

ОБОСНОВАНИЕ ПОДХОДА К ПОСТРОЕНИЮ ЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЫ ИЗМЕРЕНИЯ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОНИЦАЕМОСТИ КРОВИ

Черенков А. Д., Ляшенко Г. А., Полянова Н. В.

Харьковский национальный технический университет сельского хозяйства имени Петра Василенко

Проведено теоретическое обоснование подхода к измерению диэлектрической проницаемости крови животных.

Постановка проблемы. 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 последних исследований и публикаций. 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.

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

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

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 [3]:

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

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

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.

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

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

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

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

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

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

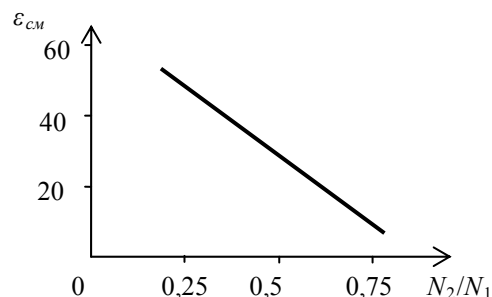


Рисунок 1 - Зависимость ДП смеси от отношения белковых молекул к молекулам воды

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.

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:

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

где C - скорость света в вакууме;

μ и ε - магнитная и диэлектрическая проницаемости среды;

K_y - 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 Q_{\max} достигается при $H = 2P$; $\mu \cong 1$ для крови, для волны H_{002} , используемой при исследовании биообъектов $X = 3832$, можно записать:

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

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

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 $\varepsilon = 20 \div 60$, будет определяться выражением:

$$\begin{aligned} \Delta F &= f_{p_{\min}} - f_{p_{\max}} = \frac{Kf_1}{\sqrt{\varepsilon_{\min}}} - \frac{K_1}{\sqrt{\varepsilon_{\max}}} = \\ &= \frac{K_1}{\sqrt{20}} - \frac{K_1}{\sqrt{60}} \cong 0,1K_1, \end{aligned}$$

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 использованных источников

1. Ярилин А. А. Основы иммунологии / А. А. Ярилин // Учебник. - М.: Медицина, 1999. - 608 с.
2. У. Дж. Герберт. Ветеринарная иммунология / У. Дж. Герберт // Пер. с англ. - М.: Колос, 1974. - 311 с.
3. Седунов Б. И., Франк-Каменецкий Д. А. Диэлектрическая проницаемость биологических объектов / Б. И. Седунов, Д. А. Франк-Каменецкий // Успехи физических наук. - Т. LXXIX. - Вып. 4, 1963. - С. 617 - 639.

Анотація

ОБГРУНТУВАННЯ ПІДХОДУ ДО ПОБУДОВИ ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ДІЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРОНИКНОСТІ КРОВІ

Черенков О. Д., Ляшенко Г. А., Полянова Н. В.

Проведено теоретичне обґрунтування підходу до вимірювання діелектричної проникності крові тварин.

Abstract

INVESTIGATION OF APPROACH TO BUILDING OF ELECTRONIC SYSTEM FOR MEASURING OF DIELECTRIC CONSTANT OF BLOOD

A. Cherenkov, G. Lyashenko, N. Polyanova

Theoretical investigation of the approach to measurement of dielectric constant of animal blood has been done.