

УДК 53.047:57(075.8)

АКУСТИЧЕСКИЙ МЕТОД ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ФИЗИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ

Козырь Л.В., Фаустова Е.Е., Федорова В.Н.

РНИМУ - Российский научно-исследовательский медицинский университет им.
Н.И.Пирогова, Россия, Москва, e-mail fedvn46@yandex.ru

Рассматривается вопрос о физической сущности акустического метода. Данный метод позволяет измерять скорость распространения сдвиговых поверхностных волн на частотах акустического диапазона в коже. Описан принцип работы акустического прибора. Представлены характеристики для оценки механических свойств кожи, которые используются для объективной диагностики, оценки эффективности лечения.

Ключевые слова: сдвиговая поверхностная волна, скорость распространения волны, физические модели

ACOUSTIC METHOD IN THE STUDY OF PHYSICAL MODELS

Kozyr L. V., Faustova E. E., Fedorova V. N.

Russian national research medical University Russian national research medical University. N. I.
Pirogova, Russia, Moscow, e-mail fedvn46@yandex.ru

The question of the physical essence of the acoustic method is considered. This method allows to measure the velocity of propagation of shear surface waves at acoustic frequencies in the skin. The principle of operation of the acoustic device is described. The characteristics for evaluating the mechanical properties of the skin, which are used for objective diagnosis, evaluation of the effectiveness of treatment, are presented.

Keywords: shear surface wave, wave propagation velocity, physical models

Механические динамические методы (например, УЗИ) уже давно надежно работают в различных областях медицины. Наряду с этими методами в медицинскую практику стал активно внедряться акустический метод [1, 4, 5]. В акустический метод используются сдвиговые поверхностные волны с частотой 1 – 6 кГц [2, 5]. Скорость распространения этих волн (возмущений) определяется структурной организацией надмолекулярного уровня, которая изменяется как при развитии патологического процесса, так и в процессе его лечения. Эти изменения объективно отражаются в изменении величины скорости распространения волны. Это позволяет неинвазивно их обнаруживать и следить за динамикой физиологических изменений. Преимуществом акустического метода является также его высокая пространственная избирательность, которая позволяет локализовать даже небольшие патологические очаги.

Материалы и методы.

В статье проанализированы материалы, полученные ранее на специально разработанных физических моделях, отображающих некоторые свойства кожи [3, 7, 8, 10]. Акустический метод реализован на приборах – акустический анализатор [6, 9].

Принципиальная блок-схема акустических приборов разной конструкции представлена на рис.1.

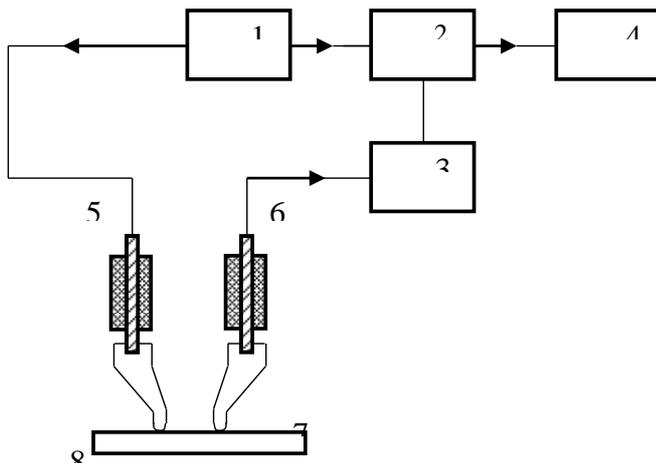


Рис. 1. Блок-схема акустического прибора

На блок-схеме представлены:

- микрогенератор импульсов (1) частотой 5-6 кГц, передающий сигнал на излучающий пьезопреобразователь ИП (5) и на вычислительное устройство (2);
- принимающий пьезопреобразователь ПП (6), сигналы с которого поступают в приемник (3) и далее – на вычислительное устройство (4);
- щупы (7), обеспечивающие контакт прибора с исследуемому объектом (8).

Контактная поверхность щупа имеет размеры 3мм × 1 мм, а расстояние между щупами $L \approx 3$ мм. В результате изгибных колебаний излучающего пьезопреобразователя ИП в тонком поверхностном слое объекта возбуждается колебания, которые распространяются перпендикулярно широкой стороне щупа. в некоторых работах их такое распространение называют поверхностной волной [2]). Эти колебания принимаются пьезопреобразователем ПП и далее поступают в вычислительное устройство, в котором определяется *время запаздывания импульса t* .

Определение времени запаздывания

Между излучаемым и принимаемым сигналами образуется разность фаз $\Delta\varphi$, рис. 2.

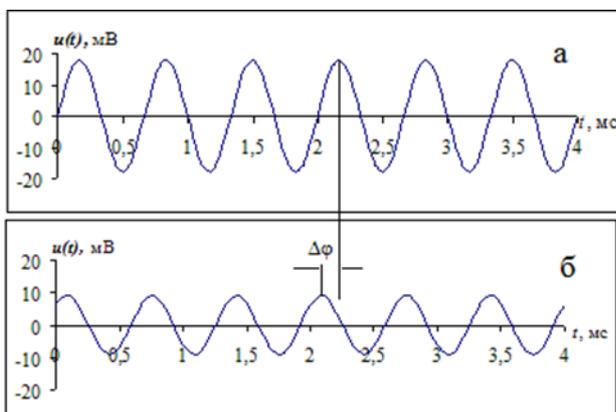


Рис. 2. Излучаемый (а) и принимаемый (б) сигналы; $\Delta\varphi$ - разность фаз между ними

Время запаздывания (время распространения сигнала между ИП и ПП) определяется по соотношению $t = \Delta\varphi/\omega$. По формуле $V = L/t$ вычисляется скорость распространения поверхностных сдвиговых возмущений (в дальнейшем – просто скорость V). Полученные значения представляются на цифровом индикаторе (4).

Чувствительность акустического метода к механическим характеристикам материала исследовались на различных физических модельных системах.

Полученные результаты.

- Однородные модели [7]. Исследования на образцах стоматологических силиконов показало, что в однородных материалах скорость V связана с твердостью, пределом прочности, относительным удлинением. Наблюдалась выраженная корреляционная зависимость между скоростью и указанными механическими характеристиками (коэффициент корреляции имел значения $r = 0,93 - 0,99$). Эти результаты использованы для неразрушающего метода оценки механических характеристик кожи и других биологических тканей.
- Двуслойные модели [3, 8]. Исследования на двуслойных моделях с различной твердостью слоев и при различной толщине верхнего слоя. Верхний слой представлял собой клин из полиуретановой резины. Нижний слой выполнялся из различных материалов. На рис.3 показана модель такой системы.

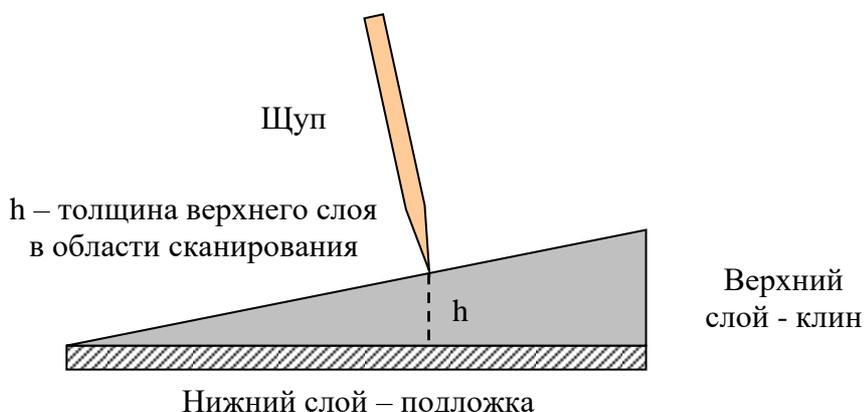


Рис.3. Измерения скорости в двуслойной модели: верхний слой – клин, нижний слой – подложка, h - толщина верхнего слоя в области сканирования

Результаты проведенных измерений позволили выявить следующие закономерности: при толщине верхнего слоя более 2 мм скорость V перестает зависеть от свойств подложки и определяется собственными свойствами верхнего слоя; при малых толщинах верхнего слоя (0,5 – 2 мм) скорость V определяется более твердой подложкой. Эти результаты использованы для определения расположения уплотнения под кожей.

- Армированные модели [3, 8, 10]. Исследования анизотропных структур, представляющих собой желатиновые гели, наполненные (армированные) лавсановыми нитями. Полученные результаты свидетельствуют о том, что наличие в системе анизотропных структур оказывают влияние на скорость V : она возрастает в том направлении, в котором больше выражена анизотропия. Эти результаты использованы для оценки натяжения в коже, для определения перераспределения механического напряжения в коже.
- Увлажненные модели [7]. Исследование влияния влаги, содержащейся в образцах (пористые резины) показало, что с увеличением содержания влаги в образце скорость снижается. Эти результаты использованы для оценки отека в тканях, увлажняющих свойств косметологических средств.

Имеряемые величины

В модельных и медико-биологических исследованиях акустическим прибором измеряются следующие величины:

V – скорость в объекте,

V_y, V_x – скорости во взаимно-перпендикулярных направлениях,

V_n – скорость в нормальной ткани,

$V_{п}$ – скорость в патологической ткани,

$V_{до}$ – скорость до какого-либо воздействия,

$V_{пс}$ – скорость после воздействия.

Вычисляемые характеристики

По полученным при сканировании значениям скорости вычисляются следующие характеристики:

1. динамика изменения скорости V в процессе воздействия, (лечения), $V = f(t)$;

2. разница значений скоростей, измеренных до и после какого-либо воздействия (лечения):

$$\Delta V = V_{до} - V_{пс} \text{ (или наоборот);} \quad (1)$$

3. разница скоростей в участках визуально нормальной и патологически измененной кожи:

$$\Delta V = V_{п} - V_{н}; \quad (2)$$

4. коэффициент акустической анизотропии $K = V_y/V_x - 1$, (3)

который может быть, как положительным: (K^+) при условии $V_y > V_x$, так и отрицательным (K^-) при условии $V_y < V_x$.

Выводы.

Исследования, проведенные с использованием специальных физических моделей, позволили выявить основные факторы, влияющие на скорость распространения поверхностных волн. Они достоверно показали, что скорость распространения

поверхностных сдвиговых волн звукового (акустического) диапазона объективно отражает особенности механических свойств материалов.

Список литературы

1. Демин И.Ю., Сато Т., Камеяма К., Фуджи К., Като М., Джанк К.Ю. Использование низкочастотных акустических волн для диагностики мягких тканей//Акустический журнал. 1995. Т.41. № 3. С. 508-512.
2. Клочков Б.Н., Соколов А.В. Волны в поверхностном слое мягкой биоткани на полупространстве из твердой биоткани//Акустический журнал. 1994. Т.40, № 2. С. 270-274.
3. Маевский Е.И., Федорова В.Н., Мак-Хьюдж Ф., Аксенова О.Г. Исследование распространения сдвиговых поверхностных возмущений в однородных и композитных моделях акустическим анализатором//Механика композитных материалов и конструкций. 1996. № 2. С. 27-32.
4. Сарвазян А.П., Пасечник В.И., Шноль С.Э. Низкая скорость звука в гелях и протоплазматических структурах. Возможное биологическое значение этого явления // Биофизика. 1968. Т.13. С. 587 - 594.
5. Сарвазян А.П. Низкочастотные акустические характеристики биологических тканей//Механика полимеров.1975. № 4. С. 691-694.
6. Фаустова Е.Е., Федорова В.Н., Куликов В.А. Способ неинвазивного измерения скорости распространения акустических колебаний в эластичной ткани. Патент RU 2362487 С2 от 27. 07. 2009 г.
7. Федорова В.Н., Фаустова Е.Е. Акустическая биомеханика кожи и мягких тканей в объективной диагностике и оценке эффективности лечения. Монография. Изд. РАМН. 2018.
8. Шорохов В.В., Воронков В.Н., Клишко А.Н., Пашовкин Т.Н. Распространение поверхностных сдвиговых возмущений продольной поляризации в моделях мягких биологических тканей // Механика композитных материалов. №5. 1992. №5. С. 669-677.
9. Sarvazyan A.P.et al., Method and device for acoustic testing of elasticity of biological tissues, United States Patent, N 4, 947851, 14. 08. 1990.
10. Vexler A.M., V.N.Fedorova, I.S.Persina, V.I.Popov, V.N.Voronkov, V.V.Shorokhov, D.Vucelic. Acoustical heterogeneity and anisotropy of normal and pathological skin. Abstracts of the First World. XIX Yugoslav symposium on biophysics and satellite symposium "Medical bioacoustics" Sarajevo-Igman. 1988. P. 165-167.