

УДК 621.396.96.01

А. В. ШЕРСТЮК, аспирант

Харьковский национальный технический университет сельского хозяйства имени Петра Василенко, г. Харьков

ОБОСНОВАНИЕ ПОДХОДА К ПОСТРОЕНИЮ ЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЫ ИЗМЕРЕНИЯ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОНИЦАЕМОСТИ КРОВИ

Проведено теоретическое обоснование подхода к измерению диэлектрической проницаемости крови животных

Ключевые слова: диэлектрическая проницаемость, объемный резонатор, дисперсия

Проведено теоретичне обґрунтування підходу до вимірювання діелектричної проникності крові тварин

Ключові слова: діелектрична проникність, об'ємний резонатор, дисперсія

Введение

Вакцинация, акупунктура, использование КВЧ-излучения в качестве иммуномодулирующего средства для животных предопределяет необходимость оценки эффективности принятых мер, то есть изменения иммунного статуса. В [1] для определения иммунного статуса животного было предложено проанализировать вариацию диэлектрической проницаемости (ДП) его крови, в зависимости от состояния иммунитета. Преимущества такого подхода заключаются в том, что данный метод при его достаточно большой информативности позволяет произвести экспресс-оценку по сравнению с иммунограммой.

Анализ предшествующих исследований

Одним из наиболее распространенных показателей состояния иммунитета является иммунограмма - анализ крови, в котором исследуются компоненты иммунной системы [2, 3]. В нем учитывается количество клеток (субпопуляционный состав лимфоцитов по 7 показателям), их процентное соотношение и функциональная активность, а также концентрация иммуноглобулинов основных классов (А, G, М), общий анализ крови. Биохимический анализ достаточно информативен, но достаточно продолжителен по времени и сложен для осуществления автоматизации.

Целью данных исследований является обоснование подхода к разработке автоматизированной системы измерения ДП крови животных.

Основной материал

Оценим возможность диагностики отклонения от нормы иммунного статуса поросят на основе относительного показателя изменения диэлектрической проницаемости крови.

Оценку выполним на основе модели крови как водного раствора общего белка с переменной диэлектрической проницаемостью.

По мнению многих исследователей, основная значимость воздействия электромагнитных полей на живой организм обусловлена молекулярно-структурными изменениями в ткани с большим содержанием воды. Поэтому представляет интерес постановка задачи о связи изучаемых диэлектрических параметров биообъектов с их молекулярными параметрами.

Так как биомакромолекулы имеют электрические дипольные моменты и время релаксации в электромагнитном поле значительно больше, чем у молекул воды, то диэлектрическая проницаемость и диэлектрические потери водных растворов таких веществ может быть как больше, так и меньше соответствующих диэлектрических констант для чистой воды, в зависимости от того, в каком диапазоне частот производится измерение диэлектрической проницаемости.

Если измерения проводятся до области дисперсии растворенных молекул, то имеет место возрастание диэлектрической проницаемости, так как их ориентационная поляризуемость превышает ориентационную поляризуемость молекул воды. Если измерения проводятся в диапазоне частот, когда дисперсия растворенных молекул уже незначительна, а дисперсия молекул воды еще не наступила или, по крайней мере, полностью еще не пройдена, то имеет место уменьшение диэлектрических параметров по сравнению с диэлектрическими константами воды. Этот высокочастотный декремент обусловлен двумя причинами: 1) уменьшением числа молекул воды в растворе; 2) увеличением времени релаксации тех молекул воды, которые пошли на образование гидратных оболочек. Для оценки вклада вариации содержания общего белка в крови в изменение показателя диэлектрической проницаемости используем модель с молекулами несвязанной воды и количеством белковых молекул в ней.

В нашем случае измерения проводятся в области дисперсии молекул воды (частота измерения ~ 10 ГГц), поэтому диэлектрическую проницаемость раствора можно найти, воспользовавшись уравнениями Дебая [4]:

$$\varepsilon' = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau^2}; \quad (1)$$

$$\varepsilon'' = \omega \tau \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau^2}, \quad (2)$$

где ε_{∞} и ε_s – высокочастотная и низкочастотная ДП;

ω – круговая частота;

τ – время релаксации.

Совместное решение уравнений (1) и (2) приводит к следующему виду уравнения для определения ДП:

$$\varepsilon_s = \varepsilon' + \frac{(\varepsilon'')^2}{\varepsilon' - \varepsilon_{\infty}}. \quad (3)$$

Приближенную оценку гидратации можно получить, исходя из того, что ДП раствора пропорциональна числу несвязанных молекул воды в растворе, т. е.:

$$\varepsilon_{cm} = \alpha(N_1 - N_2), \quad (4)$$

где N_1 и N_2 – суммарное число молекул воды в растворе и число белковых молекул, соответственно.

Если в (4) $N_2 = 0$, то $\varepsilon_{cm} = \varepsilon_0$, где ε_0 – диэлектрическая проницаемость воды.

Тогда $\alpha = \frac{\varepsilon_0}{N_1}$, а

$$\varepsilon_{cm} = \varepsilon_0 - \varepsilon_0 \frac{N_1}{N_2} = \varepsilon_0 \left(1 - \frac{N_1}{N_2} \right). \quad (5)$$

На рис. 1 приведена зависимость ДП смеси от величины концентрации белковых молекул в водном растворе.

Проведенный анализ позволяет сделать вывод о том, что экспресс-диагностика иммунитета животных может производиться по изменению ДП крови в пределах от 20 до 60 единиц.

Предварительный анализ показал, что измерение ДП крови на СВЧ возможно с использованием резонаторных систем в качестве частотного дискриминатора.

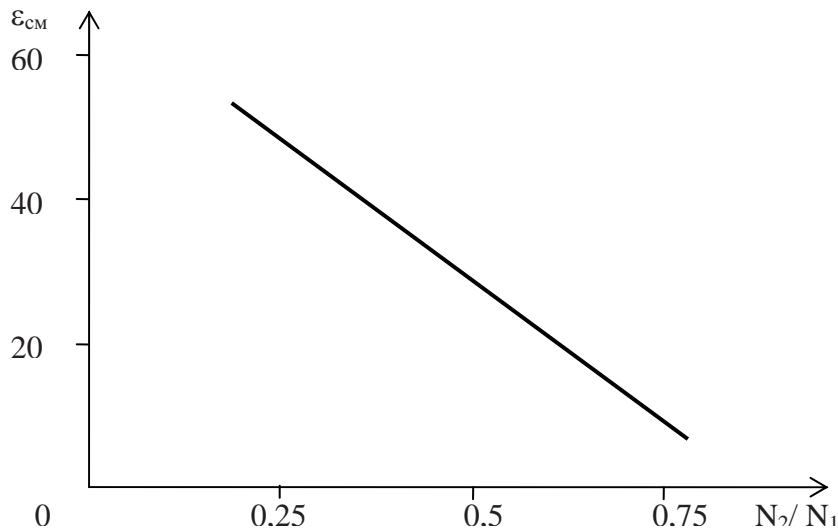


Рис. 1. Зависимость ДП смеси от отношения белковых молекул к молекулам воды

Для реализации схемы автоматического устройства необходимо:

- обеспечить допустимые пределы электронной подстройки частоты измерительного резонатора;
- обеспечить требуемую точность измерения диэлектрической проницаемости крови животных не хуже 0,01 %.

В общем виде частота возбуждения измерительного резонатора определяется выражением (6):

$$f_p = \frac{C}{2\pi\sqrt{\varepsilon\mu}} \sqrt{\frac{X}{R} + \frac{n^2\pi}{H^2}}, \quad (6)$$

где C – скорость света в вакууме;

μ и ε – магнитная и диэлектрическая проницаемости среды;

X – корень функции Бесселя (для волны H_{011} $X = 3832$);

R – радиус цилиндра контура СВЧ;

n – число полуволн вдоль образующей цилиндра;

H – высота цилиндра.

Исходя из того, что:

1) Q_{max} достигается при $H = 2P$;

2) $\mu \cong 1$ для крови;

3) для волны H_{002} , используемой при исследовании биообъектов $X = 3832$, можно записать:

$$\frac{C}{2\pi} \sqrt{\frac{X}{R} + \frac{n^2\pi}{H^2}} = K_1. \quad (7)$$

Тогда $f_p = \frac{K_1}{\sqrt{\varepsilon}}$, а $\varepsilon = \frac{K_1^2}{f_p^2}$.

Так как диэлектрическая проницаемость подлежащих исследованию биообъектов может лежать в пределах (20 ÷ 60), то можно определить граничные частоты измерительного резонатора:

$$\text{при } \varepsilon = 1 \quad f_p = K_1;$$

$$\text{при } \varepsilon = 20 \quad f_p = \frac{K_1}{\sqrt{20}};$$

$$\text{при } \varepsilon = 60 \quad f_p = \frac{K_1}{\sqrt{60}}.$$

Изменение резонансной частоты резонатора при исследовании образцов, имеющих граничные значения $\varepsilon = 20 \div 60$ будут определяться выражением:

$$\Delta F = f_{p_{min}} - f_{p_{max}} = \frac{K_1}{\sqrt{\varepsilon_{min}}} - \frac{K_1}{\sqrt{\varepsilon_{max}}} = \frac{K_1}{\sqrt{20}} - \frac{K_1}{\sqrt{60}} \cong 0,1K_1,$$

т.е. изменение резонансной частоты резонатора составит максимум 10% от значения, соответствующего $\varepsilon = 1$.

Выводы

1. Перестройку частоты в указанных пределах можно обеспечить только за счет изменения геометрических размеров резонатора СВЧ.

2. Точность перестройки в указанном диапазоне не выше 1-2%. Это накладывает ограничение на точность измерения ε .

3. Обеспечить перестройку генератора (автоматическую) в указанных пределах невозможно.

4. Внесение в полость резонатора исследуемого объекта приводит к уменьшению в значительной степени его добротности и, следовательно, увеличению погрешности.

Для реализации системы измерения ДП крови, необходимо решить следующие задачи:

– значительно уменьшить влияние диэлектрической проницаемости исследуемых биообъектов на изменение частоты резонатора СВЧ;

– уменьшение перестройки частоты одновременно позволит обеспечить перенос информации с измерительного резонатора на источник СВЧ- мощности с помощью автоматической системы переноса частоты (АПЧ);

– автоматизировать процесс обработки информации, что достигается переносом информации в промежуточный тракт и непосредственным счетом ее.

Список литературы

1. Шерстюк А. В. Обоснование выбора электрофизических показателей вариативности иммунитета животных // А. В. Шерстюк. Системы обробки інформації МО України. ХУПС. – № 8(98). – 2012. – С. 86–88.

2. Ярилин А.А. Основы иммунологии: Учебник. М.: Медицина, 1999. – 608 с.

3. У. Дж. Герберт Ветеринарная иммунология. Пер. с англ. М.: Колос, 1974. – 311 с.

4. Седунов Б.И., Франк-Каменецкий Д. А. Диэлектрическая проницаемость биологических объектов // Успехи физических наук, Т. LXXIX, вып.4, 1963. – С. 617– 639.

SUBSTANTIATION OF THE APPROACH TO THE CREATION OF THE ELECTRONIC SYSTEM FOR BLOOD PERMITTIVITY MEASUREMENT

A. SHERSTYUK, graduate student

The theoretical substantiation of the approach to animal blood permittivity measurement is provided.

Key words: *permittivity, resonance chamber, dispersion*

Поступила в редакцию 17.12 2012 г.