в ходе следующих, достаточно широко известных экспериментов. Колеблющийся поршень приводится в контакт с тканью; измеряются сила воздействия (\hat{F}) и параметры движения поршня: смещение (\hat{D}), скорость (\hat{V}) или ускорение (\hat{A}): определяются комплексные характеристики нагрузки поршня: жесткость $\hat{K}(i\omega) = \hat{F}/\hat{D}$, импеданс $\hat{Z}(i\omega) = \hat{F}/\hat{V} = \hat{K}(i\omega)/i\omega$ или инерционность $\hat{M}(i\omega) = \hat{F}/\hat{A} = \hat{Z}(i\omega)/i\omega = \hat{K}(i\omega)/\omega^2$. Эти характеристики и называются ниже общим термином "импедансные свойства". Проблематика исследований таких свойств заключается в следующем.

Во-первых, поскольку контроль импедансных свойств мягких биологических тканей является частным случаем контроля их механических свойств, то сюда может быть перенесена и проблематика этих исследований. Одной из основных задач здесь является диагностика функционального состояния тканей, которая проводится в различных условиях различными методами, например [1-4]. Контроль импедансных свойств тканей с целью оценки их состояния в силу природы этих свойств и в силу методической специфики может в определенных условиях оказаться выгодным. Кроме оценки функционального состояния тканей, контроль их механических свойств интересен с чисто научной точки зрения, а также является необходимым при моделировании сложных органов и при решении ряда других задач [5].

Во-вторых, специфической для импедансных свойств задачей, с которой связан интерес к их исследованиям, является согласование датчиков с телом при регистрации естественных вибраций в человеческом организме (звуков сердца и сосудов, шумов легких и т.п.) [6-12]. Это обусловлено тем, что механический импеданс участка тканей, с которым контактирует датчик, полностью определяет процесс их взаимодействия и обмена колебательной энергией. Измерения импеданса с целью решения задачи о согласовании датчика с телом начались с 40-х годов [6], однако до настоящего времени остаются неясными детали его зависимостей от частоты колебаний, от диаметра и от силы прижатия датчика, от типа и от состояния тканей и т.д.

В-третьих, остается не до конца исследованной природой наблюдаемых импедансных свойств, выяснение которой составляет, по сути, самостоятельную задачу. Решение ее, т.е. создание физической теории формирования импедансных свойств мягких биологических тканей, сделало бы возможным более успешное решение как задачи о согласовании датчиков с телом, так и задачи об оценке функционального состояния тканей. Сделать это строго вряд ли возможно, поскольку реальные исследуемые объекты имеют ограниченные размеры, сложную форму, являются анизотропными и существенно неоднородными. Не претендуя на абсолютную строгость, можно попытаться ввести модель импедансных свойств тканей на основе достаточно очевидных физических соображений и обосновать ее корректность путем широкой проверки предсказываемых ей следствий. Целью данной работы является именно такое введение простой модели импедансных свойств мягких биологических тканей и ее проверка по результатам сопоставления с экспериментальными зависимостями этих свойств от диаметра поршня.

2. МОДЕЛЬ "ЭКВИВАЛЕНТНОЙ КОЛЕБЛЮЩЕЙСЯ СФЕРЫ"

2.1. Введение модели

Основные черты импедансных свойств мягких биологических тканей, наблюдаемых поршневым методом на реальных объектах, по-видимому, должны воспроизводиться в

модельной задаче о колебаниях поршня на плоской границе однородного изотропного полупространства. Неоднородность и анизотропия реальных объектов приведут лишь к тому, что характеристики реологических свойств материала модельного полупространства будут соответствовать некоторым эффективным, усредненным по объему характеристикам соответствующих свойств реальных объектов. Отличие реальной поверхности от плоскости будет мало существенно, если размеры поршня малы по сравнению с радиусами кривизны поверхности. Конечность размеров реальных объектов, в принципе, может дать различие импедансных свойств в модели и в эксперименте. Оценка реального вклада связанных с этим эффектов является необходимой частью экспериментального обоснования вводимой модели.

Рассмотрение колебаний поршня на границе вязкоупругого полупространства также достаточно сложно. Представляется возможным упростить эту задачу за счет следующих изображений. В реальных условиях измерения импеданса производятся на границе тканей с воздухом. Поэтому на границе модельного полупространства необходимо принять условие свободы перемещений, т.е. равенство нулю нормальных и касательных напряжений. Полупространство, ограниченное такой поверхностью, можно заменить на неограниченное пространство путем отражения в ограничивающей плоскости и замены всех источников волн в отраженном полупространстве на противофазные [13]. Действительно, при этом на плоскости, относительно которой проводилось отражение, вследствие симметрии сохраняются те же нулевые граничные условия, а следовательно сохранится и акустическое поле в исходном полупространстве. Таким образом, задача о колебаниях поршня на границе полупространства сводится к задаче о колебаниях поршневой диафрагмы в неограниченном пространстве. Излучение поршня будет представляться как излучение диафрагмы в одну сторону, а импеданс поршня — как половина импеданса диафрагмы. При переходе к неограниченному пространству, однако, исключаются из рассмотрения волны, связанные непосредственно с ограничивающей поверхностью, которые могут давать вклад в импеданс поршня в реальных условиях. Оценка этого вклада является второй необходимой частью экспериментального обоснования вводимой модели.

В качестве следующего упрощающего предположения представляется возможным принять, что излучение колеблющейся диафрагмы в первом приближении качественно совпадает с излучением колеблющейся сферы, а следовательно и качественное поведение импедансов этих излучателей в первом приближении совпадает. Различия возможны за счет того, что в излучении диафрагмы, по-видимому, присутствует, кроме дипольной составляющей (излучение колеблющейся сферы), также и излучение высших мультиполей. Однако вклад их должен быть относительно мал, по крайней мере на достаточно низких частотах.

Таким образом, можно попытаться воспроизвести, по крайней мере, основные черты импедансных свойств мягких биологических тканей, наблюдаемых поршневым методом, в модели, основанной на рассмотрении колебаний сферы в неограниченном пространстве из материала с соответствующими вязкоупругими свойствами. Автору известны две модели такого типа [7,14]. В этих работах, однако, отсутствуют цепь логических рассуждений, оправдывающих такое моделирование, и обсуждение факторов, неучитываемых при этом. Кроме того, в этих работах не обсуждаются условия, принимаемые для установления количественной эквивалентности поршня и модельной сферы. В работе [14] этот момент вообще остается неясным, в [7] постулативно задается, что импеданс поршня (\hat{Z}_n) составляет половину импеданса сферы (\hat{Z}_c) того же радиуса. Как видно из проведенных выше рассуждений, принятие условия

$$\hat{Z}_n = \hat{Z}_c / 2 \quad (1)$$

вполне оправдано, однако совпадение радиусов поршня и сферы ниоткуда не следует. Введение сферического излучателя нулевого порядка, эквивалентного поршневой диафрагме в экране, излучающей волны объемной сжимаемости, в акустике проводится на основе условия равенства излучаемой мощности [13,С.311]. Это условие приводит к тому, что радиусы эквивалентных излучателей не совпадают, а связаны соотношением

$$r_c = r_q / \sqrt{2}.$$

Аналогичным образом здесь при введении колеблющейся сферы, эквивалентной поршню, необходимо дополнительное условие, определяющее смысл принимаемой эквивалентности.

Представляется возможным задать это условие из требования совпадения квазистатического сопротивления движению поршня и половины квазистатического сопротивления движению сферы в пространстве, т.е. из требования выполнения соотношения (1), в частности в предельном случае $\omega \rightarrow 0$ (ω — круговая частота колебаний поршня). Квазистатическая жесткость нагрузки сферы радиуса a ($\hat{K}_c = i\omega \hat{Z}_c$), колеблющейся в несжимаемой идеально упругой среде с модулем сдвига μ_1 , находится из общего выражения для импеданса колеблющейся сферы [14]:

$$\hat{K}_c \xrightarrow{\omega \rightarrow 0} 6\pi a \mu_1.$$

Квазистатическая жесткость нагрузки поршня диаметра d ($\hat{K}_n = i\omega \hat{Z}_n$), колеблющегося на границе идеально упругого полупространства, выражается из известного решения задачи о статическом вдавливании штампа (поршня) в полупространство [15]

$$\hat{K}_n \xrightarrow{\omega \rightarrow 0} 4d\mu_1.$$

Из принимаемого условия эквивалентности $\hat{K}_n = \hat{K}_c/2$ получается

$$a = 4d/3\pi. \quad (2)$$

Таким образом, радиус эквивалентной сферы оказывается близким, но не совпадающим точно с радиусом поршня.

Выражение для импеданса поршня на границе несжимаемого вязкоупругого полупространства, учитывающее лишь излучение поршнем сдвиговых волн и не учитывающее излучение волн объемной сжимаемости, получается из общего выражения для импеданса колеблющейся сферы [14] с учетом условий эквивалентности (1) и (2) в следующем виде:

$$\hat{Z}_n = \frac{64}{81\pi^2} \rho d^3 i\omega \left(1 - \frac{27\pi}{4} \frac{i}{dh} - \frac{81\pi^2}{16} \frac{1}{d^2 h^2} \right), \quad (3)$$

где $h = \omega/c_t$ — постоянная распространения сдвиговых волн, $c_t = \sqrt{\mu/\rho}$ — скорость сдвиговых волн, ρ — плотность среды, $\mu = \mu_1 + i\omega\mu_2$ — комплексный модуль сдвига среды, определяющийся модулем сдвиговой упругости μ_1 и модулем сдвиговой вязкости μ_2 . Это выражение и будет в дальнейшем называться моделью "эквивалентной колеблющейся сферы" (МЭКС).

Эквивалентность поршня и сферы в смысле равенства квазистатических сопротивлений движению, вообще говоря,

может не обеспечивать их эквивалентность в области высоких частот, т.е. возможно несовпадение мощностей излучаемых волн, и несовпадение присоединенных масс среды, колеблющихся с поршнем и сферой. Совпадение этих величин может служить некоторым "интегральным" критерием правомерности представления импедансных свойств в "сферической" модели, т.е. критерием правомерности отбрасывания эффектов ограниченности исследуемого объекта и эффектов излучения поверхностных волн. Ниже будет проведена экспериментальная проверка этого критерия. Прежде чем приступить к ней, проведем анализ теоретических следствий введенной модели.

2.2. Описание в модели волн, наблюдаемых на поверхности тканей

Как известно [6,16], при возмущении поверхности мягких биологических тканей колеблющимся поршнем можно наблюдать на ней (например, при стробоскопическом освещении) распространяющиеся волны. Моделирование импедансных свойств тканей с помощью соотношений для сферы, колеблющейся внутри неограниченного пространства, предполагает исключение из рассмотрения поверхностных волн. Однако это не означает полного игнорирования наблюдаемых волн. В "сферической" модели учитывается вклад в импеданс объемных сдвиговых волн, которые, как это следует из способа введения этой модели, всегда излучаются поршнем. Эти волны могут быть видны с поверхности и, возможно, они и являются основной составляющей наблюдаемых волн. Соотношения для таких волн могут быть получены на основе общих выражений для акустического поля колеблющейся сферы, приведенных в работе [14]:

В случае пренебрежения излучением волн сжимаемости вектор смещений в среде выражается следующим образом:

$$\vec{s} = \frac{ha \exp(iha)}{2} [2H_0(hr) \text{grad } r - H_2(hr)r^2 \text{grad}(r/r^3)]. \quad (4)$$

Здесь $H_0(hr)$ и $H_2(hr)$ - сферические функции Ханкеля 0-й и 2-й степени; r - модуль радиус-вектора точки наблюдения в системе координат с центром в центре сферы; r - проекция этого радиус-вектора на ось \vec{T}_0 , вдоль которой происходят колебания сферы.

В сферической системе координат (r, θ, φ) , где угол θ отсчитывается от оси \vec{T}_0 , а угол φ - в плоскости, перпендикулярной ей, величина r и оператор ∇_{rad} выражаются следующим образом:

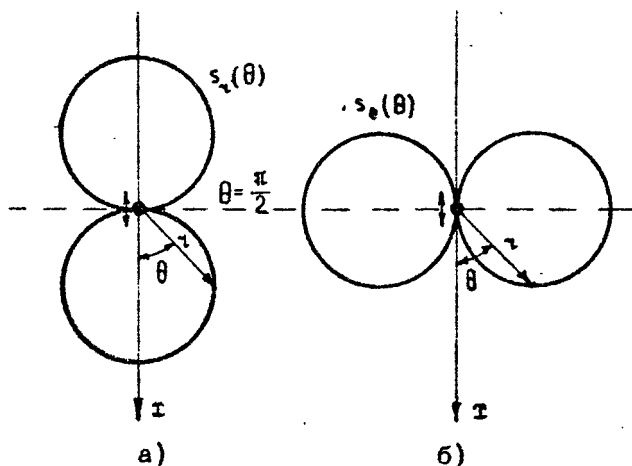
$$r = r \cos \theta,$$

$$\nabla_{\text{rad}} = \vec{r}_r \frac{\partial}{\partial r} + \vec{\theta}_\theta \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} + \vec{\varphi}_\varphi \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \varphi}.$$

С учетом этих соотношений выражение (4) приводится к виду

$$\vec{s} = \vec{r}_0 [H_0(hr) + H_2(hr)] ha \exp(iha) \cos \theta + \vec{\theta}_0 [H_2(hr) - 2H_0(hr)] \frac{ha \exp(iha)}{2} \sin \theta. \quad (5)$$

Видно, что вектор смещений имеет две проекции s_r и s_θ . Проекция s_φ равна нулю, как это и должно быть вследствие симметрии задачи относительно оси \vec{T}_0 . Угловое распределение смещений s_r и s_θ дается соответственно множителями $\cos \theta$ и $\sin \theta$ (рис.1). Как обсуждалось в п.2.2.,



Р и с. 1. Угловое распределение излучения сдвиговых волн колеблющейся сферой на заданном расстоянии от центра $r = r_0 \cos \theta$; а - проекция смещения s_r , б - проекция смещения s_θ

излучение поршня представляет из себя излучение соответствующей сферы в полупространство, т.е. составляется из величин s_{ν} и s_{θ} , даваемых формулой (5) при $\theta \ll \pi/2$. В этом случае на поверхности полупространства ($\theta = \pi/2$) должны наблюдаться волны с одной проекцией смещения, нормальной к ней:

$$s_{\theta} = \frac{h_0}{2} \exp(ih_0) [H_2(h_1) - 2H_0(h_1)]. \quad (6)$$

На основе этих соотношений можно пытаться экспериментально проверить правомерность интерпретации наблюдаемых волн как объемных сдвиговых. В частности, измеряя относительные величины тангенциальных и нормальных смещений поверхности, можно пытаться экспериментально оценить вклад поверхностных волн в наблюдаемые.

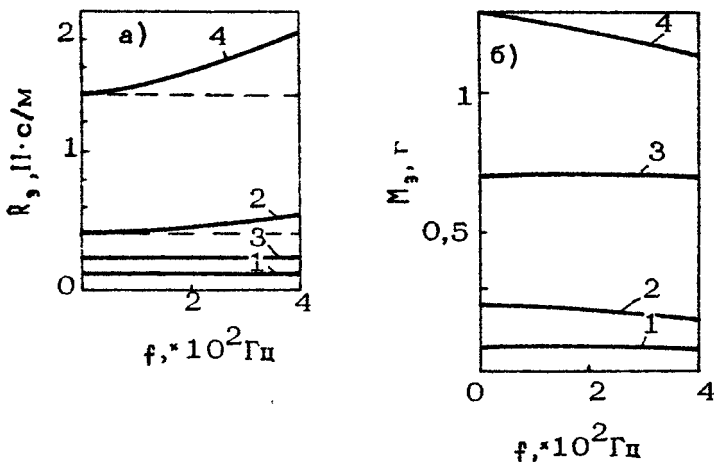
2.3. Интерпретация параметров известной феноменологической модели импедансных свойств мягких биологических тканей

Начиная с классической работы по измерению импедансных свойств мягких биологических тканей [6] в качестве феноменологической модели этих свойств используется их описание с помощью формул для импеданса эквивалентной механической системы с одной степенью свободы, т.е. представление

$$\hat{Z}_n = R_3 + i\omega (M_3 - K_3/\omega^2), \quad (7)$$

где R_3 , M_3 и K_3 - эквивалентные демпфирование, инерционность и упругость тканей. Для точного описания наблюдаемых свойств эти параметры приходится признать зависящими от диаметра поршня и от частоты колебаний, причем характер этих зависимостей остается выясненным далеко не полностью [8,12]. В рамках введенной физической модели импедансных свойств мягких биологических тканей (3) несложно получить аналитические выражения для этих величин, раскрывающие их зависимость от диаметра поршня и от частоты. Эти выражения имеют вид

$$K_3 = 4d \mu_f,$$



Р и с. 2. Частотная зависимость эквивалентного демпфирования (а) и эквивалентной инерционности (б) тканей. Расчет в МЭКС при значениях параметров $\mu_1 = 2,76 \text{кПа}$, $\mu_2 = 2,72 \text{Па} \cdot \text{с}$

$$R_3 = 4d\mu_2 + \frac{16}{3\pi} d^2 \sqrt{\rho \sqrt{\mu_1^2 + (\omega\mu_2)^2}} \cos\left(\frac{1}{2} \arctg \frac{\omega\mu_2}{\mu_1}\right),$$

$$M_3 = \frac{64}{81\pi^2} \rho d^3 + \frac{16}{3\pi} \frac{d^2}{\omega} \sqrt{\rho \sqrt{\mu_1^2 + (\omega\mu_2)^2}} \sin\left(\frac{1}{2} \arctg \frac{\omega\mu_2}{\mu_1}\right). \quad (8)$$

Эквивалентная упругость тканей в МЭКС представляется через квазистатическое упругое сопротивление вдавливанию поршня, определяющееся только модулем сдвиговой упругости материала μ_1 и пропорциональное первой степени диаметра.

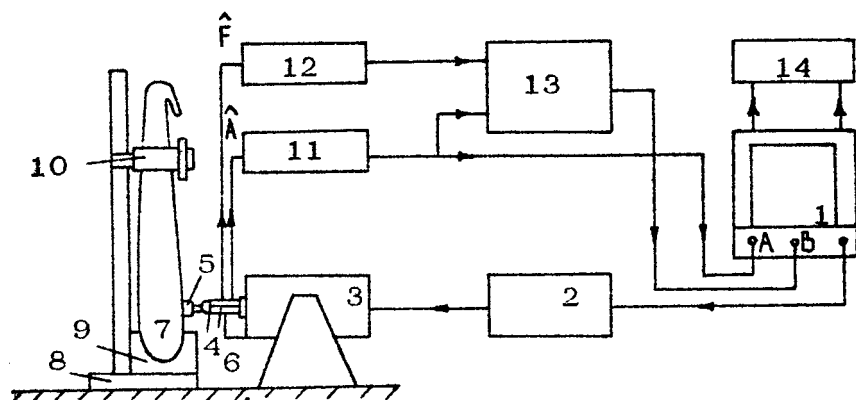
Эквивалентное демпфирование тканей интерпретируется как сумма квазистатического вязкого демпфирования, определяющегося модулем сдвиговой вязкости материала μ_2 и диаметром поршня, и частотнозависимого демпфирования, связанного с излучением сдвиговых волн. В идеально упругом материале второе слагаемое не исчезает, а сводится к величине

$$R_y = \sqrt{\rho\mu_1} \cdot 16d^2/3\pi,$$

представляющей мощность сдвиговых волн, излучаемую поршнем в такую среду. Эквивалентная инерционность тканей также представляется в виде суммы двух слагаемых. Второе из них, частотнозависимое, становится равным нулю в идеально упругом материале. Следовательно, можно рассматривать первое слагаемое как присоединенную массу в такой среде, а второе слагаемое — как добавку к этой массе за счет дополнительного излучения сдвиговых волн в среде с вязкостью $\mu_2 \neq 0$. Относительные вклады различных составляющих эквивалентного демпфирования и эквивалентной инерционности тканей изменяются в зависимости от параметров тканей, от диаметра поршня и от частоты. Их соотношение в реальной ситуации иллюстрирует рис. 2, построенный для оцененных ниже значений реологических параметров мягких тканей предплечья. Кривые 1 и 2 соответствуют поршню $d=10$ мм, кривые 3 и 4 — поршню $d=20$ мм. Кривые 2 и 4 — полные величины демпфирования и инерционности. На рис. (а) прямые 1 и 3 соответствуют квазистатическому вязкому сопротивлению движению, пунктиром отмечен суммарный вклад этой величины и сопротивления излучения сдвиговых волн в идеально упругой среде ($\mu_2=0$). На рис. (б) прямые 1 и 3 соответствуют вкладу присоединенной массы в идеально упругой среде.

3. МЕТОД ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ИМПЕДАНСНЫХ СВОЙСТВ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Для исследования свойств мягких биологических тканей использован стандартный современный способ измерения механического импеданса [17]. Особенностью является лишь применение схемы компенсации акселерометрической чувствительности датчика силы импедансной головки на операционных усилителях, позволяющей расширить частотный диапазон регистрации силы в область низких частот до единиц герц. Блок-схема экспериментальной установки приведена на рис. 3. Процесс измерений реализуется следующим образом. Плоский, круглый в сечении поршень 5 закрепляется на опорной площадке датчика силы импедансной головки 4, установленной на подвижной платформе электродинамического вибростенда 3. Статическое положение платформы вибростенда определяется значением постоянного тока в подвижной катушке вибростенда



Р и с. 3. Схема установки для измерения механического импеданса мягких биологических тканей: 1 - двухканальный спектроанализатор 2034 Br & K; 2 - усилитель мощности 2707 Br & K; 3 - вибростенд 4801 TBr & K; 4 - импедансная головка 8001 Br & K; 5 - сменный штамп (поршень), 6 - миллиметровая шкала, 7 - предплечье (объект исследований), 8 - координатная платформа, 9, 10 - фиксаторы локтя и запястья, 11, 12 - нормирующие усилители заряда 2626 Br & K; 13 - блок компенсации акселерометрической чувствительности датчика силы, 14 - двухкоординатный графопостроитель 2308 Br & K.

и задается соответствующими регулировками усилителя мощности 2. Оно контролируется по миллиметровой шкале 6 и может изменяться в пределах ± 10 мм от среднего. Поршень приводится в контакт с исследуемым объектом 7 нормально к его поверхности. Нулевое показание шкалы 6 устанавливается соответствующим положению, когда поршень лишь касается объекта. После этого поршень вдавливается на контролируемую глубину. Сигнал с генератора шума, встроенного в спектроанализатор 1, через усилитель мощности 2 подается на подвижную катушку вибростенда и вызывает шумоподобные колебания поршня. Сигнал с датчика силы импедансной головки, контролирующего силу сопротивления движению поршня (\hat{F}_c) через нормирующий усилитель заряда 12 подается на блок компенсации акселерометрической чувствительности датчика силы 13, а с выхода этого блока - на вход B спектроанализатора 1. Здесь он подвергается инверсии фазы для

перехода к вынуждающей силе $\hat{F} = -\hat{F}_e$, действующей со стороны поршня на объект.

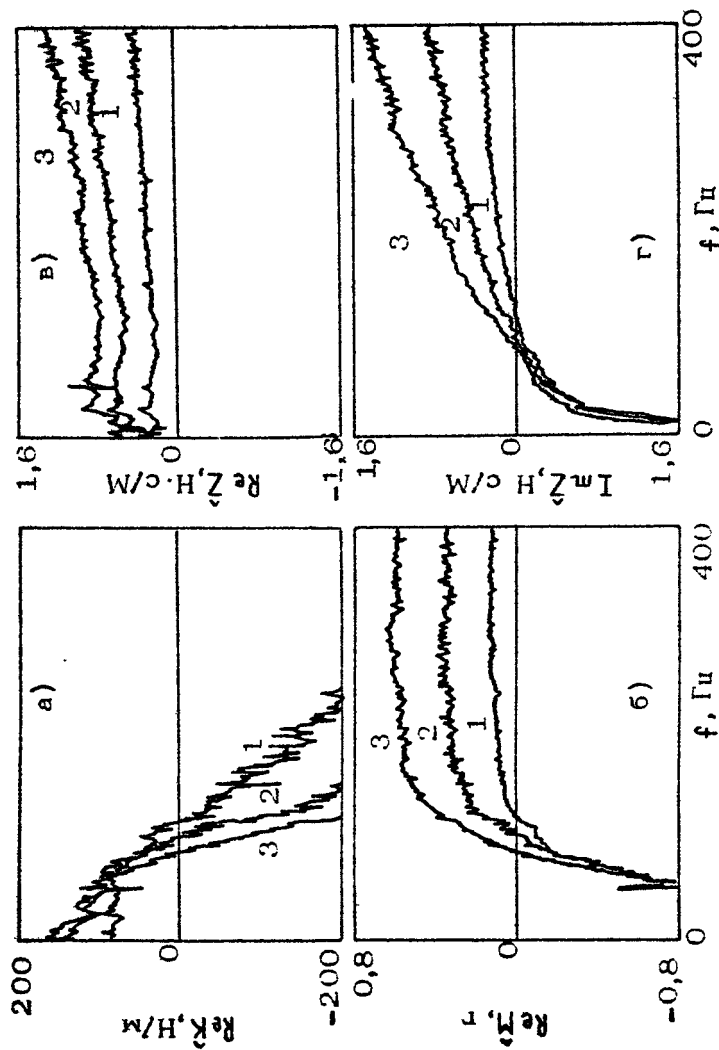
Сигнал с акселерометра импедансной головки, контролирующего ускорение движения поршня (\hat{A}), через нормирующий усилитель 11 подается на вход А спектроанализатора, а также на блок 13, где используется для компенсации акселерометрической чувствительности датчика силы. Спектроанализатор работает в режиме синхронного накопления спектров и измеряет частотную характеристику H_1 , т.е. фактически отношение комплексных спектров силы и ускорения. Определяемые таким образом частотные зависимости комплексной инерционности ($\hat{M} = \hat{F}/\hat{A}$), комплексного импеданса ($\hat{Z} = i\omega \hat{F}/\hat{A}$) или комплексной жесткости ($\hat{K} = -\omega^2 \hat{F}/\hat{A}$) нагрузки поршня могут быть зарегистрированы на графопостроителе 14 в форме кривых модуля и фазы или действительной и мнимой части, а также могут быть во всех деталях отображены на дисплее спектроанализатора. В данной работе приводятся результаты экспериментов на мышечной ткани предплечья человека 7, которое устанавливалось перед вибростендом на координатной платформе 8 в фиксаторах локтя 9 и запястья 10. Результаты исследования основных метрологических характеристик установки приведены в работе [18].

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТОВ И СОПОСТАВЛЕНИЕ С МОДЕЛЬЮ

С целью проверки адекватности введенной МЭС (3) была проведена серия экспериментов по регистрации импеданса расслабленных мягких тканей предплечья с помощью поршней разных диаметров. Характерный вид регистрируемых кривых и характерный эффект изменения диаметра видны на рис.4. Качественный вид наблюдаемых кривых соответствует феноменологической модели (7) и по ним легко находятся величины эквивалентной упругости, эквивалентного демпфирования и эквивалентной инерционности тканей, например:

$$K_3 = \text{Re } \hat{K} \Big|_{f=5 \Gamma_{\text{ц}}}, \quad R_3 = \text{Re } \hat{Z} \Big|_{f=200 \Gamma_{\text{ц}}}, \quad M_3 = \text{Re } \hat{M} \Big|_{f=200 \Gamma_{\text{ц}}}.$$

Результаты измерения этих величин поршнями с диаметрами 2,4,6,8,10,12,14,16 и 20 мм приведены на рис.5, здесь же — результаты расчетов по формулам (8). Расчеты прове-

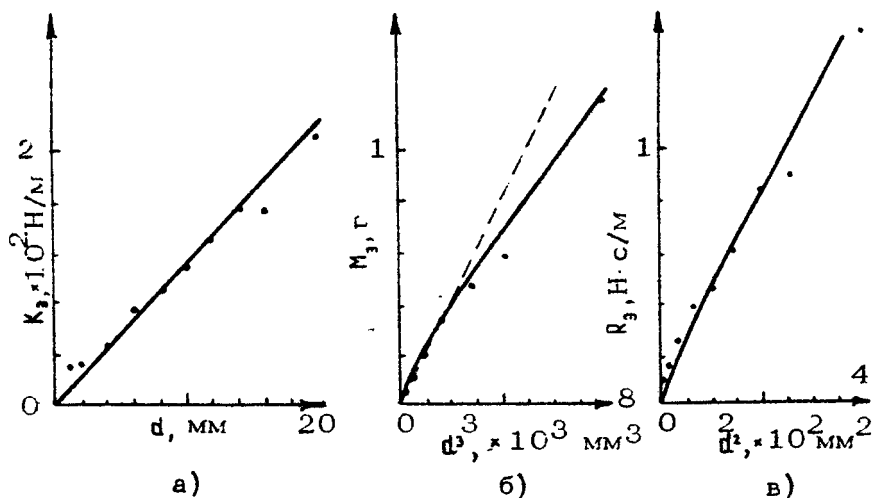


Р и с. 4. Импедационные свойства расслабленных мягких тканей предплечья: а, б, в - действительные части комплексной жесткости \hat{Z} , комплексной инерционности \hat{Y} и комплексного импеданса \hat{Z} , г - мнимая часть комплексного импеданса. Кривые 1, 2 и 3 зарегистрированы соответственно поршнями $d \approx 8,075 \text{ мм}$, $d \approx 11,800 \text{ мм}$ и $d \approx 16,030 \text{ мм}$ при вдавлении $\tau \approx 1 \text{ мм}$

дены при значениях реологических параметров тканей $\mu_1 = 2,76$ кПа, $\mu_2 = 2,72$ Па·с, оцененных по результатам измерения с помощью поршня $d \approx 10$ мм величин $K_3 = 111$ Н/м и $R_3 = 0,451$ Н·с/м. Величина μ_1 оценена путем обращения первой формулы (8). Величина μ_2 найдена путем итерационного решения уравнения

$$\mu_2 = \frac{R_3}{4d} - \frac{4d}{3\pi} \sqrt{\rho \sqrt{\mu_1^2 + (\omega \mu_2)^2} \cos\left(\frac{1}{2} \arctg \frac{\omega \mu_2}{\mu_1}\right)}, \quad (9)$$

полученного из второй формулы (8). Таким образом, параметры модели зафиксированы по двум экспериментальным точкам. Все дальнейшие следствия модели имеют предсказательный характер и могут быть использованы для оценки ее адекватности эксперименту. Первым таким следствием можно считать предсказываемую моделью линейную зависимость эквивалентной упругости тканей от диаметра. Из рис. 5 видно, что прямая является хорошей аппроксимацией результатов измерения, по крайней мере в области диамет-



Р и с. 5. Зависимость от диаметра поршня эквивалентной упругости (а), эквивалентной инерционности (б) и эквивалентного демпфирования (в) мягких тканей предплечья. Пунктиром проведена прямая $M_3 = \alpha d^3$, где $\alpha = 200$ кг/м³. Сплошные кривые рассчитаны в МЭКС, ... - экспериментальные точки

ров $d \approx 8$ мм. Вторым следствием можно считать предсказываемый моделью характер зависимости эквивалентного демпфирования тканей от диаметра, который также хорошо согласуется с экспериментальными данными (см. рис.5,в). Третьим и четвертым следствиями МЭКС являются численные значения и характер зависимости от диаметра поршня эквивалентной инерционности тканей. Несмотря на то что результаты прямых измерений инерционности не использовались при оценке параметров модели, аппроксимация этих результатов в рамках модели снова оказывается удовлетворительной (см. рис.5,б). Из рис.5,б видно, кроме того, хорошее совпадение наблюдаемой экспериментально эквивалентной инерционности с инерционностью, предсказываемой известной феноменологической зависимостью [6,12]

$$M_3 = \alpha d^3,$$

где $\alpha = 200 \text{ кг/м}^3$. Это подтверждает достоверность экспериментальных результатов.

Таким образом, наблюдаемые экспериментально зависимости всех трех параметров феноменологической модели импедансных свойств тканей от диаметра используемого поршня в рамках МЭКС удается воспроизвести при фиксированных значениях ее параметров. Это можно рассматривать как убедительное свидетельство в пользу адекватности этой модели, т.е. в пользу того, что импеданс поршня, колеблющегося на поверхности мягких тканей, в значительной степени определяется излучением им объемных сдвиговых волн.

В заключение необходимо отметить, что результаты оценки реологических параметров мягких тканей предплечья несколько расходятся с данными других авторов. В работе [6] для предплечья оценены значения $\mu_1 = 2,2 \text{ кПа}$, $\mu_2 = 15 \text{ Па}\cdot\text{с}$, а в работе [3] для расслабленной ткани сгибателя плеча приведено значение модуля Юнга 35 кПа , что примерно соответствует $\mu_1 = 12 \text{ кПа}$.

Л и т е р а т у р а

1. Геллер И.И., Гришин И.Г., Саркисян А.Г., Девис А.Е. Динамика упругости, силы биоэлектрической активности свободно пересаженных мышц // Медицинская биомеханика. Рига, 1986. Т.1. С.125-129.

2. Вайн А.А., Кару Г.Э., Ласн Л.Р., Степанов Г.А. Биомеханические свойства мышц верхней конечности у больных после реплантации // Медицинская биомеханика. Рига, 1986. Т.1. С.100-103.
3. Кожевникова М.И., Сняжков В.С. Гистерезисные явления в скелетных мышцах человека при поперечной их деформации в режиме изометрического напряжения // Медицинская биомеханика. Рига, 1986. Т.1. С.194-199.
4. Сарвазян А.П. Биофизические основы ультразвуковой медицинской диагностики // Ультразвуковая диагностика / ИПФ АН СССР. Горький, 1983. С.80-94.
5. Современные проблемы биомеханики. Вып.2. Механика биологических тканей. Рига: Зинатне, 1985.
6. Franke E. Mechanical impedance of the surface of the human body // Journal of Applied Physiology. 1951. V.3, N1. P.582-590.
7. Арвин Г.И. Согласование акустических датчиков с биологическими объектами // Медицинская техника, 1972. №3. С.26-29.
8. Голиков В.А., Одищов С.Г. Влияние первичного преобразователя на механический импеданс тела человека // Новости медицинской техники. 1978. №3. С.25-28.
9. Сторчун Е.В. Моделирование взаимодействия и структура контактных преобразователей для сфигмографии и апекскардиографии: Автореф. канд. техн. наук, М., 1982.
10. Анишкина Н.М., Антонен В.А., Бильчугов А.Л. Измерение частотной характеристики чувствительности приемного тракта ФКГ-системы. // Тезисы докл. 5-й Всесоюз. конф. "Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений". М., 1978.
11. Антонен В.А., Глинер А.Р., Спивак-Баранов М.Е. Исследование частотных передаточных свойств грудины человека // Тезисы докл. 3-й Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики. Рига, 1983. Т.1. С.140.
12. Vermarien H., Vollenhoven E., van. The recording of heart vibration: a problem of vibration measurement on soft tissue // Medical and Biological Engineering & Comput. 1984. N22, P.168-176.
13. Скучик Е. Основы акустики. М: Ил. 1958. Т.1. С.202.
14. Oestreicher H.L. Field and impedance of an oscillating sphere in viscoelastic medium with an application to biophysics // Journal of the Acoustical Society of America. 1951. V.23, N6, P707-714

15. Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. М.: Наука, 1980. С.138.
16. Кузнецов В.В., Синяков В.С., Кожевникова М.И., Орлова И.В., Михайлова И.М. Исследование динамики поверхностных возмущений скелетных мышц человека // Медицинская биомеханика. Рига, 1986. Т.1. С.229-234.
17. Вибрации в технике: Справочник в 6 т. / Под ред. В.Н.Челомея. М.: Машиностроение, 1981. Т.5: Измерения и испытания. С.314.
18. Тиманин Е.М. Лабораторная установка для контроля вязкоупругих свойств мягких биологических тканей вибрационным штамповым методом // Тезисы докл. 9-й Всесоюз. конф. "Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение". М., 1989. С.158.

О ВЛИЯНИИ ПРОЦЕССА ИЗМЕРЕНИЯ НА РЕОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

В. И. Пасечник, Н. Б. Бодрова, Е. А. Модянова

Биологические ткани как объект измерения принципиально отличаются от других реологических объектов тем, что в них структурные элементы, способные изменять ее характеристики в процессе измерения. Это связано с существованием в них рецепторных и контрактивных структур — первые реагируют на воздействие: соприкосновение с тканью генератора механических колебаний, а также приемника колебаний, — вторые обеспечивают изменение свойств ткани. Аfferентные механизмы обеспечиваются тактильными рецепторами и рецепторами сосудов; эfferентные механизмы осуществляются мышечными волокнами в коже, мышцами как таковыми, контрактивными структурами в стенках кровеносных сосудов, осмотическими процессами в ткани.

Эти особенности биологических тканей могут проявляться различными способами: разбросом экспериментальных данных, невоспроизводимостью результатов измерений [1], направленным изменением свойств тканей в процессе вибрационного воздействия [2,3]. Подобные явления могут наблюдаться при измерениях в разных частотных диапазонах. В связи со способностью биологических тканей к изменению механических свойств в процессе измерения, возникает вопрос об адекватных способах описания упругих свойств таких сред и о поиске возможных путей использования этих данных в целях медицинской диагностики.

В настоящей работе рассмотрены некоторые примеры указанных особенностей реологии биологических тканей *in situ* и предложены некоторые способы их описания.

Исследования проводились в двух частотных диапазонах на двух разных объектах: бицепсе и грудных железах человека. На бицепсе измеряли скорость c и коэффициент затухания по амплитуде A бегущих волн, возбуждаемых вибромассажером на частоте 100 Гц (подробности см. [1]). Величины c составляли 4,9 - 7,2 м/с, значения A - 35,4 - 46,1 м⁻¹, что близко к значениям, измеренным бесконтактным ультразвуковым виброметром в более широком диапазоне частот [4].

В измерениях мы обратили внимание на зависимость результатов измерений A от предыстории состояния мышцы. В частности, приведенные выше значения A были получены только в том случае, если мышца предварительно совершала несколько десятков сокращений. Без этого затухание было настолько велико, что волна смещений поверхности бицепса не регистрировалась. Кроме того, мы также сопоставляли значения действительной E' и мнимой E'' частей модуля Юнга до и после совершения мышцей работы по поднятию груза на заданную высоту (720 Дж). Эти величины менялись в несколько раз как в ту, так и в другую сторону. Таким образом, упругие характеристики мышцы являются функцией неких внутренних параметров и слабо связаны с главным физиологическим параметром, характеризующим ее функцию, - весом поднимаемого ею груза P . В этой связи отметим, что измеренные на десятичных испытуемых зависимости величин A и c от P имеют сильные индивидуальные различия. Путем статистической обработки нам удалось выявить достоверные отличия только между начальной ($P=0$) и конечной ($P=2+6$ кг) величинами A и c .

Таким образом, наши измерения показывают, что реологические характеристики бицепса могут сильно зависеть от ряда традиционно неконтролируемых условий проведения эксперимента. Это приводит к большому разбросу результатов измерений. Предполагаем, что в упругих свойствах бицепса ведущую роль играют свойства мышечной ткани, а не покрывающей его кожи.

Для измерения на молочных железах (МЖ) использовали следующую методику: в кожу на глубину 1 мм вдавливали индентер, соединенный с плоской пружиной. По изгибу последней, регистрируемому с помощью фотоэлектрического датчика смещений, определяли силу, необходимую для вдавли-

ливания индентера. При изгибе достаточно жесткой пружины глубина вдавливания индентера менялась не более чем на 15%. Для модели биологической ткани в виде изотропного упругого полупространства с модулем Юнга E выполняется соотношение: $E = F/d\delta$, где F — сила, с которой вдавливаются индентер, d — его радиус, δ — глубина погружения в ткань. При таком способе оценки значения E в наших экспериментах составляли $10^4 + 10^5$ Па по порядку величины. Как будет показано ниже, реальная упругая модель кожи отличается от модели однородной среды, поэтому величины E , как правило, лучше характеризовать в относительных единицах.

В процессе измерения датчик упругости прикладывали к выбранной точке железы, через 1–2 с снимали его показания. Такой способ измерений в какой-то степени эквивалентен исследованию на низких частотах порядка долей герца.

Отметим, что после соприкосновения датчика с МЖ величина силы во времени спадает достаточно медленно, т.е. процессы релаксации за время наших измерений (1–2 с) не успевают развиваться.

Обработку результатов измерений проводили на персональной ЭВМ STATGRAF с помощью пакета программ статистической обработки данных.

Измерения проводили на семерых испытуемых в положениях "сидя" или "лежа". В первом положении использовали индентер диаметром 1 мм и проводили измерения с шагом в 1 см вверх от соска (4 серии измерений для обеих желез). С увеличением расстояния X упругость возрастала (рис.1), однако наблюдался большой разброс данных от серии к серии, изменялась форма зависимостей в разные дни.

Как правило, в первой серии результаты измерения величины E были ниже, чем в последующих. Ввиду того что по мере удаления от соска большое влияние могла оказывать упругость кожи, натягиваемой весом МЖ, для характеристики ее собственных свойств использовались значения, усредненные на расстояниях 2–5 см от соска, где они мало зависят от расстояния. Эти средние величины $\{E_{cp}\}$, измеренные в течение 2,5 месяца, меняются в пределах 20% в течение месячного цикла. Отмечаются корреляции в изменениях по дням в течение двух месяцев E_{cp} на обеих железах ($r = 0,494$), в то же время коэффициент

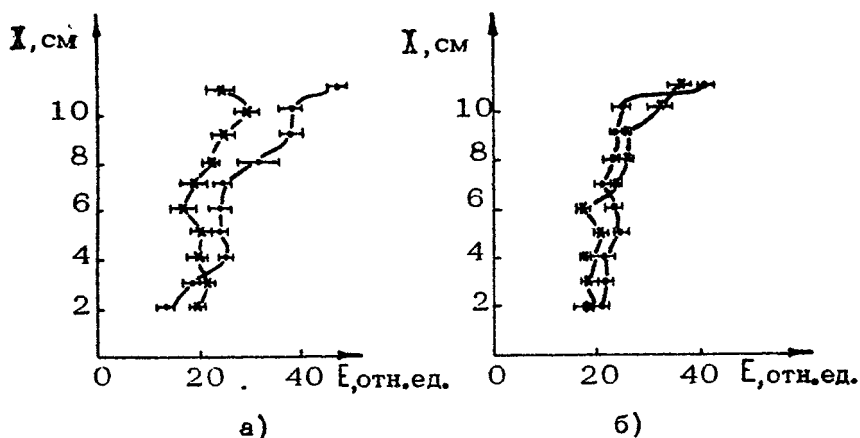


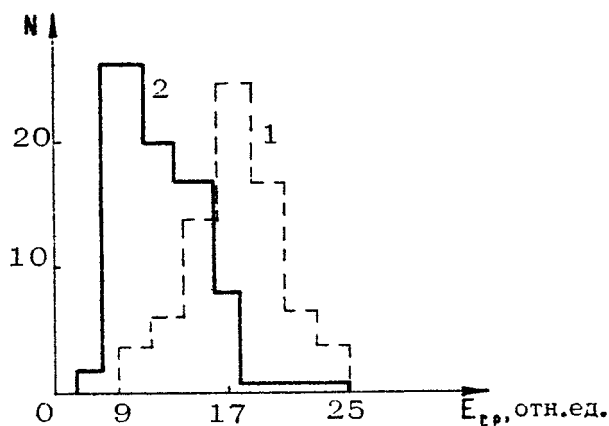
Рис. 1. Примеры зависимости упругости E молочной железы от расстояния X от арсолы, измеренные в разные дни: а - 24.11.86, б - 22.11.86 в положении "сидя"; •• - левая МЖ, * * - правая

корреляции упругости МЖ и упругости кожи предплечья (которую измеряли в ряде экспериментов) существенно ниже ($r = 0,290$).

Наиболее ярко отличия обеих желез для испытуемой с мастопатией выступают на гистограммах средних по дням значений E_{cp} (рис.2). Соответствующие распределения не являются гауссовыми; различаются как средние значения, так и форма гистограмм.

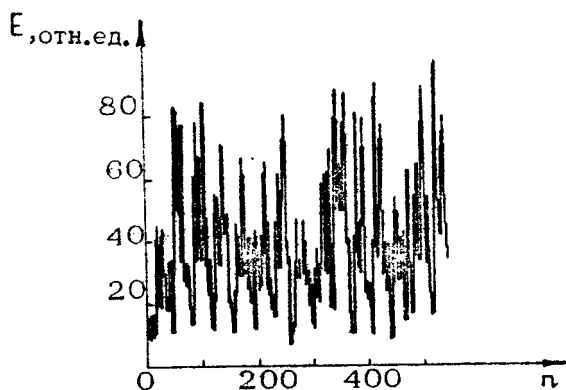
При измерениях упругости молочной железы в положении "лежа", показания снимали 4-5 раз в неделю в восьми точках, расположенных на двух концентрических окружностях с центром в соске, с радиусами, соответственно, 2 и 3,5 см в точках, соответствующих циферблату часов 3,6,9,12. В каждой точке измерения проводили 3-5 раз, достоверной зависимости упругости от координаты не обнаружили и далее рассматривали все точки как одну совокупность.

Для удобства на рис.3 представлена последовательность значений E , полученных для левой МЖ испытуемой №8, они получены соединением данных для последующих дней, в каждый из которых проводили 35-40 измерений. Видны очень большие разбросы значений E (отличия максимумов от минимумов - до 10 раз). Эти значения не представляют

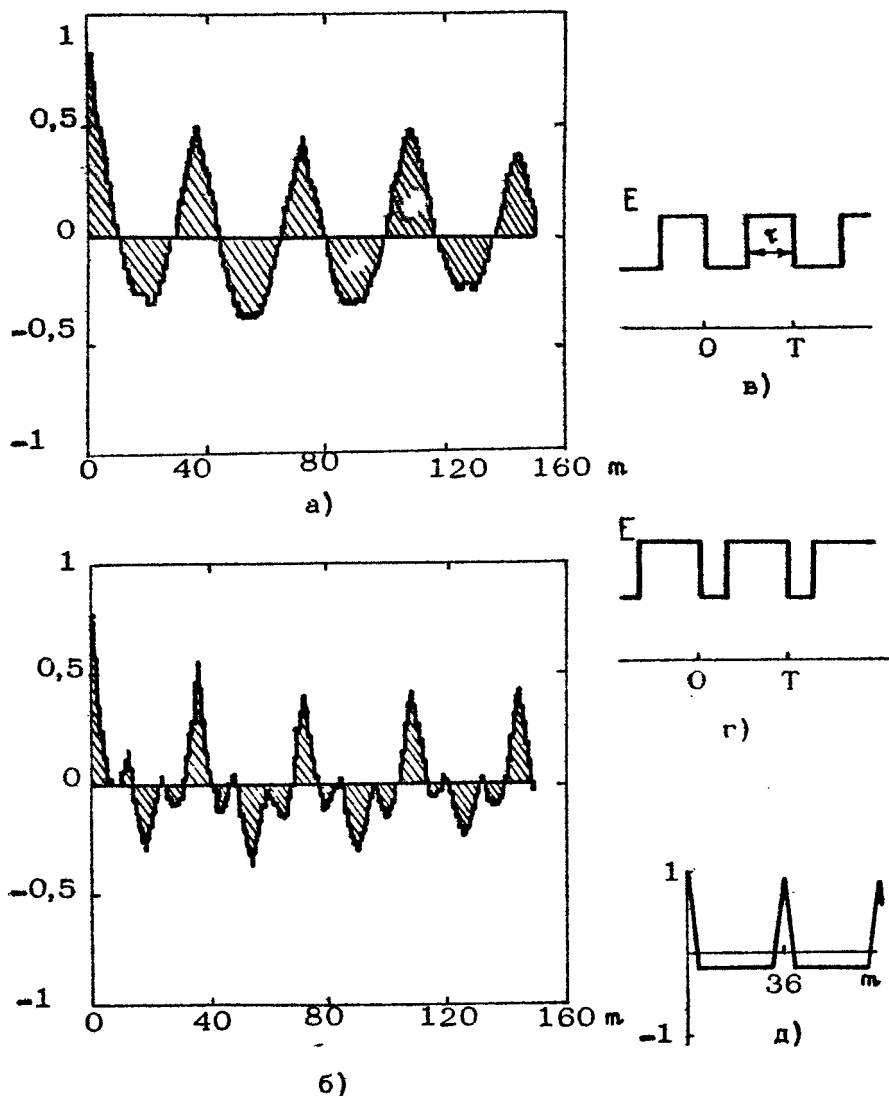


Р и с. 2. Примеры гистограмм средних по дням значений упругости E_{cp} молочной железы вблизи ареолы для испытуемой №1 с мастопатией: 1 - левая МЖ, $E_{cp} = 17.8$, 2 - правая МЖ, $E_{cp} = 12.8$ отн.ед.

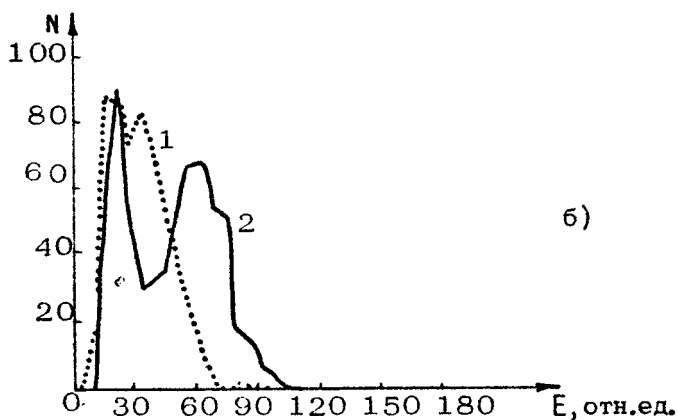
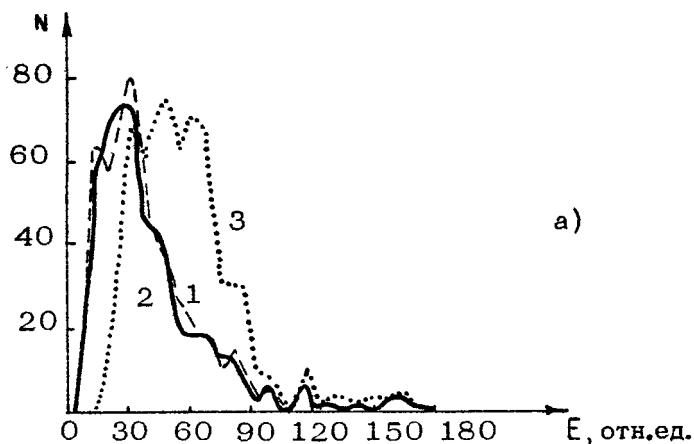
собой случайный ряд данных, а реализуются в виде серий повышенных значений E , сменяемых сериями пониженных значений. Это говорит о том, что в процессе измерения происходит реакция МЖ, сопровождаемая систематическими изменениями ее упругости.



Р и с. 3. Последовательность значений упругости левой МЖ испытуемой №8, полученная в течение месяца измерений, при каждом измерении получали 35-40 точек



Р и с. 4. Коэффициент автокорреляции для последовательностей упругости левой МЖ испытуемых №7 (а) и №8 (б), m - сдвиг номера измерения; в, г - схемы временной реакции левой МЖ для обоих случаев, отличающиеся длительностью временного интервала с повышенной упругостью; д - автокорреляционная функция, соответствующая модели



Р и с. 5. Сравнение гистограмм упругости для разных испытуемых: а - левая (кривая 1) и правая (кривая 2) МЖ у испытуемой №8 (норма) и правая МЖ испытуемой №5 (кривая 3). Средние значения $\bar{\epsilon}$ и стандартные отклонения σ в относительных единицах, соответственно: кривая 1 - 42,06 и 28,9; 2 - 38,33 и 19,7; 3 - 59,1 и 24,2. б - левая МЖ испытуемой №7 (норма) - кривая 1 и испытуемой №3 (гормональные нарушения) - кривая 2

Информацию о длительности и воспроизводимости этой реакции можно получить, используя автокорреляционную функцию:

$$A_m = \frac{\sum_{t=1}^{n-m} (E_t - \bar{E})(E_{t+m} - \bar{E})}{\sum_{t=1}^n (E_t - \bar{E})^2}, \quad m = \overline{0, n/2},$$

где E_t - зависимость модуля Юнга от номера измерений t , \bar{E} - среднее значение, τ - сдвиг, n - полное число измерений. На рис. 4 приведены эти функции для двух испытуемых. Форма максимумов близка к треугольной. Они повторяются с интервалом $m = 36$, что соответствует сдвигу на один день (количество точек, измеренных в один день). Величины пиков превосходят уровень значимости 0,95 (точки) при смещениях на 4-5 дней измерений, т.е. зависимость реакции от номера измерения хорошо сохраняется в течение этого срока.

Для оценки характерной длительности реакции воспользуемся простейшей моделью ответа (рис.4,в,г): упругость повышена в течение части τ периода T измерения на постоянную величину. Соответствующая автокорреляционная функция приведена на рис.4,д. Величина T в наших экспериментах составляла около 200 с (5 с на каждую из 40 точек). Можно показать, что доля периода с повышенной упругостью τ/T связана с длиной основания треугольника Δm , отнесенной к периоду автокорреляционной функции M , соотношением

$$\tau/T = 0,5 \pm \sqrt{0,25 - (\Delta m/M)^2}$$

Знак "-" соответствует случаю, когда доля повышенных значений E меньше 0,5, знак "+" - случаю, когда она превышает 0,5.

Для данных, представленных на рис.4,а,б, получили соответственно τ/T 0,5 и 0,83, другими словами; в первом случае реакция длится примерно 100 с, во втором - около 160 с. Отметим, что автокорреляционные функции у ряда испытуемых отличаются для левой и правой МЖ. Используемая приближенная модель не учитывает более тонких особенностей зависимости E во времени, что проявляется в различии формы автокорреляционной функции в теории и эксперименте (см. рис.4,д и а,б соответственно).

Наряду с отличиями в длительности реакции существенной характеристикой реакций МЖ являются гистограммы

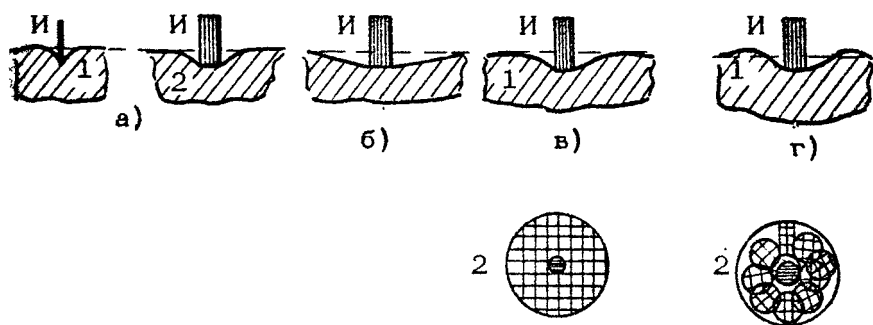
значений упругости (рис.5). Их не удается аппроксимировать каким-либо стандартным распределением, их форма, средние значения \bar{E} индивидуальны для разных испытуемых (см. рис.5,а и кривую 1 на рис.5,б). В то же время сходство гистограмм для левой и правой МЖ одной испытуемой (см. рис.5,а, кривая 1 и 2), определяемое на глаз, существенно выше, чем для разных испытуемых.

К сожалению, в современной статистике отсутствуют разработанные методы, позволяющие охарактеризовать это сходство. Первая попытка разработки и применения метода сравнения гистограмм содержится в работе [5]. Этот метод основан на вычислении коэффициента ранговой корреляции для ординат сравниваемых гистограмм с оценкой соответствующей вероятности методом бутстрепа [6]. Сравнение гистограмм опосредованно - через стандартные распределения - не имеет смысла, поскольку те не дают достоверного описания экспериментальных данных.

Обращает на себя внимание существование двухэкстремальных гистограмм (рис. 5,б, кривая 2) - они свидетельствуют о наличии двух ярко выраженных состояний упругости МЖ. Такую гистограмму мы наблюдали у испытуемой с гормональными расстройствами.

Обсуждение. Остановимся на двух вопросах: 1) качественной модели упругих свойств кожи с прилегающим участком железистой или мышечной ткани; 2) способах характеристики свойств тканей, изменяющихся в процессе измерения.

Принципиальным обстоятельством является то, что деформацию кожи при действии на нее индентера нельзя описать в рамках модели изотропного твердого тела (рис.6,а). Действительно, размер деформированного индентором участка тела, как следует из теории упругости, определяется его диаметром (схемы 1 и 2 на рис.6,а), в то же время размер деформированного участка кожи не зависит от размера индентера. Этот недостаток отчасти преодолевает модель А.П.Сарвазяна (рис.6,б) - изотропное тело, покрытое однородной пленкой. Недостатком этой модели является то, что в случае низкой деформируемости пленки по сравнению с изотропным телом, она передает деформации на слишком большие расстояния. Рассмотрены еще две модели кожи (рис.6,в,г).



Р и с. 6. Возможные модели строения кожи человека: а - изотропное упругое тело (1 - тонкий индентер, 2 - толстый индентер); б - изотропное упругое тело, покрытое пленкой с большой упругостью; в - гель, армированный сплошным слоем марли; г - гель, покрытый кусочками марли

Как известно, существенную роль в упругости кожи играют коллагеновые волокна, обладающие высокими значениями модуля упругости. Такие волокна обеспечивают упругость и ряда других тканей, например, базиллярной мембраны улитки органа слуха [7]. Поэтому в качестве модели (рис.6,в) рассмотрен гель из желатина, верхняя часть которого армирована слоем марли. Эта модель обеспечивает большую область деформирования при действии тонкого индентера. Ее недостаток - передача деформаций на расстояния в несколько сантиметров из-за движения нерастяжимой прямой нити индентером.

Более адекватной моделью является гель, покрытый кусочками марли размером 1 см (рис.6,г), - конечные их размеры существенно ограничивают эффективные расстояния, на которые может распространяться деформация от точечного источника. Заметим, что на эффективную передачу деформации на большие расстояния способны только распрямленные нити, сложенные нити таким свойством не обладают.

С помощью модели кожи (см.рис.6,г) можно объяснить быстрые (за секунды) изменения ее упругих свойств, измеряемые методом внедрения индентера. По-видимому, сократительные элементы кожи натягивают расположенные в ней коллагеновые нити. Распрямленные нити вовлекают в деформацию сразу весь объем связанных с ними участков ткани, что повышает упругость кожи. Модель рис.6,г позволяет

учесть как быстрый, так и медленный отклик измеряемой упругости кожи.

Возможен также другой механизм медленной реакции ткани, при котором меняется ее осмотическое состояние. Ткань набухает — это также вызывает распрямление покрывающих ее волокон и возрастание упругости кожи.

Таким образом, изменение упругости участка тела, покрытого кожей, в процессе измерения может определяться различными физиологическими механизмами кожи, афферентным звеном которых могут являться тактильные рецепторы кожи, прессорецепторы сосудов и т.п., а эффекторным — мышечные волокна кожи. Кроме того, это звено может быть расположено в подлежащих тканях — это структуры, которые отвечают за сложные механизмы, регулирующие их водосодержание.

Из предыдущего следует, что выделить из полученных измерений упругости МЖ информацию об упругости непосредственно железистой ткани весьма сложно. Поэтому нам представляется, что сделать вывод о наличии мастопатии, опухолей можно, используя комплекс статистических характеристик полученных результатов измерений упругости. Благодаря существованию висперокутанных соотношений состояние кожи отражает состояние внутренних органов. Для парных органов наилучшим диагностическим критерием является отличие свойств соответствующих симметричных участков кожи. Пример этому — изменение поверхностной температуры одной МЖ при наличии в ней опухоли. Применительно к измерениям упругости это означает, что критериями каких-либо изменений МЖ могут являться различия гистограмм упругости левой и правой МЖ. Возможно, что большей чувствительностью к изменениям в МЖ обладают автокорреляционные функции, характеризующие динамику реактивности МЖ в процессе измерений. Для использования этих параметров МЖ в целях диагностики необходима разработка количественных методов сравнения гистограмм и автокорреляционных функций, а также длительные систематические измерения на большом контингенте больных.

Другой подход к использованию данных неинвазивных методов для оценки упругости ткани МЖ может заключаться

в переходе на более высокие частоты измерений, поскольку, как показано ранее [1], вязкоупругие свойства, например мышц, могут весьма слабо зависеть от силы, развиваемой контрактивными элементами, — это позволит уменьшить разбросы измеряемых значений упругости, а также уменьшить величину вибрации тканей, а значит и величину ее реакции.

В заключение отметим, что контактные измерения упругих свойств тканей *in situ* неминуемо связаны с возбуждением физиологических реакций на прикосновение, которые, в свою очередь, вызывают изменение упругости тканей. При низкочастотных измерениях эти изменения в несколько раз меняют измеряемую упругость ткани.

Временной ход, разбросы и повторяемость реакции могут нести дополнительную информацию о физиологическом состоянии ткани, а отличия этих параметров для парных органов (молочных желез) могут дать диагностические критерии при разных патологиях.

Авторы благодарны А.М.Тараторину и А.Г.Когану за помощь в работе.

Л и т е р а т у р а

1. Пасечник В.И., Фоменко А.М. Измерение модуля упругости мышц человека методом бегущих волн // Механика композитных материалов, 1982. №2. С.363-365.
2. Казаков В.В., Клочков Б.Н. Волны активности на мышце человека // Коллективная динамика возбуждений и структурообразование в биологических тканях / ИПФ АН СССР. Горький, 1988. С.52-54.
3. Вибрационная биомеханика / Под.ред. К.В.Фролова. М.: Наука, 1989.
4. Казаков В.В., Клочков Б.Н. Использование ультразвукового вибростра для измерения механических свойств биотканей // Тезисы Всесоюз. симпоз. "Применение ульт-

разлика в промышленности и медицине". Каунас: КПИ,
1987. С. 92-93.

5. Бодрова Н. Б., Удальцова Н. В., Иванов П. С., Шноль С. Э.
О неслучайности формы "неосостоятельных" гистограмм.
Пушкино: ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1989.
6. Эфрон Б. Нетрадиционные методы многомерного статисти-
ческого анализа. М.: Финансы и статистика, 1988.
7. Пасечник В. И. Механизмы улитки органа слуха // Итоги
науки и техники. Сер. Физиология человека и животных.
Т. 39, М.: ВИНТИ, 1988. С. 6-121.

МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Т. Н. Пашовкин, А. П. Сарвазян

ВВЕДЕНИЕ

Среди физических характеристик биологических тканей важнейшими, наиболее прямо связанными со структурной организацией ткани, являются их статические и динамические механические свойства. Поэтому исследование механических характеристик тканей может дать важную информацию об их свойствах. Высокая информативность механических характеристик обусловлена тем, что состояние ткани в целом зависит прежде всего от наличия и качества контактов элементов, составляющих ткань. Контакты между клетками в большинстве случаев могут быть описаны посредством адгезионно-механических параметров.

Мягкие биологические ткани обладают значительной гетерогенностью по своим механическим характеристикам. В ряде работ сделаны общие оценки механических характеристик биологических тканей: динамического модуля сдвига и динамической вязкости [1-3]. Авторам работы [1] удалось лишь по порядку величины оценить высокочастотные значения модуля сдвига ($G = 10^3 \div 10^6 \text{ Н/м}^2$) и вязкости ($\eta = 4 \cdot 10^{-1} \div 3,0 \text{ Па}\cdot\text{с}$) некоторых мягких тканей лабораторных животных.

В Институте биологической физики АН СССР в последнее время был разработан ряд методов и приборов (метод измерения сдвигового импеданса тканей, волновые методы контроля упругости поверхностных участков мягких тканей), позволивших проводить измерения вязкоупругих характе-

ристик биологических тканей как *in vitro* так и *in vivo*.

С использованием этих методов в работах [2,3] показано, что диапазон модуля сдвига для мягких тканей составляет $10^3 + 10^8$ Н/м² и для вязкости - $2 \cdot 10^{-1} + 10^3$ Па·с.

Целью настоящей работы является определение диапазонов изменений механических параметров мягких биологических тканей, определение масштабов варибельности механических параметров для тканей животных различного вида (земноводных, млекопитающие, птицы) и кожи человека.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследования механических свойств (динамического модуля сдвига, динамической вязкости) биологических тканей проводили на свежесыделенных препаратах. В качестве образцов были использованы ткани земноводных (печень, мышцы, сердце, кожа *R. ridibunda*), млекопитающих (почка, печень, мышца, сердце, селезенка, кишечник, мозг кроликов), птиц (кожа, мышца, печень, сердце, жир, кишечник, желудок кур). Измерения проводились в условиях термостатирования при температуре 25° С в специальной камере в течение первых 30 минут после выделения образца по разработанной нами методике, исключающей попадание тканевой жидкости в измеряемую область. В экспериментах были использованы ткани 40 лягушек, 10 кроликов, 5 кур.

Для измерения механических свойств тканей были использованы методы: а) измерения сдвигового импеданса тканей и б) волновые методы.

Измерения сдвигового импеданса тканей проводили с помощью прибора с датчиком крутильных колебаний с резонансной частотой 50 кГц, калиброванного по ньютонским жидкостям, у которых активная и реактивная составляющие импеданса равны. При нагружении датчика на ткань регистрировали изменение частоты резонанса и изменение фазовой характеристики. По этим данным рассчитывали активную (R) и реактивную (X) составляющие импеданса, а затем динамический модуль сдвига (G), вязкость (η), скорость (c) и коэффициент затухания (α) сдвиговых волн по формулам [4]:

$$\sigma = (R^2 - X^2) / \rho, \quad (1)$$

$$\eta = R \cdot X / \pi \rho f, \quad (2)$$

$$L = (R^2 + X^2) / \rho R, \quad (3)$$

$$\alpha = X \rho \cdot 2\pi f / (R^2 + X^2), \quad (4)$$

где ρ - плотность тканей (в наших расчетах $\rho \approx 1,05 \text{ г/см}^3$, т.е. среднее значение плотности тканей, (так как ρ тканей = $0,9 + 1,09 \text{ г/см}$), f - частота резонатора. Ошибка измерения данным методом не превышает $\pm 10\%$ и в основном обусловлена калибровкой прибора. Волновой метод основан на измерении скорости поверхностных волн по времени пробега акустического импульса между излучающим и приемным пьезопреобразователями. Данный метод требует высокой чувствительности приемника, так как поверхностная волна в тканях имеет значительный коэффициент затухания. Измерение скоростей поверхностных волн в тканях проводили методом годографа, который заключается в определении крутизны зависимости времени пробега от длины акустического пути.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В табл. 1-6 приведены данные о вязкоупругих свойствах мягких тканей лабораторных животных: кроликов, лягушек и кур (n - число образцов, m - число животных).

В табл. 7 приведены средние значения сдвиговых вязкостей и модулей сдвига, полученные на одном человеке.

Т а б л и ц а 1

Значение динамического модуля сдвига биологических тканей (Н/м^2)

Вид ткани	Кролик				Лягушка			
	n	m	$\bar{\sigma}$	σ_n	n	m	$\bar{\sigma}$	σ_n
Почка	18	12	$1,3 \cdot 10^5$	$0,3 \cdot 10^5$	-	-	-	-
Печень	12	8	$1,2 \cdot 10^4$	$0,8 \cdot 10^4$	17	13	$1,2 \cdot 10^4$	$1,0 \cdot 10^4$

Вид ткани	Кролик				Лягушка			
	n	m	\bar{G}	ϵ_n	n	m	\bar{G}	ϵ_n
Мышца	12	8	$9,8 \cdot 10^4$	$2,5 \cdot 10^4$	24	12	$1,9 \cdot 10^4$	$1,3 \cdot 10^4$
Сердце	7	7	$3,4 \cdot 10^4$	$0,8 \cdot 10^4$	8	8	$7,0 \cdot 10^3$	$0,7 \cdot 10^3$
Селе- зенка	8	8	$8,8 \cdot 10^4$	$2,6 \cdot 10^4$	-	-	-	-
Кишеч- ник	8	6	$2,2 \cdot 10^4$	$1,2 \cdot 10^4$	-	-	-	-
Мышца брюши- ны	-	-	-	-	14	10	$1,4 \cdot 10^4$	$1,2 \cdot 10^4$
Кожа	-	-	-	-	10	8	$1,4 \cdot 10^4$	$1,0 \cdot 10^4$
Мозг	10	3	$2,0 \cdot 10^4$	$1,2 \cdot 10^4$	-	-	-	-

Т а б л и ц а 2

Значение динамической вязкости
биологических тканей (η , Па·с)

Вид ткани	Кролик				Лягушка			
	n	m	$\bar{\eta}$	ϵ_n	n	m	$\bar{\eta}$	ϵ_n
Почка	18	12	32,6	5,0	-	-	-	-
Мышца	12	8	23,2	3,9	24	18	5,5	2,0
Печень	12	8	9,0	2,8	19	14	7,5	2,5
Сердце	7	7	6,1	2,3	12	7	2,1	0,9
Селе- зенка	8	8	61,5	7,8	-	-	-	-
Кишеч- ник	8	6	13,9	2,8	-	-	-	-
Мышца брюшины	-	-	-	-	13	8	3,4	1,5
Кожа	-	-	-	-	11	8	3,6	1,6
Мозг	10	3	10,5	1,8	-	-	-	-

Т а б л и ц а 3

Значение скоростей сдвиговых волн
в биологических тканях (c , м/с)

Вид ткани	Кролик				Лягушка			
	n	m	\bar{c}	ϵ_n	n	m	\bar{c}	ϵ_n
Печень	8	6	3,2	1,0	16	12	3,8	1,5
Почка	17	12	10,1	2,1	-	-	-	-
Мышца	12	10	9,1	1,8	27	18	4,3	1,4
Сердце	8	6	4,0	1,3	12	10	2,4	0,9
Селе- зенка	10	8	9,8	2,1	-	-	-	-
Кишеч- ник	8	6	4,3	1,2	-	-	-	-
Мышца брюшины	-	-	-	-	15	12	3,1	1,3
Кожа	-	-	-	-	10	8	3,3	1,2
Мозг	10	3	4,0	1,0	-	-	-	-

Т а б л и ц а 4

Значения коэффициента затухания
сдвиговых волн в биологических тканях ($\alpha_t \cdot 10^4$, м⁻¹)

Вид ткани	Кролик				Лягушка			
	n	m	$\bar{\alpha}_t$	ϵ_n	n	m	$\bar{\alpha}_t$	ϵ_n
Печень	8	6	3,6	1,3	16	12	3,5	1,2
Почка	17	12	1,2	0,7	-	-	-	-
Мышца	8	8	1,1	0,9	24	18	2,7	1,3
Сердце	8	6	1,7	1,0	8	8	4,6	2,0
Селе- зенка	8	8	1,5	8,8	-	-	-	-

Вид ткани	Кролик				Лягушка			
	n	m	$\bar{\alpha}_t$	ϵ_n	n	m	$\bar{\alpha}_t$	ϵ_n
Кишечник	8	6	2,7	0,6	-	-	-	-
Мышца брюшины	-	-	-	-	14	12	2,9	1,6
Кожа	-	-	-	-	10	8	2,3	1,1
Мозг	11	3	2,3	0,8	-	-	-	-

Т а б л и ц а 5

Значения вязкости, модуля сдвига тканей кур. ($m = 5$)

Вид ткани	$(\eta, \text{Па}\cdot\text{с})$			$G \cdot 10^{-5} \text{ Н/М}^2$		
	n	$\bar{\eta}$	ϵ_n	n	\bar{G}	ϵ_n
Кожа	88	150,0	21,2	88	2,8	2,6
Мышца	20	61,7	16,0	20	2,2	1,4
Печень	17	45,9	7,4	17	1,1	0,6
Сердце	10	9,8	1,2	10	0,7	0,4
Жир	10	16,7	2,7	10	0,9	0,6
Кишечник	12	60,2	13,4	12	2,9	1,9
Желудок	8	21,3	4,7	8	1,7	0,4
Мышца грудная	16	114,2	25,4	16	3,5	2,0

На рис. 2,3 показаны распределения механических параметров биологических тканей. Видно, что для каждого отдельного вида ткани в зависимости от вида животного параметры (вязкость, модуль сдвига, скорость сдвиговых волн) могут меняться в несколько раз. Широкая вариабельность механических параметров для одной ткани разных

Т а б л и ц а 6

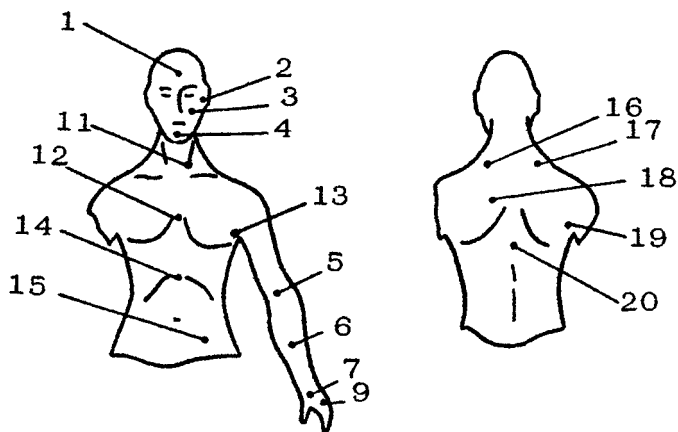
Значение скорости и коэффициента затухания
сдвиговых волн в тканях птиц (кур) ($m=5$)

Вид ткани	c, м/о			$\alpha_t \cdot 10^4, м^{-1}$		
	η	ζ	σ_n	η	$\bar{\alpha}_t$	σ_n
Кожа	88	14,7	6,8	88	0,8	0,1
Мышца	21	12,9	5,6	20	0,8	0,2
Печень	17	9,2	3,0	17	1,2	0,5
Сердце	10	6,7	2,6	10	1,5	1,0
Жир	10	8,7	3,5	10	1,4	0,9
Кишечник	12	15,6	5,5	12	0,4	0,1
Желудок	8	12,5	1,3	8	0,5	0,1
Мышца грудн.	16	17,6	4,9	16	0,5	0,2

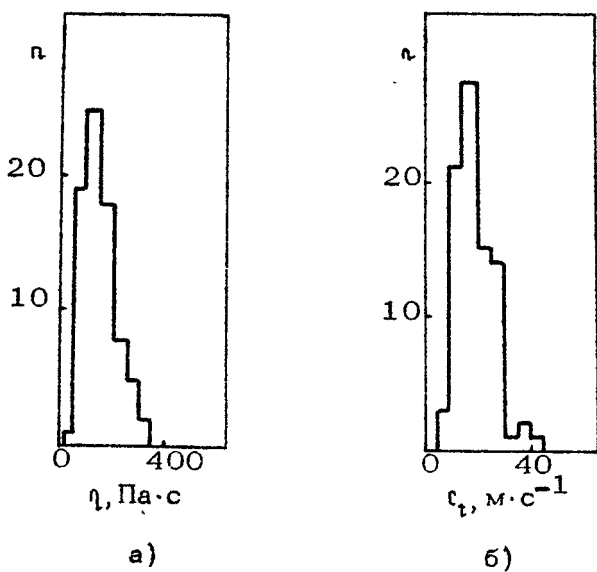
Т а б л и ц а 7

Значения η и ζ для участков кожи человека
показанных на рис.1

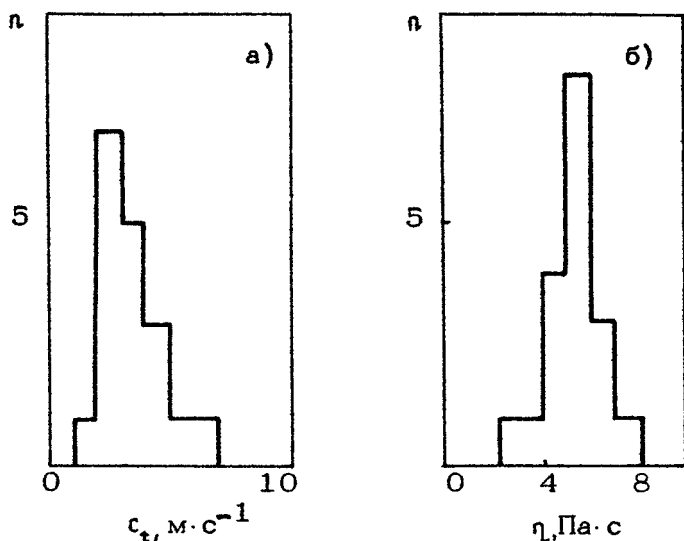
№	$\eta, Па \cdot с$	$\zeta, Н \cdot м^{-2}$	№	$\eta, Па \cdot с$	$\zeta, Н \cdot м^{-2}$
1	125,7	$7,1 \cdot 10^5$	11	255,0	$3,9 \cdot 10^5$
2	17,5	$2,1 \cdot 10^6$	12	128,0	$2,1 \cdot 10^5$
3	69,2	$2,7 \cdot 10^4$	13	186,0	$4,3 \cdot 10^7$
4	452,0	$3,1 \cdot 10^6$	14	7442,0	$2,3 \cdot 10^2$
5	413,0	$9,9 \cdot 10^5$	15	93,0	$3,2 \cdot 10^5$
6	540,4	$1,3 \cdot 10^6$	16	841,6	$4,4 \cdot 10^6$
7	301,6	$8,7 \cdot 10^5$	17	435,3	$1,7 \cdot 10^6$
8	1107,0	$4,3 \cdot 10^6$	18	269,7	$1,8 \cdot 10^6$
9	430,3	$1,0 \cdot 10^6$	19	177,0	$4,7 \cdot 10^5$
10	650,2	$1,5 \cdot 10^9$	20	317,0	$1,2 \cdot 10^6$



Р и с. 1. Исследованные участки кожного покрова человека



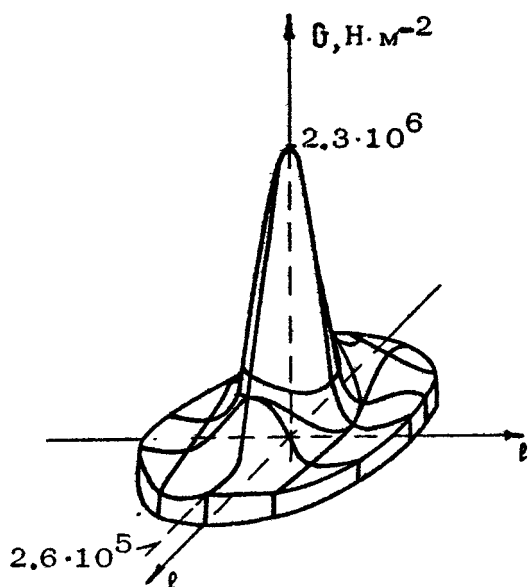
Р и с. 2 Распределение скоростей сдвиговых волн (а) и динамической вязкости (б) в коже ку



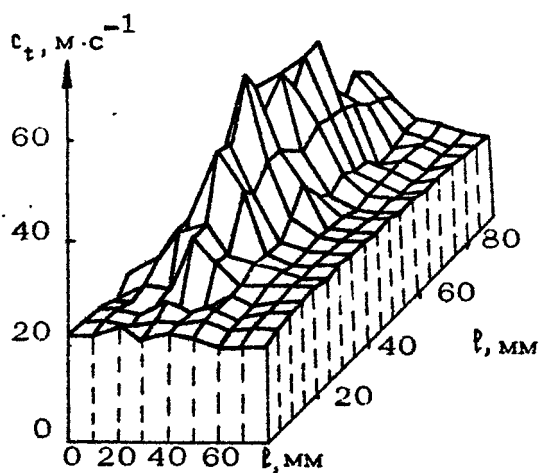
Р и с. 3. Распределение скоростей сдвиговых волн (а) и вязкостей (б) в мышце лягушки

животных одного вида может являться свидетельством высокой чувствительности этих параметров к структурным изменениям в ткани. Это подтверждается прямыми экспериментальными исследованиями. Например, в работе [5] была показана корреляция между скоростью сдвиговой волны и прочностью межклеточных контактов в ткани печени крыс. В работе [6] при измерении скорости сдвиговых волн в свежеснятой ткани и в ткани, находящейся во влажной камере при температуре 18°C , показано, что скорость падает на 50% через 1–1,5 ч хранения. Это время соответствует началу автолиза клеток ткани.

Измерения механических параметров биологических тканей позволяют оценить область изменения нормальной ткани, например кожи человека после или во время патологических состояний. Например, на рис. 4 приведены данные по изменению модуля упругости на поверхности кожи человека, имеющей рубец после ожога, а на рис. 5 показано распределение скоростей сдвиговых волн на поверхности кожи живота в послеоперационном рубце.



Р и с.4. Распределение динамических модулей сдвига на поверхности кожи человека, имеющей рубец после ожога



Р и с. 5. Распределение скоростей сдвиговых волн на поверхности кожи живота в послеоперационном рубце

Видно, что параметры могут изменяться в несколько раз. Видны границы измененной области ткани. Метод определения степени выраженности патологического процесса по изменению скорости поверхностных волн в тканях начинает применяться в медицинской практике.

Л и т е р а т у р а

1. Frizzell L.A., Carstensen E.L., Dyro J.E. Shear properties of mammalian tissues at low megahertz frequencies // J.Acoust.Soc.Amer. 1976. V.60. P.1409-1411.
2. Pashovkin T.N., Airapetyan G.A. Velocities of longitudinal and shear waves in tissues of laboratory animals/ Vortrage. Jahrestagung, Berlin, 1985. P.85-91.
3. Sarvazyan A.P., Pashovkin T.N., Asoyan K.V. Shear ultrasonic properties of soft biological tissues. J.Ultrasound in Med. 1988. V.7, N10. (Suppl), P.S131-S132.
4. Мак-Скимин Г. Физическая акустика. А / Под ред. У.Мэ-зона М.: Мир, 1966. С.350-362.
5. Мордовцев В.Н., Асоян К.В., Айрапетян Г.А., Билаш Н.В., Миленков А.Г., Сарвазян А.П. Динамические вязкоупругие характеристики кожи больных псориазом // Вестник дерматол. и венерол. 1981. № 11. С.14-16.
6. Маленков А.Г., Асоян К.В. Корреляция акустических характеристик и вероятности возникновения опухоли печени мышей // Биофизика. 1983. № 2. С.326-329.

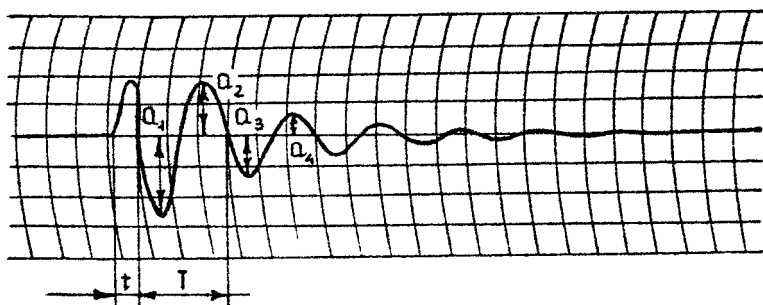
МЕТОД ЗАТУХАЮЩИХ КОЛЕБАНИЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ ЧЕЛОВЕКА

А. А. Вайн

Скелетная мышца — сложный орган, обладающий многими свойствами, от которых зависит уровень ее функционирования. Основными функциями являются: преобразование химической энергии в механическую работу, рекуперация и диссипация механической энергии при изменении длины под воздействием внешних сил относительно данной мышцы, теплопродукция [1], обеспечение тонусным напряжением осанки человека и т.д. Исследованиями доказано, что вся гамма свойств скелетных мышц изменяется с возрастом [2-6], в ходе двигательной активности [7-14] и в процессе разных патологий как самой мышцы, так и организма в целом [15,16]. В данной статье рассматриваются вопросы измерения жесткостных и демпферных свойств скелетной мышцы и их информативность при оценке функционального состояния мышцы методом затухающих колебаний.

Определением тонуса скелетных мышц ученые занимались и раньше [17,18,19]. Известно много различных конструкций миотонометров и способов измерения параметров, характеризующих биомеханические свойства мышц [17], но широкого применения они не нашли. Основными недостатками их являются: громоздкость и трудоемкость процесса измерения; процедура снятия данных, которая влияет на кровообращение измеряемой ткани; значительная длительность измерения, что не позволяет удерживать постоянство эфферентной импульсации от центральной нервной системы и вследствие этого в ходе измерения изменяются измеряемые

свойства мышечной ткани. Хотя уже в 1962 году В.П.Федоровым и Ф.М.Талышевым был предложен новый метод сейсмомиотонометрии [20,21], но аппаратура и методика проведения измерений долгое время оставались весьма кусочными и обладали вышеописанными недостатками [7,8,12,21]. Новая конструкция, предложенная нами, практически устранила эти недостатки [23-25].



Колесания мышцы от импульса силы ударника миотонометра: t - длительность механического возмущения, T - период колебания мышцы с ударником (масса 40 г), a_1, a_2, a_3, a_4 - амплитуды колебания мышцы с ударником

Как известно, метод затухающих колебаний заключается в регистрации колебательного процесса мышечной ткани, вызванного механическим возмущением в виде импульса силы, что показано на рисунке. Кривая характеризует жесткостные и демпферные свойства мышечной ткани, а численные значения параметров затухающего колебания определяют эти свойства. Жесткость мышцы - свойство противодействовать прикладываемым силам, вычисляемое по формуле $[= 4\pi^2 m^2 \nu^2 + \theta / 4m$ [17], где m - масса, участвующая в колебательном процессе; ν - частота колебаний, которая вычисляется по формуле $\nu = 1/T$ [Гц]; θ - логарифмический декремент затухания колебаний

$$\theta = \ln \frac{a_2}{a_4}$$

Период колебания мышцы характеризует степень механического напряжения мышцы в данный момент - тонус мышцы. Декремент затухания выражает потери механической энергии в течение цикла колебания - т.е. уровень диссипа-

тивных потерь энергии упругих деформаций в зависимости от вязкостных свойств мышцы. Демпферные свойства играют большую роль в динамической работе мышцы [26] особенно в механизме рекуперации механической энергии [27-33] при смягчении ударов [9,34,35] в механизмах управления движениями человека [6,22,36,37] и в энергетике движений [10,13,25].

Наши исследования показали, что период колебаний расслабленной мышцы может меняться почти в два раза в зависимости от функционального состояния мышцы. Сравнивая значения периода колебаний у одной и той же мышцы в расслабленном состоянии и в состоянии максимального произвольного напряжения, получаем приблизительно четырехразовую разницу. Величина декремента затухания может меняться в больших пределах. Это говорит в том, что биомеханические свойства мышцы изменяются в очень широких пределах.

Основными требованиями конструкции электромионометра являются следующие: 1) механическое возмущение должно вызвать пространственную упругую деформацию мышцы; 2) метод не должен влиять на характеристики кровообращения в исследуемой мышце, 3) конструкция должна позволить измерение характеристик в любой точке поверхностных скелетных мышц; 4) время, затраченное на одно измерение, не должно быть существенно больше одной секунды, это позволит за короткий промежуток времени снять с мышцы серию данных при относительно постоянном состоянии мышцы. Перечисленные требования к конструкции электромионометра достигаются применением персональной ЭВМ в комплексе с мионометром, что позволяет: 1) подбирать нужные характеристики механического возмущения; 2) производить анализ кривой и регистрацию параметров за короткий промежуток времени; 3) автоматизировать процессы снятия, анализа и хранения результатов измерения.

Регистрацию параметров, отражающих функциональное состояние мышц, можно проводить как при состоянии расслабленной, так и напряженной мышцы, а также в процессе развития в них утомления.

При помощи описанной методики и аппаратуры было обследовано 47 девушек, не занимающихся спортом, в возрасте от 17 до 21 года. В качестве теста на работоспособность предлагалось удерживать в положении сидя правой нижней

конечностью до отказа груза массой 5 кг. Во время удержания груза с помощью миотонометра регистрировали период колебаний и декремент затухания прямой головки четырехглавой мышцы бедра с интервалом 10 с.

С целью выявления информативности периода и декремента исследуемой прямой головки четырехглавой мышцы бедра относительно работоспособности все исследуемые были разделены на три группы. В первую ($n=13$) включались те, у которых в ходе теста наблюдалась четкая тенденция увеличения декремента и уменьшения периода колебаний исследуемой мышцы. Средняя длительность удержания груза этой группой была $389,0 \pm 51,4$ с. У второй группы ($n=14$) средняя длительность удержания груза составляла $423,5 \pm 48,9$ с. Третья группа ($n=20$) имела наибольшую длительность удержания груза — $712,0 \pm 94,5$ с, что статистически достоверно больше в сравнении с первой и второй группами на уровне значимости $p < 0,01$.

В таблице приведены данные средних величин периода колебаний мышцы и декремента; видно, что к 30-й секунде удержания груза все группы по периоду колебаний и декременту затухания мало отличаются, но по T_{cp} и T_s можно заключить, что у первой и второй групп предложенный тест требовал большей напряженности работы при удержании груза чем у третьей. К 8-й минуте работы у девушек первой группы наблюдается значительное увеличение декремента. У девушек третьей группы свойства исследуемой мышцы не изменились. Можно предположить, что это связано с параметрами кровообращения в работающей мышце. В зависимости от физической подготовленности девушек нагрузка, предложенная в эксперименте, вызвала разное нарушение гомеостаза, и это хорошо отражается на характеристиках тонуса исследуемой мышцы.

Известно, что при регулировании кровотока имеет место прямая корреляция между интенсивностью кровотока и концентрацией эритроцитов (местный гематокрит) в крови, поступающей в капилляры [38]. Благодаря этому при повышении уровня функциональной активности и метаболизма структурных элементов тканей наступает не только увеличение скорости кровотока, но и повышение гематокрита в крови [39]. Последнее повышает вязкость крови и тем самым демпферные свойства (декремент) мышцы [25]. Наши ранние исследования спортсменов в ходе тренировоч-

Группа	n	Среднее время удержания, с	Средние параметры	
			за время удержания	
			$T_{cp}, \pm m_{\bar{x}}$	$\theta_{cp} \pm m_{\bar{x}}$
1	13	389,0 ± 51,4	101,75 ± 0,78	1,173 ± 0,015
2	14	423,5 ± 48,9	103,46 ± 0,92	1,256 ± 0,011
3	20	712,0 ± 94,5	117,89 ± 0,42	1,240 ± 0,007
			к 30-й секунде удержания	
			$T_{30}, \pm m_{\bar{x}}$	$\theta_{30} \pm m_{\bar{x}}$
1	13	389,0 ± 51,4	113,58 ± 5,37	1,110 ± 0,081
2	14	423,5 ± 48,9	110,57 ± 5,43	1,258 ± 0,85
3	20	712,0 ± 94,5	114,65 ± 4,31	1,194 ± 0,61
			к 8-й минуте удержания	
			$T_8, \pm m_{\bar{x}}$	$\theta_8 \pm m_{\bar{x}}$
1	13	389,0 ± 51,4	91,67 ± 7,75	1,330 ± 0,159
2	14	423,5 ± 48,9	101,75 ± 6,56	1,201 ± 0,106
3	20	712,0 ± 94,5	118,14 ± 4,61	1,151 ± 0,068

ного процесса показали, что демпферные свойства мышц уменьшаются после разминки и значительно увеличиваются после высоких тренировочных нагрузок [10,11,40]. Исследования изменений микроциркуляции крови под влиянием физических нагрузок выявили аналогичные закономерности [41]. Значит, электромионометрия методом затухающих колебаний может косвенно отражать процессы, связанные с поддержанием гомеостаза организма.

Таким образом, можно заключить, что первая и вторая группы имели меньшую работоспособность и у них средняя степень напряженности мышцы статистически достоверно

Больше ($p < 0,001$) в сравнении с третьей группой. Сдвиг во напряжению в мышце во время удержания груза достоверен только у первой группы ($p < 0,05$). Вышеприведенное позволяет сделать вывод, что электромионометрия методом затухающих колебаний является точным, простым и удобным методом при тестировании функционального состояния скелетных мышц.

Л и т е р а т у р а

- 1 Dybkowsky W., Fick A. Über die Wärmeentwicklung beim Starrwerden des Muskels // Vierfeljahresschr. Naturforsch. Ges. Zürich, 1866. Bd. 11-12, S.317-348.
- 2 Александров А.А. Экономичность мышечной работы различной интенсивности у юных спортсменов: Автореф. дис. канд. биол. наук. Тарту, 1988.
- 3 Вайн А.А., Кумс Т.Е. Динамика развития функционального состояния мышц у девочек в возрасте от 4 до 11 лет // Тезисы 2-й Всесоюз. конф. "Физиология развития человека", М., 1985. С.69.
- 4 Волков Л.В. Система направленного развития физических способностей учащихся в разные возрастные периоды: Автореф. дис. . . . д-ра пед. наук. М., 1984.
- 5 Гужаловский А.А. Этапность развития физических (двигательных) качеств и проблема организации физической подготовки детей школьного возраста: Дис. . . . д-ра пед. наук. Минск: Челябинск, 1978.
6. Янкаускас Й., Логинов Э. Моторика растущего женского организма: Онтогенез двигательного гомеостаза. Вильнюс: Мокслас, 1984.
7. Бурханов А.И. Влияние тренировочных нагрузок в легкоатлетических прыжках на функциональное состояние периферического нервно-мышечного аппарата // Физиологические основы управления движениями при спортивной деятельности. М., 1978. С.103.
8. Бурханов А.И., Васюков Г.В. Зависимость локальной работоспособности от состояния механических свойств работающих мышц // Физиологические основы управления движениями при спортивной деятельности: Материалы 2-й Всесоюз. конф. М. 1978. С.10.

9. Вайн А.А. Биомеханика адаптации опорно-двигательного аппарата юных спортсменов при тренировочных нагрузках ударного характера // Сборник итоговых науч материалов Всемирного научного конгресса М. Физкультура и спорт, 1982 С.367-368.
- 10 Вайн А.А., Гапеева Е.Н., Пяэсуке М.А., Эрелине Я.Я., Бочарова Б.А. Биомеханические свойства мышц в оценке работоспособности лыжников // Тезисы 12-й региональной науч.-метод конф республик Прибалтики и Белорусской ССР по проблемам спортивной тренировки Таллинн, 1988 С.34-36
- 11 Кумс Т.Е. Динамика биомеханических свойств мышц высококвалифицированных гимнасток в тренировочном цикле // Учен зап Тартуского гос. ун-та. Тарту, 1985 Вып. 723. С.79-89.
- 12 Пахомова Т.Г. О взаимосвязи между твердостью, вязкостью, силой и биоэлектрической активностью мышц человека: Дис. . . . канд. биол. наук. Л., 1972.
13. Vain A.A. Influence of stiffness and damping on muscular performance // S.M. Perren and E. Schneider. Biomechanics: Current Interdisciplinary Research. Selected Proceedings of the Fourth Meeting of the European Society of Biomechanics. 1985, Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht, P.639-641.
14. Vain A. Biomechanical Diagnostics of the Motor Systems of Athletes // 10th International Congress of Biomechanics: Abstract Book, Umea, 1985. P.275.
15. Вайн А.А., Кару Т.Э., Ласн Л.Р., Степанов Г.А. Биомеханические свойства мышц верхней конечности у больных после реплантации // Медицинская биомеханика. Т. 1: Тез. докл. Междунар. конф. Рига, 1986. С.100-103.
16. Муршак Д.М., Вайн А.А., Ласн Л.Р. О некоторых дополнительных методах оценки функционального аппарата у больных ревматоидным артритом // Тезисы докл. 3-й конф. ревматологов Эстонской ССР. Таллинн, 1988. С.75-77.
17. Зашировский В.М., Аруин А.С. Биомеханические свойства скелетных мышц (обзор: методы и результаты исследований) // Теория и практика физической культуры. 1978. №9. С.21-35.

18. Exner A., Tandler J. Über die Messung des Muskeltonus und die Bedeutung des Tonus // Mitt. a.d. Grenzgeb. d. Med. u. Chirurg. 1909. Bd. 20. S.458.
19. Laarse W.D., van der, Oosterveld W.J. Muscular tonus measurements // Medicine and Sport. V.6: Biomechanics II. Karger, Basel, 1971. P.308-315.
20. А.с. 150573. Прибор для определения упруго-вязких свойств мышц / Федоров В.Л., Талышев Ф.М. // Б.И., 1962, №19. С.29.
21. Васюков Г.В. Исследование упруго-вязких свойств скелетных мышц человека: Автореф. канд. дис. М., 1967.
22. Талышев Ф.М., Федина Т.И., Васюков Г.В. Современные представления об упруго-вязких свойствах мышц и их роль в механизмах движения // Физиологические основы управления движениями. М., 1977. С.102-129.
23. А.с. 790397. Прибор для исследования упруго-вязких свойств мышц / Вайн А.А. // БОИПОТЗ, 1980. №47, С.318.
24. Вайн А.А., Хумаль Л.-Х.А. Полуавтоматическая установка для измерения упруго-вязких свойств мышц // Тезисы докл. Всесоюз. науч.-техн. конф. "Электроника и спорт-5". М., 1979, С.45.
25. Вайн А.А., Гапеева Е.Н., Пяэсуке М.А., Хумаль Л.-Х.А., Эрелине Я.Я. Биомеханическая диагностика функционального состояния поверхностных мышц // Медицинская биомеханика. Т.1: Тез. докл. Междунар. конф. Рига, 1986. С.96-99.
26. Fung Y.C. Biomechanics. Springer-Verlag, New-York, Heidelberg, Berlin, 1981.
27. Аруин А.С., Зашиорский В.М., Пановко Г.Я., Райшин Л.М. Эквивалентные биомеханические характеристики мышц голеностопного сустава // Физиология человека. 1978. Т.4, №6. С.1072-1079.
28. Зашиорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981.
29. Asmussen E., Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man // Acta Physiol. Scand. 1974. V.91. P.385-392.

30. Huijing P.A., Bobbert M.F., Ingen Schenau G.J., van. Analysis of muscle performance: combining functional morphology of isolated muscle with biomechanics of complex human movement // *Med. Biomech.* V.1, Riga, 1986. P.457-462.
31. Thys H., Faraggiana T., Margaria R. Utilization of muscle elasticity in exercise // *Journal of Applied Physiology.* 1972. V.32, N4, P.491-494.
32. Truong Xuan T. Viscoelastic wave propagation and rheologic properties of skeletal muscle // *American Journal of Physiology.* 1974. V.226, N2, P.256-264.
33. Хейн В.Э., Вайн А.А. Роль биомеханических свойств мышц в механизме отталкивания при исполнении сальто // *Теория и практика физической культуры.* 1983. №4. С.11-13.
34. Schreiner K.E. Dissipation of mechanical energy in muscles // *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research / Ed. by S.M.Perren.* Dordrecht: Martinus Nijhoff Publishers. 1985. P.635-638.
35. Paul I.L., Munro M.B., Abernethy P.J., Simon S.R., Radin E.L., Rose R.M. Muscle-skeletal shock absorption: relative contribution of bone and soft tissues at various frequencies // *J. Biomechanics.* 1978. V.11. P.237-239.
36. Вайн А.А. Критерий оценки жесткостных и демпферных свойств периферических мышц спортсмена // *Учен. зап. Тартуского гос. ун-та Тарту,* 1984. Вып. 668. С. 68-76.
37. Пясуке М.А., Вайн А.А. Роль демпферных свойств мышц в процессе расслабления после максимального напряжения // *Тезисы докл. науч. конф. "Проблемы биомеханики спорта".* Каменец-Подольский, 1981. С.33-34.
38. Мchedlishvili Г.И. Фундаментальные явления и закономерности в микрогенодинамике // *Актуальные вопросы нарушений гемодинамики и регуляции микроциркуляции в клинике и эксперименте.* М., 1984. С.14-21.
39. Крылова Н.В., Соболева Г.Н. Микроциркуляторное русло

человека: Атлас — пособие / Ун-т дружбы народов.
М., 1986.

40. Вайн А.А. Диагностика опорно-двигательного аппарата спортсмена // Современные проблемы биомеханики. Рига, 1986. Вып. 3. С.85-96.
41. Козлов В.И., Соболева Т.М. Изменение микроциркуляции крови у тренированных и нетренированных лиц под влиянием физических нагрузок // Теор. и практ. физ. культуры. 1979. №6. С.29-31.

**ВИБРАЦИОННЫЕ МЕТОДЫ
ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОУПРУГИХ СВОЙСТВ
ОБРАЗЦОВ МАТЕРИАЛОВ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

Л. А. Розенб. эм, Е. Ю. Овчинников, Л. Н. Ивацков

Широкий класс материалов, таких как полимеры, всевозможные резины, биологические ткани, обладает ярко выраженными вязкоупругими свойствами. Основными параметрами, характеризующими эти свойства материала, являются модуль упругости (МУ) и угол механических потерь (УМП). Эти параметры могут быть как частотно-зависимыми [1], так и частотно-независимыми [2]. В настоящее время существует ряд виброакустических методов, позволяющих измерять эти параметры [1, 3]. Однако для измерения частотно-зависимых вязкоупругих свойств в полосе частот от десятков до тысяч герц круг этих методов ограничен. В работе [4] описан вибрационный метод, позволяющий измерять МУ и УМП материалов в этом частотном диапазоне. Однако в нем испытуемый образец находится в статически напряженном состоянии, что затрудняет или даже делает невозможным исследование материалов из-за возникновения в нем пластических деформаций. В обзоре [3] описан метод, позволяющий определять МУ и УМП материалов в этом же частотном диапазоне, причем как в статически напряженном, так и ненапряженном состоянии. Однако этот метод не обеспечивает высокой точности измерений достаточно жестких образцов из-за возникновения паразитных вибраций опоры, вследствие передачи ей вибраций от вибровозбудителя через испытуемый образец. Во избежание этого при реализации метода для испытаний используют мягкие пленочные образцы. Между тем для ряда материалов создание таких образцов либо невозможно, либо сопряжено со значительными трудностями.

В настоящей работе изложен оригинальный способ определения МУ и УМП относительно жестких образцов материалов (положительное решение ВНИИГПЭ по заявке № 44282913/28 от 23.05.1988 г.), описаны действующие в ИПФ АН СССР установки, реализующие как этот способ, так и известный, используемый для определения МУ и УМП относительно мягких образцов. Проведено сопоставление жесткостных характеристик почечной артерии человека и большой подкожной вены бедра, как правило используемой при аутопластике почечной артерии. Приведены данные, показывающие, что процесс адаптации трансплантата в артериальной позиции зависит от исходного соотношения жесткостей протезируемого и протезирующего сосудов.

Чтобы избежать паразитного влияния вибраций опоры на точность определения МУ и УМП образцов материалов, в предлагаемом методе предусмотрена развязка движения одного из концов образца и опоры. Это достигается путем жесткого соединения его с грузом, подвешенным к опоре на невесомой нити (см. далее рис. 1). Другой конец образца жестко крепится к вибровозбудителю, как и в известном методе [3]. Покажем, что в этом случае измерение амплитуд горизонтальных перемещений концов испытуемого образца и сдвига фаз между ними необходимо и достаточно для измерения МУ и УМП исследуемого материала в широком частотном диапазоне.

Уравнение горизонтального движения груза при возбуждении колебаний образца имеет вид

$$F - M\ddot{q} = \frac{X - Y}{\sqrt{L - (X - Y)^2}} = M\ddot{X}, \quad (1)$$

где X и Y - эйлеровы горизонтальные координаты отклонений от равновесного состояния центра масс груза и точки подвеса на опоре, M - масса груза, q - ускорение свободного падения, F - упругая сила, действующая на груз со стороны испытуемого образца; второй член, стоящий в левой части (1), является горизонтальной проекцией упругой силы нити. Длина L нити подвеса выбирается такой, чтобы $L \gg X$. А так как отклонение груза при этом больше или сравнимо с перемещениями опоры Y ($X \approx Y$), выражение для горизонтальной проекции упругой силы нити в уравнении (1) можно разложить в ряд по степеням $(X - Y)/L$. Ограничив-

шись первым членом разложения, из уравнения (1) следует, что при колебаниях груза с круговой частотой $\omega \gg \omega_0 = \sqrt{g/L}$ (ω_0 — собственная круговая частота математического маятника, образованного свободным грузом, подвешенным на нити), горизонтальная проекция упругой силы нити $Mg[(X-Y)/L]$ становится пренебрежимо малой по сравнению с инерционной силой $M\ddot{X}$. В результате этого движение груза становится независимым от смещения Y опоры и устраняется возможность влияния паразитных вибраций опоры на движение исследуемого образца.

Введем координатную ось x вдоль образца так, что в состоянии покоя конец образца, укрепленный на вибровозбудителе, имел координату $x = 0$, а конец, связанный с грузом, — координату $x = l$. Для описания перемещений точек стержневого образца в процессе его вибраций введем функцию $U(x, t)$, представляющую собой смещение точки образца, имеющей в состоянии покоя координату x . Полагая далее, что при испытании образца груз не деформируется $U(l, t) = X(t)$, а величина упругой силы F , действующей на него со стороны испытуемого образца, подчиняется закону Гука и определяется выражением [5]

$$F = -E S \left. \frac{\partial U}{\partial x} \right|_{x=l}, \quad (2)$$

где E — модуль Юнга материала, S — площадь поперечного сечения образца, $\left. \frac{\partial U}{\partial x} \right|_{x=l}$ — деформация образца в точке соединения с грузом, уравнение движения (1) груза при гармоническом воздействии примет вид

$$E S \left. \frac{\partial U}{\partial x} \right|_{x=l} = M \omega^2 U \Big|_{x=l}, \quad (3)$$

где U — комплексная амплитуда смещения, ω — круговая частота колебаний. Перемещение точек образца при этом описывается следующим уравнением [6]:

$$\frac{\partial^2 U}{\partial x^2} + \frac{\omega^2 \rho}{E} U = 0, \quad (4)$$

где ρ — плотность испытуемого материала. Измерение амплитуд колебаний концов образца U_l и U_0 , соединенных с грузом и вибровозбудителем соответственно, и разности фаз α между ними дают еще два граничных условия для уравнения (4):

$$\begin{aligned} U|_{z=0} &= U_0, \\ U|_{z=l} &= U_1 e^{i\alpha l}. \end{aligned} \quad (5)$$

Решая уравнение (4) с учетом граничных условий (5) и подставляя решение в уравнение движения груза (3), получим выражения связывающие измеряемые величины U_1 , U_0 и α с искомыми МУ и УМП. В общем случае эти соотношения трансцендентны, однако при частоте возбуждения

$\omega < \frac{1}{3} \sqrt{\frac{M}{m}} \omega_*$, где m — масса рабочей части образца ($m = \rho l S$), а $\omega_* = \sqrt{S(R_E E)/Ml}$ — резонансная частота колебательного контура, образованного образцом с грузом M ($R_E E$ — реальная часть комплексного модуля упругости), они упрощаются и дают явные выражения для $|E|$ и δ через измеряемые величины U_0 , U_1 и α :

$$|E| = \frac{Ml \omega^2}{S} \cdot \frac{U_1 / U_0}{\sqrt{(U_1 / U_0)^2 - 2(U_1 / U_0) \cos \alpha + 1}}, \quad (6)$$

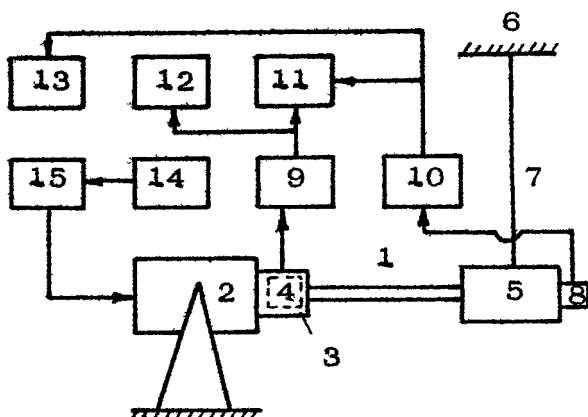
$$\delta = \arctg \frac{\sin \alpha}{\cos \alpha - U_1 / U_0}. \quad (7)$$

Полученные выражения показывают, что в полосе круговых частот

$$\omega_0 \ll \omega \ll \frac{1}{3} \sqrt{\frac{M}{m}} \omega_* \quad (8)$$

с помощью предлагаемого метода можно определять вязкоупругие характеристики материалов при испытании образцов независимо от уровня паразитных вибраций опоры. Отметим, что в выражения (6), (7) входит отношение перемещений концов образца, которое для гармонических сигналов равно отношению ускорений его концов.

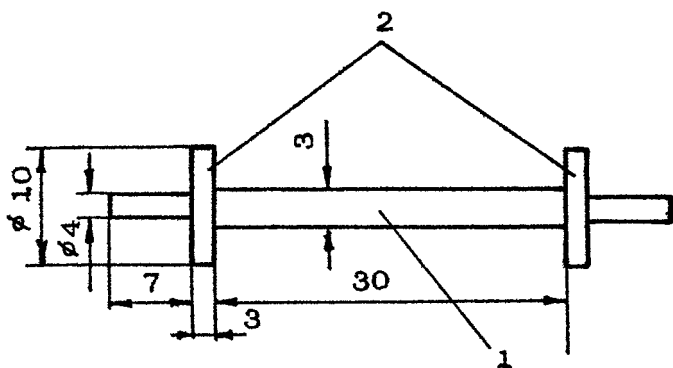
Для экспериментальной проверки работоспособности описанного метода была собрана реализующая его установка, на которой проведены измерения МУ и УМП полиметилметакрилата (ПММА) путем испытания его образцов размерами 29,2 x 3 x 3 мм и 48,9 x 3 x 3 мм в полосе частот 200 — 900 Гц. Выбор двух образцов различной длины обусловлен необходимостью показать, что измеряемые по фор-



Р и с. 1. Блок-схема установки для определения МУ и УМП материалов

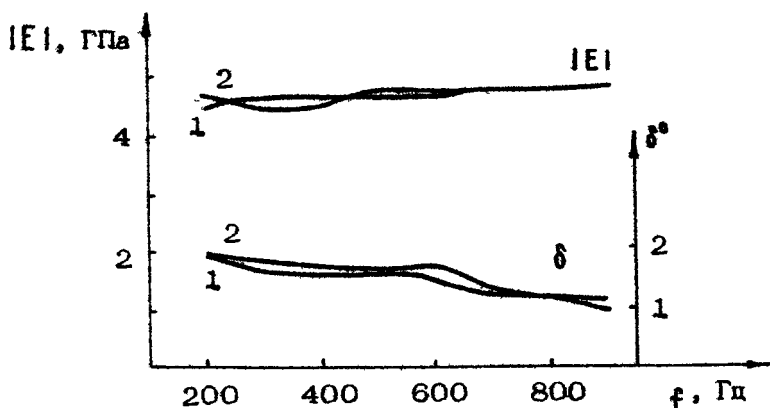
мулам (6) и (7) величины не зависят от геометрических размеров образца, и следовательно являются характеристиками материала.

Блок-схема установки приведена на рис. 1. Возбуждение испытуемого образца 1 осуществлялось вибростендом 4801 фирмы Брюль и Кьер с вибростолom 4814 (2). Крепление образца 1 к вибровозбудителю 2 осуществлялось через жесткий стакан 3, в котором устанавливался акселерометр 4 для регистрации колебаний возбуждаемого конца образца. Использование стакана 3 со встроенным в нем акселерометром вызвано было необходимостью избежать ошибок измерений, связанных, с одной стороны, с тензочувствительностью акселерометров, с другой — с паразитными боковыми вибрациями платформы вибростенда из-за несимметрии погрузки. Крепление акселерометра 4 в стакане 3 и крепление стакана 3 на платформе вибростенда 2 осуществлялось с помощью шпилечного соединения. В качестве акселерометра 4 использовался акселерометр 8305 фирмы Брюль и Кьер. Другой конец образца жестко крепился к грузу 5, подвешенному к опоре 6 через нить 7. Для регистрации его колебаний на груз 5 жестко, при помощи шпильки, крепился акселерометр 8, в качестве которого использовался акселерометр импедансной головки 8001 фирмы Брюль и Кьер. В качестве предварительных усилителей 9, 10 использовались усилители заряда 2626 фирмы Брюль и Кьер,



Р и с. 2. Схема испытуемого образца: 1 - полимерный стержень с квадратным поперечным сечением; 2 - крепежные шайбы

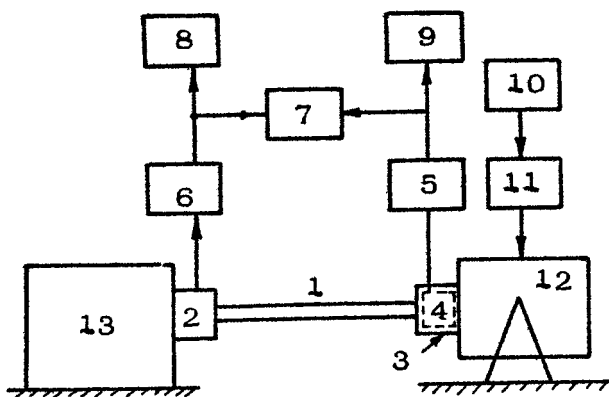
фазометра 11 - измеритель разности фаз Ф2-34, а вольтметров 12, 13 - универсальные вольтметры ВЭ-16А. Возбуждение вибростенда осуществлялось генератором 1047(14) через усилитель мощности 2707 (15) фирмы Брюль и Кьер. Во избежание ошибок в определении МУ и УМП вследствие неоднородности напряжений и пластических деформаций, возникающих в зоне крепления при креплении образца в зажимных устройствах, стержневой образец полимера клеивался при помощи полимерного клея ТК-200 между двумя латунными шайбами, как показано на рис. 2. Полученный таким образом образец выступающими частями латунных шайб жестко крепился в зажимных устройствах, укрепленных на стакане 3 и грузе 5 (см. рис. 1). В качестве груза 5 использовалась латунная болванка массой $M = 4,92$ кг, подвешенная на нити длиной $L = 30$ см, при этом собственная частота маятника $f_0 = (1/2\pi)\omega_0 = (1/2\pi)\sqrt{g/L} \approx 1$ Гц, а собственная частота колебательного контура, образованного грузом и испытуемыми образцами, составляет $f_{*1} = (1/2\pi)\omega_* = 87$ Гц и $f_{*2} \approx 67$ Гц соответственно для длинного и короткого образцов. Учитывая, что плотность ПММА $\rho = 1,2$ кг/м³, легко убедиться, что в полосе частот 200 - 900 Гц неравенство (8) выполняется и, следовательно, реологические параметры материала можно определять в соответствии с выражениями (6), (7).



Р и с. 3. Частотная зависимость динамического МУ $|E|$ и УМП δ для двух образцов ПММА с геометрическими размерами $3 \times 3 \times 29,2$ мм (1) и $3 \times 3 \times 48,9$ мм (2)

Результаты измерения частотных зависимостей модуля и угла механических потерь ПММА, полученные при испытании двух его образцов (размерами $29 \times 3 \times 3$ мм и $49 \times 3 \times 3$ мм) на описанной выше установке, приведены на рис. 3. Видно, что несмотря на то что жесткость испытываемых образцов различается в 1,7 раза, разброс в измеряемых параметрах не превосходит 4 % по МУ и 10 % по УМП, что лежит в пределах ошибки, вызванной погрешностью измерения параметров, входящих в формулы (5) и (6). Величина полученного МУ совпадает со значением для ПММА, приведенным в работе [1]. Кроме того, слабый рост модуля упругости и падение угла механических потерь с ростом частоты согласуются с теоретическими представлениями о частотном поведении ПММА.

Для сопоставления результатов измерения МУ и УМП, полученных предложенным и ранее известным [3] методами из блоков установки, реализующей описанный метод, собрана установка, реализующая известный метод [3]; блок-схема ее приведена на рис. 4. Для проверки метрологических возможностей установки, в силу отсутствия тестового объекта с известными зависимостями МУ и УМП в интересующем нас частотном диапазоне, в ней был испытан отрезок алюминиевой проволоки длиной 27,5 мм и диаметром 0,125 мм. В проведенных экспериментах получено, что в полосе

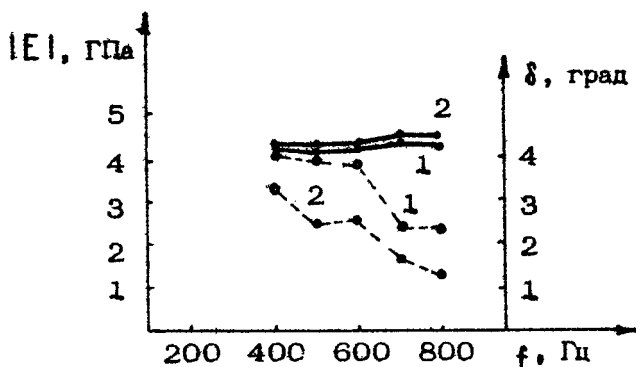


Р и с. 4. Блок-схема установки для определения МУ и УМП материалов: 1 - испытуемый образец; 2 - датчик силы; 3 - стакан; 4 - акселерометр; 5, 6 - предварительные усилители; 7 - фазометр; 8, 9 - вольтметры; 10 - генератор; 11 - усилитель мощности; 12 - вибростенд; 13 - массивная опора

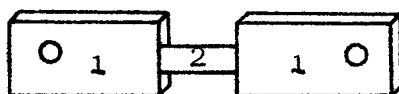
100 - 1000 Гц измеренный МУ с 3 %-ной точностью от частоты не зависел и оказался равным $E = 6,85 \cdot 10^{10}$ Па, что попадает в доверительный интервал для значения модуля упругости алюминия, приведенного в справочнике [7]. Жесткость испытуемого образца составляла $2,2 \cdot 10^4$ Н/м. Результаты измерений в этой установке МУ и УМП описанных выше стержневых образцов ПММА приведены на рис. 5, откуда видно, что полученные значения характеристик материала зависят от длины образца (различия по МУ - 10 %, а по УМП - 80 %). Дальнейшие исследования показали, что в собранной установке величины МУ и УМП, рассчитанные по формулам

$$\begin{cases} |E| = \frac{|F|l}{S|U|}, \\ \delta = \hat{F}U, \end{cases} \quad (9)$$

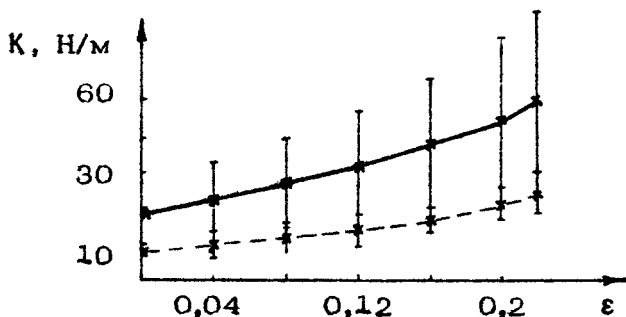
где $|F|$ и $|U|$ - амплитуда упругой силы и амплитуда деформации, возникающие при испытаниях образца, $\hat{F}U$ - сдвиг фаз между упругой силой и деформацией в испытуемом образце, не зависят от длины образца лишь при его жесткости $K \ll 5 \cdot 10^5$ Н/м. При больших жесткостях, в силу



Р и с. 5. Частотная зависимость динамического модуля упругости $|E|$ (—●—) и угла механических потерь δ (---○---) для двух образцов ПММА с геометрическими размерами $3 \times 3 \times 29,2$ мм (1) и $3 \times 3 \times 48,9$ мм (2)



Р и с. 6. Форма испытуемого образца: 1 - крепежные пластины, 2 - сосудистый препарат с размерами 3×10 мм



Р и с. 7. Зависимость жесткости K сосудистого препарата от величины статической деформации ϵ : — артерия, --- вена

паразитных вибраций опоры, вычисление МУ и УМП по формулам (9) может приводить к искажению как количественных, так и качественных зависимостей МУ и УМП от частоты, что мы и наблюдаем на рис. 5.

На этой же установке были исследованы нелинейно-упругие свойства препаратов почечной артерии и большой подкожной вены бедра в виде полосок размерами 3×10 мм, вырезанных вдоль сосудов. Для формирования образца, испытываемого в установке, сосудистый препарат крепился при помощи диакрилатного клея с плексигласовым пластиком, как показано на рис. 6. Полученный образец жестко крепился между датчиком силы 2 и акселерометром 4 (см. рис. 4). Изменение статической длины препарата достигалось путем подачи управляющего сигнала с усилителя мощности 11 на вибростенд 12, приводящего к смене статического положения подвижной платформы вибростенда. Измерение статической длины препарата осуществлялось штангенциркулем. На рис. 7 приведена зависимость средней жесткости образцов от их статической деформации для почечной артерии и большой подкожной вены бедра, забранных у 5 лиц в возрасте 38 - 41 года не позднее 24 ч после их гибели от травм. Из рис. 7 видно, что жесткость большой подкожной вены бедра более чем в 2 раза ниже жесткости почечной артерии.

Поскольку при аутопластике почечной артерии часты осложнения, связанные с возникновением аневризм трансплантатов, и при этом используется, как правило, большая подкожная вена бедра, то возникло предположение, что этот вид осложнений связан с исходным несоответствием жесткостей протезируемого и протезирующего сосудов. Для проверки этого предположения было проведено 10 реконструктивных операций на собаках с замещением почечной артерии в пяти случаях аутовенозным трансплантатом, а в других пяти случаях трансплантатами аутовенозной дубликатуры (сосудистая стенка которой состоит из двух слоев аутовенозного трансплантата). Визуальные исследования артериальных протезов, проведенные спустя 2 - 3 месяца после их помещения в артериальную позицию, показали, что при аутовенозной пластике в четырех случаях из пяти наблюдалось расширение просвета трансплантата по сравнению с протезируемой артерией, а в одном случае возникла аневризма. При протезировании почечной артерии аутовенозной дубликатурой во всех пяти случаях визуальных изменений просвета трансплантата

не наблюдалось. Эти исследования позволяют высказать более общую гипотезу, заключающуюся в том, что при аутопластике сосудов процесс адаптации трансплантата существенным образом зависит от его напряженно-деформируемого состояния, причем перенапряженное состояние затрудняет его адаптацию и может приводить к деструкционным изменениям в трансплантате.

Из приведенных в работе результатов следует, что реализованные и вновь разработанные в ИПФ вибрационные методы контроля вязкоупругих свойств образцов материалов могут быть использованы для образцов с широким диапазоном жесткостей, а в комплексе с дополнительными исследованиями могут быть использованы для контроля адаптивных изменений биологических тканей.

Л и т е р а т у р а

1. Перепечко И. И. Акустические методы исследования полимеров. М.: Химия, 1973.
2. Каро К., Педли Т., Шрегер Р., Сид У. Механика кровообращения. М.: Мир, 1981.
3. Малкин А. Я., Аскадский А. А., Кобрин В. В. Методы измерения механических свойств полимеров. М.: Химия, 1978.
4. Smith G.H., Bечman R.L., Zitek S.J. Determination of dynamic properties elastomers over broad frequency range // Exper. Mech. 1983. P.158-164.
5. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Теория упругости. М.: Наука, 1987.
6. Тихонов А. Н., Самарский А. А. Уравнение математической физики. М.: Наука, 1987.
7. Кошкин Н. И., Ширкевич М. Г. Справочник по элементарной физике. М.: Наука, 1972.

**ИЗМЕРЕНИЕ
ПОВЕРХНОСТНОГО НАТЯЖЕНИЯ ЖИДКОСТЕЙ
С ПЛЕНКОЙ ПОВЕРХНОСТНО-АКТИВНОГО ВЕЩЕСТВА**

В. А. Антонец, А. Ф. Иванов, В. В. Казаков

ВВЕДЕНИЕ

Исследование физических свойств широкого класса жидкостей может быть проведено путем измерения их поверхностного натяжения. Особый интерес представляет случай, когда жидкость, например биологическая, является раствором поверхностно — активного вещества (ПАВ) и, следовательно, имеет на своей поверхности пленку. Другим возможным случаем является нанесение на поверхность некоторой "эталонной" жидкости (дистиллированной воды) малой дозы интересующего ПАВ. Механические свойства этой пленки могут быть связаны с состоянием исследуемого ПАВ. Задача определения поверхностного натяжения ПАВ, его изменения при различных физических воздействиях (например, облучении светом и т.п.) требуют создания простого, метрологически обеспеченного способа измерения поверхностного натяжения. Следует отметить, что проводить такие исследования с помощью капилляра не представляется возможным, так как он в буквальном смысле протыкает пленку.

В основе предлагаемого способа измерения поверхностного натяжения лежит использование связи между частотой f и длиной λ гравитационно-капиллярных волн. Эта связь определяется дисперсионным соотношением [1]

$$\omega = \sqrt{gk + \frac{\sigma}{\rho} k^3}, \quad (1)$$

где $\omega = 2\pi f$ — круговая частота поверхностных волн, λ — волновое число, g — ускорение силы тяжести, ρ — плотность жидкости, ϵ — поверхностное натяжение.

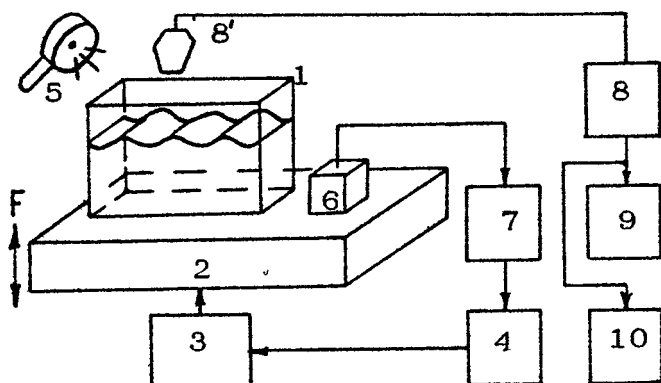
Отсюда по измерениям f и λ может быть найдена величина

$$\epsilon = \rho \frac{(2\pi f)^2 - g \frac{2\pi}{\lambda}}{\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^3} \quad (2)$$

Данная работа посвящена разработке удобной и стабильной методики возбуждения поверхностных волн, измерения их частот и длин, а также оценке погрешности измерения поверхностного натяжения.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Для реализации способа измерения поверхностного натяжения по дисперсионной характеристике было решено [2] использовать возбуждение стоячих поверхностных волн в



Р и с. 1. Схема экспериментальной установки

резонаторе параметрическим образом. Тогда по длине резонатора и числу пучностей можно определить длину поверхностной волны, а ее частоту — по частоте колебаний возбуждающей системы,

На рис.1 приведена экспериментальная установка, реализующая предлагаемый способ измерения. Исследуемую жидкость наливают в ковету 1, имеющую внутренние размеры $16 \times 100 \times 164$ мм, изготовленную из органического стекла в форме параллелепипеда. Эта ковета закрепляется на виброплатформе 2 вибростенда ВЭС-10. Виброплатформа 2 через усилитель мощности 3 возбуждается генератором гармонических колебаний 4 типа 1047 фирмы "Брюль и Кьер" и совершает вертикальные колебания.

Для визуального контроля волн на поверхности жидкости применялся стробоскоп 5 (типа 4912), а для измерения амплитуды и частоты колебаний виброплатформы использовались пьезоакселерометр 6 (8305), усилитель заряда 7 (2635) и блок виброметра управляющего генератора 1047 [3].

Для измерения амплитуды и спектрального состава стоячих волн на поверхности жидкости использовался ультразвуковой бесконтактный измеритель виброперемещений 8 [4,5]. Сигнал на выходе ультразвукового измерителя, пропорциональный текущему значению перемещения поверхности, контролировался с помощью осциллоскопа С1-68 и регистрировался анализатором спектра С4-54. Этот же анализатор использовался для измерения амплитудного спектра сигнала в акселерометрическом канале контроля колебаний виброплатформы.

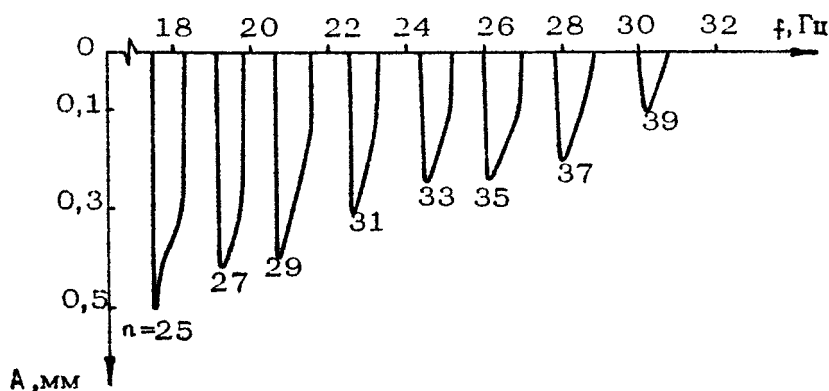
МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Отработка методики проводилась на дистиллированной воде. При этом вначале было проверено, действительно ли волны на поверхности жидкости в ковете-резонаторе возникают вследствие параметрического возбуждения. Для этого с помощью анализатора спектра были сопоставлены частоты вертикальных колебаний виброплатформы F , измеренные с помощью акселерометра, и поверхностных волн f , измеренных с помощью ультразвукового измерителя, для нескольких мод колебаний с разным числом пучностей. Во всех случаях отношение F/f было равно двум. Это подтверждает параметрический характер возбуждения [6]. Из полученных спектров также видно, что при заданной частоте колебаний виброплатформы F моды стоячих волн с частотами $F/3$, $F/4$ и т.д. не возбуждаются. Это связано с тем, что для заданной частоты F мода с частотой $F/2$ имеет наименьший

порог возбуждения. Таким образом, вопрос об измерении частоты воли можно считать решенным, поскольку она равна половине частоты, установленной на шкале генератора.

При проверке порогового характера возбуждения поверхностных волн было подтверждено, что, в зависимости от частоты f , величина порога имеет многорезонансный характер. Причем с ростом частоты соответствующего резонанса (моды) растет и порог возбуждения. Поскольку данная работа не имела специальной цели изучить пороговые явления, а величина порога может использоваться в качестве дополнительного диагностического параметра, в качестве иллюстрации было проведено измерение модуля амплитуды A колебаний поверхности жидкости в зависимости от частоты колебаний f . Для этого датчик ультразвукового измерителя (см. рис.1) устанавливался в середине кюветы на расстоянии 10 мм от поверхности жидкости. Частота задающего генератора автоматически изменялась от 17 до 34 Гц со скоростью 0,1 Гц/с. Уровень возбуждения автоматически поддерживался постоянным и равным $4,5 \text{ м/с}^2$.

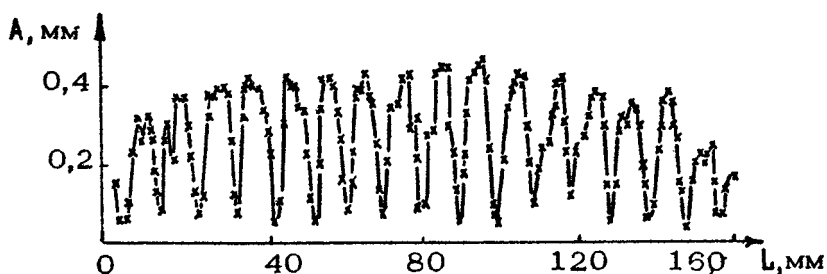
Результат измерения модуля амплитуды A колебаний приведен на рис.2. Положительное направление оси A выбрано вниз, чтобы подчеркнуть качественное сходство с зонами Магье [6]. При анализе рис.2 следует учесть, что при установке датчика измерителя над серединой кюветы удается наблюдать моды с нечетным числом пучностей (количество



Р и с.2. Изменение модуля амплитуды колебаний поверхности жидкости в центре кюветы

пучностей проставлено рядом с соответствующей ей зоной). Моды с четным числом пучностей отсутствуют, так как для них в центре кюветы находится узел стоячих волн.

Для разработки методики измерения длины стоячих волн было изучено распределение амплитуд колебаний поверхности жидкости по длине резонатора. Измерения проводились как с помощью стробоскопа, так и с помощью ультразвукового виброметра. В последнем случае датчик виброметра дискретно, с шагом 1 мм, перемещался координатным устройством



Р и с. 3. Распределение модуля амплитуды колебаний поверхности жидкости по длине кюветы

вдоль кюветы. Распределение модуля амплитуды колебаний поверхности при уровне возбуждения $4,5 \text{ м/с}^2$ для $f = 20 \text{ Гц}$ приведено на рис.3.

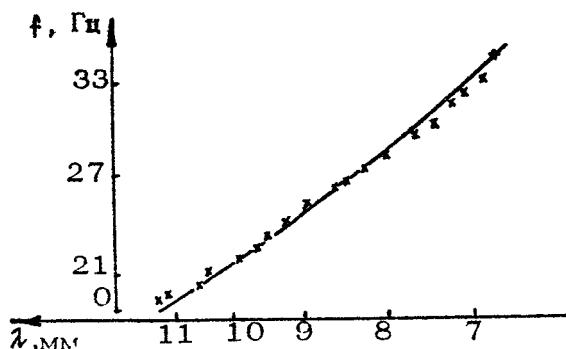
При исследовании распределения амплитуд колебаний обращает на себя внимание существование пристеночного мениска. В силу граничных условий (прилипания) у самой стенки жидкость не совершает колебаний на частоте $F/2$. На некотором расстоянии δ , которое, как показали опыты, не зависит от частоты и приблизительно равно 1 мм, касательная к мениску становится горизонтальной. В этом месте наблюдается дополнительная пучность колебаний, однако заметно меньшей амплитуды, чем другие пучности. В данном резонаторе имеют место граничные условия по типу свободных, а не закрепленных краев, поэтому длину волны следует определять по формуле

$$\lambda = \frac{2(L - 2\delta)}{n + 1},$$

где L - длина кюветы, n - число пучностей, $\delta \approx 1 \text{ мм}$.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

На описанной установке в диапазоне частот от 20 до 35 Гц были проведены измерения коэффициента поверхностного натяжения дистиллированной воды, выдержанной в резонаторе в лабораторном помещении в течение нескольких десятков минут. Для каждого экспериментального значения частоты возбуждения F_i , т.е. для каждой частоты волны $f_i = F_i/2$ и каждого измеренного значения λ_i , коэффициент поверхностного натяжения определялся в соответствии с фор-



Р и с. 4. Зависимость частоты колебаний от длины поверхностных волн

мулой (2). Эти данные приведены на рис.4. Сплошной линией показана зависимость, даваемая формулой

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\epsilon^* k^3}{\rho} + gk},$$

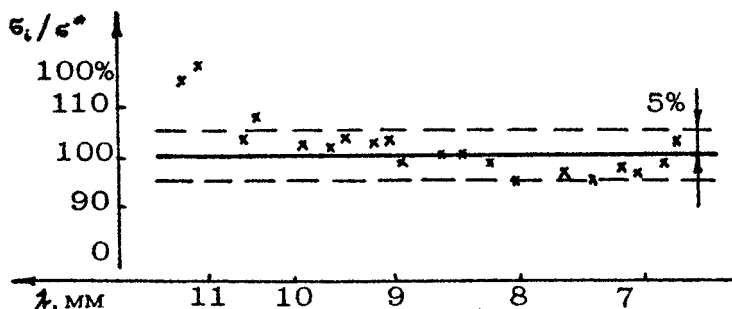
где для данного цикла опытов $\epsilon^* = 56,7$ дин/см минимизирует квадратичный функционал $\Delta(\epsilon)$

$$\Delta(\epsilon) = \sum_{i=1}^N [f^2(\lambda_i; \epsilon_i) - f_i]^2$$

и определяется следующим образом:

$$\epsilon^* = \rho \frac{\sum_{i=1}^N \left[(2\pi f_i)^2 - g \left(\frac{2\pi}{\lambda_i} \right) \right]}{\sum_{i=1}^N \left(\frac{2\pi}{\lambda_i} \right)^3}.$$

На рис. 5 приведены данные о разбросе отношения экспериментальных значений ϵ_i к ϵ^* . Видно, что в полосу $100 \pm 5\%$ укладывается подавляющее число отсчетов, что свидетельствует о стабильности метода измерений.



Р и с. 5. График относительной погрешности измерений

Однако, при контроле воды в резонаторе капиллярным способом было обнаружено, что поверхностное натяжение равно не 56,7 дин/см, а с точностью порядка 1% совпадает с известным табличным значением 72,8 дин/см. Такое расхождение данных оказалось обусловленным загрязнением поверхности воды в непокрытой кювете. После адсорбционной очистки поверхности результаты измерений поверхностного натяжения воды обоими способами совпали с погрешностью менее 1%.

ОЦЕНКА ПОГРЕШНОСТИ МЕТОДА

Сделаем оценку погрешности определения ϵ при проведении единичного измерения на одной частоте из диапазона 20–40 Гц, которому соответствует диапазон длин волн $10 \div 7$ мм. Поскольку ϵ вычисляется по формуле (2), постольку величина абсолютной погрешности $\Delta \epsilon$ равна

$$\Delta \epsilon = \rho \left(\frac{f \lambda^3}{\pi} \Delta f + \frac{3 \pi f^2 \lambda^2 - g \lambda}{2 \pi^2} \Delta \lambda \right).$$

Как показал опыт, расстройка частоты на величину $\pm 0,25$ Гц не приводит к заметному на глаз изменению волновой картины. Поэтому можно считать $\Delta f \approx 0,25$ Гц. Эффек-

тивная длина резонатора известна с погрешностью 1 мм, т.е. менее 0,6 %, и поэтому $\Delta\lambda \approx 0,04-0,06$ мм. Таким образом, $\Delta\epsilon' \approx 3-4$ дин/см, что составляет относительную погрешность 4-6 %.

Такая оценка хорошо иллюстрируется в капиллярном приближении, когда формула (2) редуцируется до

$$\epsilon = \frac{1}{2\pi} \rho f^2 \lambda^3,$$

а формула для относительной погрешности редуцируется до

$$\frac{\Delta\epsilon}{\epsilon} = 2 \frac{\Delta f}{f} + 3 \frac{\Delta\lambda}{\lambda}.$$

Так как $\Delta f/f < 1,3\%$, а $\Delta\lambda/\lambda < 0,6\%$, то $\Delta\epsilon/\epsilon < 6\%$.

Авторы выражают благодарность Р.Х.Аксеновой за помощь в подготовке статьи.

Л и т е р а т у р а

1. Левич В.Г. Физико-химическая гидродинамика. М.: Физматгиз, 1959. 595 с.
2. А.с. 1283621 (СССР). Способ определения поверхностного натяжения жидкостей / Антонен В.А., Иванов А.Ф., Казаков В.В. // БИ., 1987. №2, с. 176.
3. Электронная аппаратура: Каталог. Брюль и Кьер, 1989/90.
4. Антонен В.А., Казаков В.В. Ультразвуковой измеритель перемещений (виброметр): Препринт ИПФ АН СССР №112. Горький, 1984.
5. А.с. 1357725 (СССР) Ультразвуковой фазовый измеритель виброперемещений / Казаков В.В. // БИ., 1987. №45, с.145.
6. Вибрации в технике: Справочник. В 6 т. Т.1 / Под ред. В.В.Болотина. М.: Машиностроение, 1978. С.116-126, 254-256.

УДК 612 + 534.6.082.4

А к с е н о в а Р. Х. А н т о н е ц В. А., К а з а -
к о в В. В. Измерение локальных колебаний мягких биологи-
ческих тканей // Методы вибрационной диагностики реологи-
ческих характеристик мягких материалов и биологических
тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С. 7.

Описаны два способа регистрации поверхностных колеба-
ний мягких тканей, разработка которых была направлена на
повышение пространственного разрешения. Один из них осно-
ван на измерении колебательных перемещений поверхности
объекта бесконтактным ультразвуковым фазовым локатором,
а другой – на измерении колебательного давления на кон-
тактную площадку индентора с помощью массивного акселе-
рометра.

Ил. 5, список лит. 19 назв.

УДК 615.471 : 616 – 073 (043.3)

О д и н ц о в С. Г. Методические погрешности измере-
ний локальных механических колебаний тела человека //
Методы вибрационной диагностики реологических характе-
ристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч.
тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С. 18.

Обсуждается вопрос согласования медицинских датчиков
механических колебаний с телом человека. Рассмотрены две
причины возникновения одного из видов систематической по-
грешности – погрешности метода измерений: искажение датчи-
ком колебательного процесса на поверхности тела и измене-
ние выходного сигнала вследствие недостаточной жесткости
крепления корпуса некоторых типов датчиков. Сформулирова-
ны требования к выходному импедансу датчиков, выполнение
которых ограничивает погрешность заранее заданной вели-
чиной.

Ил. 6, список лит. 22 назв.

УДК 577.3 : 534.2

К а з а к о в В. В., К л о ч к о в Б. Н., Ч и ч а -
г о в П. К. Исследование дисперсионных характеристик волн
на поверхности тела человека // Методы вибрационной

диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр./ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.35.

Изучены волны, распространяющиеся на поверхности мягкой ткани человека (предплечье руки, живот и др.). Измерены амплитуды и фазы колебаний в зависимости от частоты (от 2-10 до 400 Гц) и от расстояния до источника возбуждения (колеблющегося штампа). По ним вычислены скорость волны и ее декремент затухания в зависимости от частоты колебаний. Измерены уровни гармоник. Использованы контактные и бесконтактные методы измерений. Источником возбуждения был белый шум. Получены фотографии волны при помощи стробоскопа. Сделаны оценки вязкоупругих параметров ткани.

Ил.13, список лит. 20 назв.

УДК 612.741 : 616 - 073.585

В до в и ч е н к о С. А., З и л ь б е р г - л е й т А. С., З л а т и н а И. Н., К о ж е в н и к о - в а М. И. Волны деформации в оценке реологических характеристик мягких тканей человека // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.55.

Рассмотрены возможности применения оптических (лазерных) методов регистрации контурных карт рельефа поверхности упруговязкой среды, возмущенной кратковременным силовым воздействием. Экспериментально проверена математическая модель нестационарного процесса восстановления предварительно деформированной поверхности однородной линейно-упругой среды. Рассчитаны модули сдвига G и упругости E , коэффициент Пуассона ν . Исследования выполнены на мягком эластомере и двуглавой мышце плеча человека.

Ил. 6, табл. 3, список лит. 16 назв.

УДК 576.7 : 620.17 : 53.082.1

Т и м а н и н Е. М. Модель формирования импедансных

свойств мягких биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР; Горький, 1989. С.75.

Построена простая модель формирования импедансных свойств мягких биологических тканей, учитывающая квазистатическое вязкоупругое сопротивление движению поршня и сопротивление движению, связанное с излучением им сдвиговых волн. Проведена интерпретация параметров известной 3-элементной феноменологической модели импедансных свойств тканей, и получены аналитические выражения для их зависимостей от частоты и диаметра поршня.

Приведены описание метода и результаты экспериментального исследования импедансных свойств мягких тканей предплечья человека. Показано хорошее совпадение экспериментальных зависимостей импедансных свойств от диаметра поршня с зависимостями, предсказываемыми введенной моделью.

Ил. 5, список лит. 18 назв.

УДК 577.3 : 534.2

П а с е ч н и к В.И., Б о д р о в а Н. Б., М о д я н о в а Е. А. О влиянии процесса измерения на реологические характеристики биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.92.

Показана способность биологических тканей изменять механические свойства в процессе измерения их упругих характеристик на примере бицепса и молочных желез человека. Показаны сильные изменения вязкоупругих свойств мышцы от работы, которую она совершала до измерения, и слабая зависимость от величины поднимаемого груза. Отмечены сильные /до 10 раз/ изменения упругих свойств молочной железы в процессе контактных измерений с помощью датчика с индентером. В целом упругость возрастает в несколько раз на времена порядка 100 с.

Гистограммы значений упругости индивидуальны и в норме сходны для обеих молочных желез. Мастопатия сопро-

вождается появлением различий в гистограммах. Предложена качественная модель кожи, позволяющая объяснить разброс значений упругости.

Ил. 6, список лит. 7 назв.

УДК 611.08 : 539

П а ш о в к и н Т. Н., С а р в а з я н А. П. Механические характеристики мягких биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.105.

Приведены данные по механическим параметрам основных мягких тканей лабораторных животных: лягушек (*R. temporaria*) кролика, птиц (кур). В качестве определяемых параметров взяты динамический модуль сдвига, динамическая вязкость, скорость и коэффициент затухания сдвиговых волн. Показаны диапазоны изменений этих параметров для мышц, печени, почек, жировой ткани, мозга кролика, кишечника, кожи, селезенки, желудка птиц, сердца. Показан масштаб варибельности механических параметров для мягких биологических тканей.

Ил. 7, список лит. 6 назв.

УДК 612.75 - 07 : 796

В а й н А. А. Метод затухающих колебаний при диагностике функционального состояния скелетных мышц человека //Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.116.

Биомеханические свойства скелетной мышцы имеют важную роль в динамических режимах работы мышц. Измерение биомеханических свойств скелетных мышц является еще нерешенной проблемой. Используемые методы и приборы имеют существенные недостатки. Разработанная в Тартуском университете новая конструкция электромионометра, работающая по принципу затухающих колебаний, обеспечивает пространственную упругую деформацию мышцы в заданный промежуток времени и автоматизированный анализ кривой затухающих колебаний мышцы. Это достигается включением в

измерительный комплекс персональной ЭВМ. Обследование 47 девушек тестом определения статической работоспособности показало высокую информативность метода.

Ил. 1, табл. 1, список лит. 41 назв.

УДК 53. 082.4 : 620.17 : 616.073

Розенблюм Л. А., Овчинников Е.Ю., Иванов Л. Н. Вибрационные методы определения вязкоупругих свойств образцов материалов и биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. /ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.126.

Описан оригинальный метод, позволяющий определить модуль упругости и угол механических потерь материалов при испытании относительно жестких образцов. Описаны установки, позволяющие измерять эти характеристики материалов как при испытании жестких, так и мягких образцов. На одной из них исследованы жесткости почечной артерии человека и большой подкожной вены бедра, как правило используемой для протезирования почечных артерий. Показано, что жесткость артерии в два раза превосходит жесткость вены. Приведены результаты исследований, показавшие, что при протезировании почечной артерии аутотрансплантатом, исходно близким по жесткости с протезируемым сосудом, существенно снижаются послеоперационные осложнения.

Ил. 7, список лит. 7 назв.

УДК 532.64(088.8)

Антонец В. А., Иванов А. Ф., Казаков В. В. Измерение поверхностного натяжения жидкостей с пленкой поверхностно-активного вещества // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей: Сб. науч. тр. / ИПФ АН СССР. Горький, 1989. С.137.

Описан способ определения поверхностного натяжения жидкостей на основе измерения частоты и длины стоячих волн, параметрически возбуждаемых в кювете-резонаторе. Способ позволяет исследовать растворы с пленками поверх-

ностно-активных веществ, в том числе биологического происхождения, недоступные для исследования капиллярным методом. Относительная погрешность измерения поверхностного натяжения не более 6%.

Ил 5, список лит. 19 назв.

METHODS OF VIBRATIONAL DIAGNOSTICS
OF RHEOLOGICAL PROPERTIES
OF SOFT MATERIALS AND BIOLOGICAL TISSUE

(Editor-in-chief V.A.Antonets)

A B S T R A C T S

A k s y o n o v a R. Kh., A n t o n e t s V. A., K a z a k o v V. V. Measuring of Local Vibrations of Soft Biological Tissue.

Two methods for detecting vibrations on the surface of soft tissue aimed at increasing the spatial resolution are described. One of them is based on measuring vibration movements of an object surface by a noncontact ultrasonic phase locator, and the other is based on measuring vibrational pressure on the indenter contact platform using a mass accelerometer.

O d i n t s o v S. G. Methodical Errors in Measuring Local Mechanical Vibrations of a Human Body.

The problem of coupling of medical transducers of mechanical vibrations with a human body is discussed. Two sources of one of the types of systematical errors that is the errors of the method of measurements are considered: the distortion of the vibrational process of the surface of a body by a transducer and the variation of an output signal caused by an insufficient rigidity of fastening some types of transducers. The requirements imposed on a sensor output impedance are formulated, the fulfilment of which limits the errors by the value assigned beforehand.

K a z a k o v V. V., K l o c h k o v
B. N., C h i c h a g o v P. K. The Study of
Dispersive Characteristics of a Wave on a Human
Body.

Waves propagating along the surface of a human soft tissue (a forearm, an abdomen, etc) are studied. Amplitudes and phases of vibrations are measured depending on the frequency (from 2-10 to 400 Hz) and on the distance to the source of excitation (a vibrating stamp). A wave velocity and its damping constant are calculated as functions of the vibration frequency using the obtained measurements. Harmonic levels are measured. Contact and noncontact methods of measuring are used. White noise serves as the source of excitation. Photoes of the wave are obtained by a stroboscope. Viscoelastic parameters of tissue are estimated.

V d o v i c h e n k o S. A., Z i l' b e r -
g l e i t A. S., Z l a t i n a I. N., K o -
z h e v n i k o v a M. I. Strain Waves for
Estimation Rheological Properties of Human Soft
Tissue.

The ways of using optic (laser) methods for registrating contour maps of a surface relief of a viscoelastic medium perturbed by a short-duration force action are considered. A mathematical model of a nonstationary process of restoration of a preliminary deformed surface of a homogeneous linearly-elastic medium is tested experimentally. A shear modulus, elastic modulus and Poisson ratio are calculated. Experiments are performed on a biceps muscle as well as on a soft elastomer.

T i m a n i n E. M. A Model of Forma-
tion of Impedance Properties of Soft Biological
Tissue.

A simple model of the formation of the impedance properties of soft biological tissue which takes into account quasistatic visco-

elastic resistance to a piston motion and the resistance to the motion caused by shear waves radiated by a piston. The parameters of the known three-element phenomenological model of impedance tissue properties and analytical expressions for their dependences on the frequency and a piston diameter are obtained. The method is described and the experimental results of studying impedance properties of forearm soft tissue are given. It is shown that the obtained by the experiment dependences of the impedance properties on a piston diameter coincide satisfactorily with the dependences predicted by the model introduced.

P a s e c h n i k V. I., B o d r o v a N. B., M o d y a n o v a E. A. On the Influence of the Measuring Process on the Rheological Properties of Biological Tissue.

The ability of biological tissue to change mechanical properties in the process of measuring its elastic characteristics is shown using biceps and human mammary gland as examples. It is shown that viscoelastic properties of a muscle change considerably due to the work which it has fulfilled before the measurements and they weakly depend on the weight of the load raised. It is mentioned that the elastic properties of mammary glands change greatly (tenfold changes) in the process of the contact measurements using a transducer with an indenter. Upon the whole, elasticity increases tenfold during the time of the order of 100 s. Histograms of the values of elasticity are individual and they are similar for both mammary glands. In case of mastopathy there appear diversities in histograms. A qualitative model of skin is proposed which permits to explain the scattering of the elasticity values.

P a s h o v k i n T. N., S a r v a z y a n A. P. Mechanical Characteristics of Soft Biological Tissue.

The data on mechanical parameters of the main soft tissue of laboratory animals: frogs (*R. ribidunda*), a rabbit, birds (hens) are given. Dynamic shear modulus, dynamic viscosity, velocity and damping factor of shear waves are taken as determining parameters. The ranges of variability of these parameters are shown for muscles, a liver, kidney, fatty tissue, a rabbit brain, an intestine, skin, a spleen, a bird stomach, a heart. The scale of variability of mechanical parameters for soft biological tissue is shown.

V a i n A. A. The Damped Oscillations Method for Diagnostics of the Functional State of Human Skeletal Muscles.

Biomechanical properties of skeletal muscles play an important role in dynamic regimes of muscle operation. The problem of measuring biomechanical properties of skeletal muscles remains still unsolved. Methods and devices applied have significant shortcomings. A new model of the electromyotonometer based on the principle of damped oscillations developed in Tartu University provides a spatial elastic muscle deformation in the given time period and automatized analysis of the curve of damped muscle oscillations. This is achieved by including PC into the measuring complex. High informativity of the method is verified by examining 47 girls with the test of defining static capacity for work.

R o z e n b l u m L. A., O v c h i n n i k o v E. Yu., I v a n o v L. N. Vibrational Methods for Determining Viscoelastic Properties of Samples of Materials and Biological Tissues.

Original method for defining elastic modulus and the angle of mechanical losses of materials during the test of relatively hard samples is des-

cribed. Set-ups which measure these characteristics of both hard and soft samples are described. The stiffness of a human renal artery and large hypodermic femur vein, which is usually used to make prosthetic appliance of a renal artery are tested using one of these set-ups. It is shown that the artery stiffness is twice as great as that of the vein. The results of investigation are given which show that postoperative complications decrease essentially when prosthetic alliance of the renal artery is made by an autotransplantant, whose stiffness is initially almost the same as that of the vessel to be substituted.

A n t o n e t s V. A., I v a n o v A. F.,
K a z a k o v V. V. Measuring of the Surface
Tension of Fluids with a Film of a Surface-Active
Substance.

The method for defining fluid surface tension based on measuring frequencies and lengths of standing waves parametrically excited in a flask-resonator. The method permits to investigate solutions with films of surface-active substances including also biological ones, which can not be studied by the capillary method. Relative errors of measuring surface tension is not greater than 6 %.