

## Методы микроволновой регистрации и локации биологических дисперсных сред

*И.В. Малышев*

*Южный федеральный университет*

**Аннотация:** В статье рассмотрены основные статические и динамические КВЧ-методы исследования метаболических частот, которые вызывают изменение электропроводности биосред с различной концентрацией воды. Приведены результаты воздействий низкоинтенсивных КВЧ-волн на два типа прокариотических и эукариотических клеточных структур. Подробно рассмотрены установки, работающие в режимах «на проход» и «на отражение». Описаны также три динамических регистрационных и биолокационных комплекса с пояснением принципов многочастотных преобразований в них. Применение амплитудной модуляции в квадратурных сигналах сканирующих биообъекты позволило выявлять отклики на их собственных резонансных частотах. Предложенные методики могут найти применение как в экологических мониторингах, так и в терапевтической практике.

**Ключевые слова:** СВЧ и КВЧ-диапазоны излучения, биологические клетки и структуры, электропроводность, амплитудная модуляция, генераторы, детекторы, усилители, смесители, коммутация.

Среди развивающихся в последнее время методов изучения поведения биологических сред и возможности поддержания метаболизма в их жизнедеятельности большое внимание уделяют современным радиометрическим методам.

Системы, построенные по принципу локационных радиометров, сегодня применяют в метрологии, устройствах связи, медицине и других направлениях науки и техники для измерения очень слабых сигналов, уровень которых может быть ниже уровня собственных шумов этих систем и радиотеплового фона.

Радиометры, которые рассмотрены в настоящей статье, работают в областях СВЧ (0,3 - 30 ГГц), КВЧ (30 - 300 ГГц) и позволяют осуществлять регистрацию, измерение и анализ слабых ( $P \leq 10^{-6}$  Вт) и сверхслабых ( $P \leq 10^{-12}$  Вт) сигналов в указанных частотных диапазонах.

Рассмотренные воздействия СВЧ и КВЧ низкоинтенсивных волн на биологические среды широко обсуждается в научном мире [1, 2]. Например, выявлено, что такое воздействие на метаболическую активность фотосинтезирующих организмов, а также на выживаемость прокариотических (*Escherichia coli*) и эукариотических (*Candida albicans*)

---

микроорганизмов, показало, что существуют частоты, которые либо вызывают бурный клеточный рост, либо ведут к угнетению жизнедеятельности и приводит к гибели колонии.

Так на рис. 1 приведены зависимость роста колоний *Candida albicans* от величины исходной концентрации суспензии при разных частотных режимах облучения в КВЧ полях [2].

При этом важно отметить, что эти результаты имеют большую повторяемость и не зависят от плотности КВЧ мощности, составляющую 0,4 - 1,2 мВт/см<sup>2</sup>.

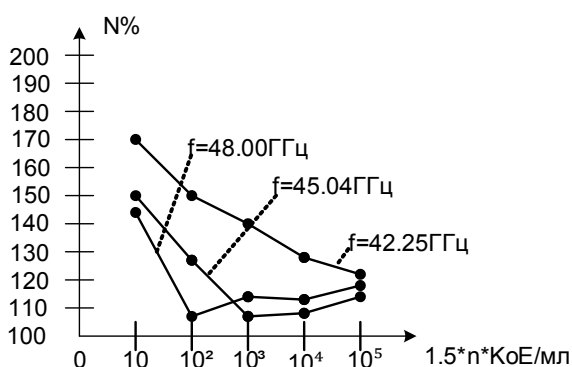


Рисунок 1 - Зависимость роста колоний *Candida albicans* от величины исходной концентрации суспензии.

Эксперимент проводили с использованием суспензий клеток дрожжей (*Candida albicans*) различной плотности, приготовленных по стандарту МакФарланда, позволяющему по мутности раствора определить количество микроорганизмов в единице объема. Для подсчета живых микробных клеток суспензии культивировали на твердой питательной среде [3].

Учитывая, что диаметр чашки Петри, в которых обрабатывали культуру дрожжей, составляет 90 мм, а объем суспензии – 5 мл, следует, что высота «микроцилиндра» облучаемой суспензии равна 0,78 мм. Это значение вполне удовлетворяет результатам экспериментов и расчетам [4], из чего следует, что практически весь объем суспензии клеток подвергался равномерному воздействию КВЧ излучения.

Необходимо обратить внимание на то, что указанный рост происходил при увеличении объемной электрической проводимости среды, которую можно было бы определить из соотношения:

$$\sigma = S/\rho l, \quad (1)$$

где  $l$  – глубина проникновения электромагнитного поля в биосреду [4],

$\rho$  – удельное сопротивление,  $S$ - площадь чашки Петри с образцом.

Значение  $l$  рассчитывается из соотношения:

$$l = \frac{\lambda}{2\pi \sqrt{\frac{\varepsilon'}{2} [\sqrt{(1 + \operatorname{tg} \delta^2)} - 1]}} \quad (2)$$

где

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} = \frac{1}{\rho \omega \varepsilon \varepsilon_0} \quad (3)$$

– тангенс угла потерь,  $\lambda$  – длина волны излучения в воздухе на выходе из излучающей рупорной антенны,  $\varepsilon = \varepsilon' + i\varepsilon''$  – комплексная диэлектрическая проницаемость среды,  $\omega$  – круговая частота.

Рост  $\sigma$  будет вызывать дальнейшее увеличение концентрации клеток сферической или эллиптической формы с размерами 5 - 8 мкм [3]. в суспензии. Очевидно так же, что уменьшение  $\lambda$  приводит к уменьшению  $l$  в выражении (2), что и вызывает указанный рост  $\sigma$ , о чем упоминается в [5].

Изложенная методика относится к категории непосредственного воздействия на среду с данными электродинамическими параметрами. Для качественной оценки, позволяющей регистрировать изменение проводимости под воздействием прошедшей через среду электромагнитной энергии, дающей возможность выявлять характерные активные частоты, (которые часто называют «метаболическими»), предложены 2-е установки, работающие по методу «на проход» и «на отражение» [6].

Схема измерительной установки «на проход» приведена на рис.2, где контейнер с образцом помещается между двумя рупорными антеннами – передающей 1 и приемной 2. Сигнал на антенну 1 подаётся от генератора КВЧ-излучения 3, который является и гетеродином для преобразователя частоты 4. С выхода преобразователя сигнал поступает на усилитель промежуточных частот 6. Электрическую перестройку генератора КВЧ-излучения 3 осуществляют при помощи низкочастотного генератора качающей частоты (ГКЧ) 5 с девиацией  $\pm 10...20\%$ . Генератор 5 является и полосовым гетеродином анализатора спектра 7 (детектора), который вырабатывает ЛЧМ-сигнал, управляющий развёрткой.

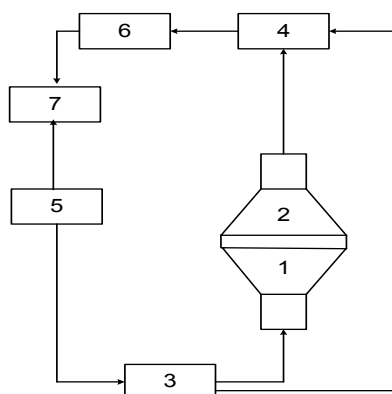


Рисунок 2 – Схема измерительной установки «на проход».

Регистрация проницаемости среды этим методом позволяет при помощи анализатора 7 определять частотные компоненты сигналов не только с хаотической, но и с правой или левой поляризациями. Последние можно реализовать при помощи диэлектрических вставок вводимых внутрь волноводных излучателей 1.

Установка «на отражение» (рис. 3) работает следующим образом: КВЧ излучение от генератора ГКВЧ 1, перестраиваемого генератором линейно-изменяющегося напряжения (ГЛИН) 2 (который служит также и генератором качающейся частоты (ГКЧ) для анализатора спектра 3), поступает в приёмно-передающую рупорную антенну 4 волноводного исполнения. На выходе антенны установлен контейнер с исследуемой биосредой 5. Указанная антенна конструктивно разделена на два волноводных тракта для падающей и отражённой волн с расположенным внутри циркулятором 6, направляющим отражённую волну в соответствующий тракт для передачи в преобразователь частоты (ПЧ) (смеситель) 7.

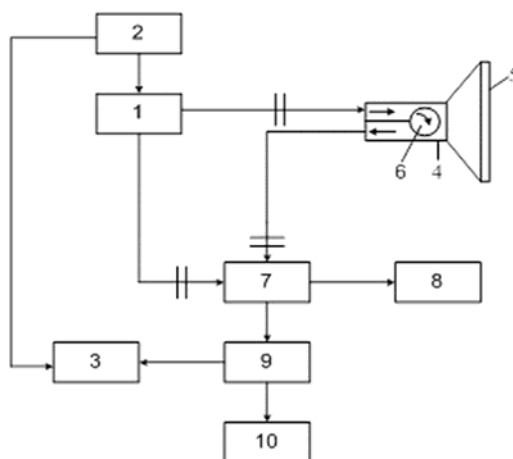


Рисунок 3 – Схема измерительной установки «на отражение».

В 7 происходит смешение гетеродинных частот от ГКВЧ 1 и отражённых от объекта в соответствующем поддиапазоне. Избирательный контроль частоты осуществляется при помощи частотомера (измерителя частоты) 8.

Таким образом, после усиления ПЧ усилителем (УПЧ) 9 и контроля уровня напряжения автосмещения детектором (Д) 10, на анализаторе спектра можно наблюдать метаболические частоты, на которых произошли изменения проводимости среды и имели место отражённые или поглощённые ими волны.

На рис.4 приведены теоретические частотные зависимости глубины проникновения КВЧ-волн в биологические среды с различными диэлектрическими проницаемостями: содержащие воду и практически её не содержащие. Эти зависимости получены на основании соотношений, выведенных в [4] из экспериментально определенных значений параметров сред в предположении постоянства электрических параметров среды и позволяют оценить толщину образцов сред и параметры контейнера, используемых в эксперименте.

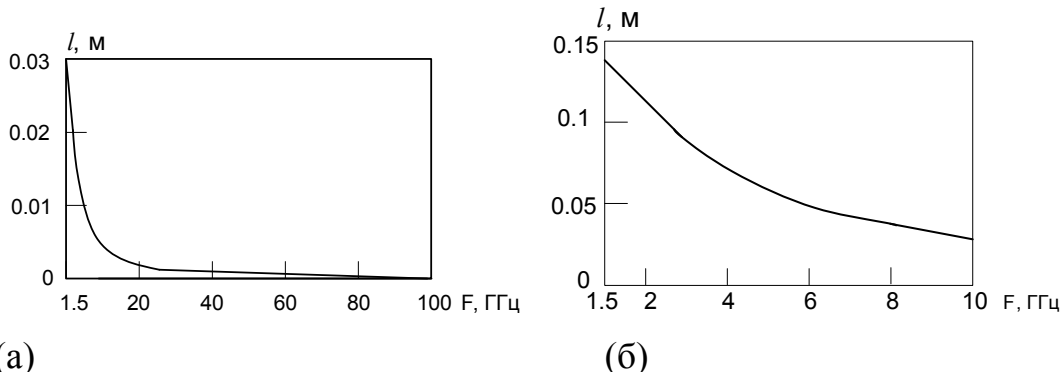


Рисунок 4 - Теоретические зависимости глубины проникновения КВЧ-волн в биологические среды (органов человеческого организма) с различными диэлектрическими проницаемостями; а – водосодержащие среды ( $\epsilon=80-40$ ), б – водонесодержащие среды ( $\epsilon=10-5$ ).

При построении кривых предполагалось, что проводимость зависит только от внутренних электрических свойств самой среды без учёта её кпальности. Вместе с тем этот эффект [6], реально проявляется в подобных средах и обнаруживается тем сильнее, чем короче длина волны облучения, поскольку расширяются области взаимодействия полей и частиц [6-8].

Ко второй большой группе методов выявления метаболических частот следует отнести динамические методы локации связанные с поиском отклика дисперсных сред на низкоинтенсивное СВЧ или КВЧ – воздействие, о котором упоминалось в начале статьи.

В [9] показано, что именно структуризация водных сред в межклеточном пространстве биоструктур под воздействием КВЧ волн приводит к различным эффектам на метаболических частотах. Там также дано объяснение возможностей переноса воздействия низкоинтенсивных ЭМИ миллиметрового диапазона на структурированные водные среды в живых системах на значительные глубины. Это и объясняет терапевтический эффект от КВЧ воздействия на некоторых дискретных значениях частот 42,25 ГГц (7,1 мм), 53,57 ГГц (5,6 мм) и 61,22 ГГц (4,9 мм). Кроме того, показано, что водосодержащий слой кожи человека исследованный на установке КВЧ-ИК-спектроскопии обнаруживает изменение прозрачности в ИК-диапазоне.

На рис. 5 приведена структурная схема локационного КВЧ-ИК-спектрометра, исследующая прозрачность водосодержащих сред.

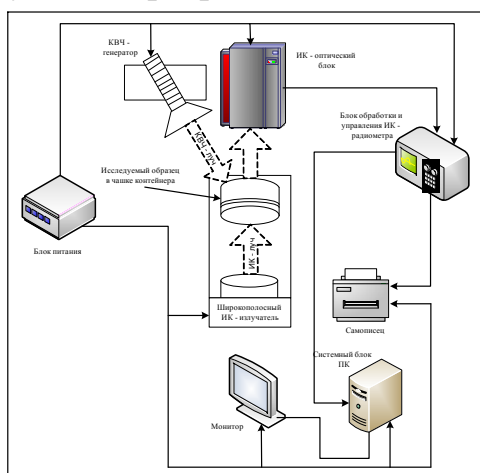


Рисунок 5 - Схема установки для исследования в ИК-диапазоне прозрачности водосодержащих сред в зависимости от их контакта с различными материалами и КВЧ-воздействия.

Конструкция высокочувствительного приёмного ИК-устройства включает ИК-оптический блок с входящим в него ИК-радиометром с полосовым фильтром из монокристаллического n-Si толщиной 0,5 мкм и блок обработки и управления ИК-радиометра (рис.5). Полоса приёма блока составляет 1,5...23 мкм, диаграмма направленности объектива не шире 20°, флукутационная чувствительность не хуже 0,01 К.

КВЧ- генератор, выполненный на базе стандартных генераторов Г4-141 и Г4-142, позволяет проводить измерения в диапазоне частот 35...78 ГГц. Рупор излучателя КВЧ- генератора располагался под углом  $70^\circ$  к поверхности водного слоя или лоскута кожи.

На рис.6 приведены экспериментальные результаты частотных характеристик водосодержащей среды (лоскутов кожи человека толщиной 100 мкм) под воздействием КВЧ ЭМИ с ИК при контакте с неоднородной наноструктурной поверхностью искусственных материалов [10].

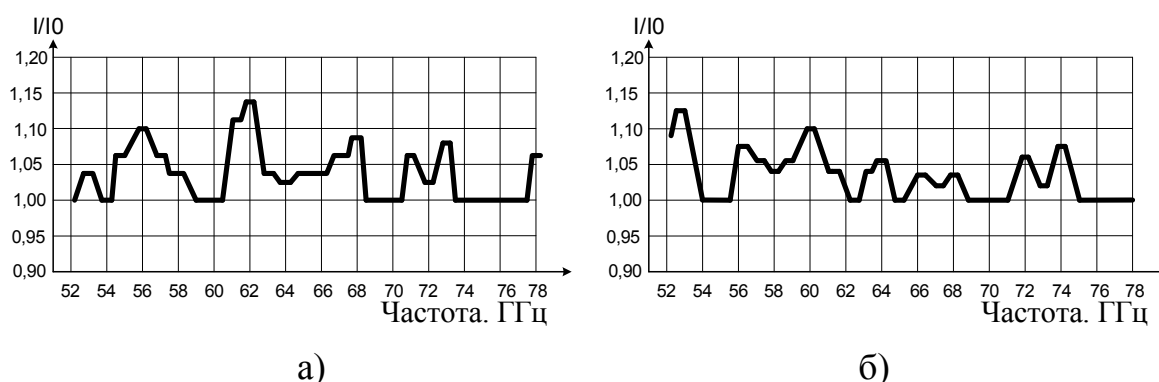


Рисунок 6 - Зависимость интенсивности ИК- луча, проходящего через слой кожи (а), слой кожи, покрытый фторопластовой пленкой (б) от падающего КВЧ- излучения в диапазоне частот 53 ... 78 ГГц.

Из результатов эксперимента, видно, что при воздействии ЭМИ на кожу в ней наблюдается структуризация водосодержащего слоя на резонансных частотах  $F = 56,5; 62,5; 68,5; 71,5$  и  $73,5$  ГГц, следовательно водосодержащая среда свежей кожи человека уже структурирована в отличии от чистой воды без контакта кожи с внешним материалом, который сам по себе мог бы привести к структуризации этой среды. На рис.6 б показана зависимость относительной интенсивности ИК- луча  $I/I_0$  проходящего через этот же лоскут кожи с покрытием тонкой 30 мкм фторопластовой пленкой в диапазоне частот 53...78 ГГц. Как видно из рис. 6 б кожа также структурирована, но имеет другие резонансные частоты. При снятии фторопластовой пленки наблюдается переход  $I/I_0 = f(F)$  в состояние рис. 6 а, что говорит об устойчивости водной структуры кожи.

Полученные результаты свидетельствуют о возможности дополнительной структуризации водосодержащей среды в живых органах, которая может быть обеспечена не только внешним контактом её с



минералами и искусственными материалами, но и непосредственным введением в живые органы наноструктурных образований требуемого материала в виде нанокапсул, наноконтейнеров, лекарств и т.д. Это говорит о возможности возникновения и развития нового направления в биомедицинских радиоэлектронных технологиях - миллиметровой наноструктурной медицины [9].

Рассмотрим структурную схему и работу прямого преобразователя с линейным усилением (рис. 7) при подаче на его приемную антенну X1 монохроматического слабого сигнала излучаемого биообъектом [11,12]:

$$u_0(t) = U_0 \sin[\omega_0 t + \varphi]. \quad (4)$$

Переключение коммутатора S1 в положение 1 обеспечивает прохождение сигнала через широкополосный линейный усилитель A1 на квадратичный детектор U1. Благодаря наличию на входе радиометрической системы собственных шумов  $u_w(t)$ , полный сигнал на входе детектора будет иметь вид:

$$u_1(t) = u_0(t) + u_w(t). \quad (5)$$

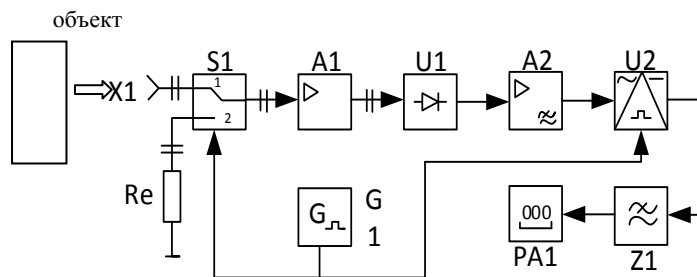


Рисунок 7 – Широкополосный импульсно-модуляционный биорегистрационный комплекс прямого преобразования.

Функция переключения коммутирующего прямоугольного напряжения имеет вид  $F_0(t) = F_1(t) + F_2(t)$ , где

$$F_1(t) = \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \quad (6)$$

$$F_2(t) = \frac{1}{2} - \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1}$$

а свойства такого переключения можно описать уравнениями:

$$F_1(t) + F_2(t) = 1; \quad F_1(t) \cdot F_2(t) = 0; \quad [F_1(t)]^2 = F_1(t); \quad [F_2(t)]^2 = F_2(t); \quad (7)$$

где  $\Omega$  - круговая частота переключения сигналов.



Приведение коммутатора S1 в положение 2 приводит к отключению сигналов  $u_0(t)$ , но на входе квадратичного детектора продолжают действовать собственные шумы  $u_w(t)$ . Таким образом, за период коммутации ( $T_K = \frac{2\pi}{\Omega}$ ) на входе квадратичного детектора поочередно действует два сигнала:

$$(8) \quad \begin{cases} u_1(t) = u_0(t) + u_w(t); & 0 < t < \frac{\pi}{\Omega}; \\ u_2(t) = u_w; & \frac{\pi}{\Omega} < t < \frac{2\pi}{\Omega}. \end{cases}$$

В результате переключений на входе коммутатора S1 формируется модулированное напряжение

$$u_{S1}(t) = [u_0(t) + u_w(t)]F_1 + u_w(t)F_2, \quad (9)$$

которое после усиления подается на квадратичный детектор U1.

Учитывая, что характеристика квадратичного детектора имеет вид  $u_3 = au^2$ , выходной сигнал можно записать в виде

$$\begin{aligned} u_{U1}(t) &= aK_1\{[u_0(t) + u_w(t)]F_1 + u_w(t)F_2\} = \\ &= aK_1\{[u_0^2(t) + 2u_0(t)u_w(t) + u_w^2(t)]F_1 + u_w^2(t)F_2\}, \end{aligned} \quad (10)$$

где  $K_1$  - коэффициент усиления усилителя A1;  $u_w^2$  - дисперсия (интенсивность) шумового сигнала.

Подставив значение (4) при  $\varphi = 0$  в (10) и осуществив математические преобразования, получим :

$$\begin{aligned} u_{U1}(t) &= \frac{aK_1^2U_0^2}{2} [(1 - \cos 2\omega_0 t)F_1 + 2U_0 \sin \omega_0 t u_w(t)F_1 + u_w^2(t)F_1 \\ &\quad + u_w^2(t)F_2] \\ &= \\ &aK_1^2 \frac{U_0^2}{2} \left[ \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] - \frac{aK_1^2U_0^2}{2} \cos(2\omega_0 t) \left[ \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] + \\ &+ 2aK_1U_0 \sin(\omega_0 t)u_w(t) \left[ \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] + \\ &+ aK_1^2u_w^2(t) \left[ \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] + aK_1^2u_w^2(t) \left[ \frac{1}{2} - \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right]. \end{aligned} \quad (11)$$

Исключая составляющие сигнала (11), которые задерживаются селективным фильтром усилителя A2, можно записать :

$$u_{A2}(t) = aK_1^2K_2 \frac{U_0^2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} + aK_1^2K_2 \Delta u_w^2(t), \quad (12)$$

где  $K_2$  - коэффициент усиления усилителя A2;  $\Delta u_w^2(t)$  - дисперсия шумов, которые попадают в полосу пропускания избирательного усилителя.

Выделенное напряжение (12) подается на синхронный детектор, на второй вход которого поступает опорный сигнал частоты коммутации  $\Omega$ :

$$u_2(t) = U_2(F_1 - F_2) = \left\{ \left[ \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] - \left[ \frac{1}{2} - \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] \right\} \times U_2 = \frac{4U_2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1}, \quad (13)$$

где  $U_2$  - амплитуда опорного напряжения.

В результате перемножения сигнала (12) на опорное коммутирующее напряжение (13), на выходе синхронного детектора  $U_2$  получаем:

$$u_{U_2}(t) = u_{A_2}(t)u_2(t) = aK_1^2K_2 \left[ \frac{U_0^2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} + \Delta u_w^2(t) \right] \times \frac{4U_2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} = aK_1^2K_2K_3 \times \left\{ \frac{2U_2U_0^2}{\pi^2} \left[ \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{2n-1} - \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right] + \frac{4U_2}{\pi} \Delta u_w^2(t) \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2n-1)\Omega t}{2n-1} \right\} \quad (14)$$

где  $K_3$  - коэффициент передачи синхронного детектора.

Фильтром нижних частот  $Z_1$  выделяется постоянная составляющая сигнала (14) и гармонические составляющие, сформированные из напряжения сигнала и частотных составляющих шума, прошедшего на синхронный детектор, при этом напряжение частоты  $2\Omega t$  задерживается фильтром  $Z_1$ :

$$u_{Z_1} = \frac{2aK_{\Sigma}U_2U_0^2}{\pi^2} + 4K_{\Sigma}a \frac{U_2}{\pi} \Delta U_w^2(f) \sum_{i=1}^K (\Omega - \Omega_i), \quad (15)$$

где  $K_{\Sigma} = K_1^2K_2K_3$  - общий коэффициент передачи радиометрического канала.

Это напряжение регистрируется индикатором РА1, который может быть откалиброван в единицах уровня  $U_0$ .

На рис. 8 изображена структурная схема биолокационного радиометрического комплекса для определения терапевтических частот, которая включает перестраиваемый по частоте КВЧ- генератор  $G_1$  с блоком подстройки частоты  $U_7$  [11]. К его выходу через  $90^\circ$ -ное гибридное соединение  $U_1$  подключены амплитудные модуляторы  $U_2$  и  $U_3$ . Выходы модуляторов соединены с плечами двойного волноводного тройника  $A_1$ , к одному из выходов которого через циркулятор  $A_2$  подключены приемно-излучающая антенна  $X_1$ , облучаемый биологический объект и балансный смеситель  $U_4$ ,

второй вход которого соединен со вторым выходом двойного волноводного тройника А1.

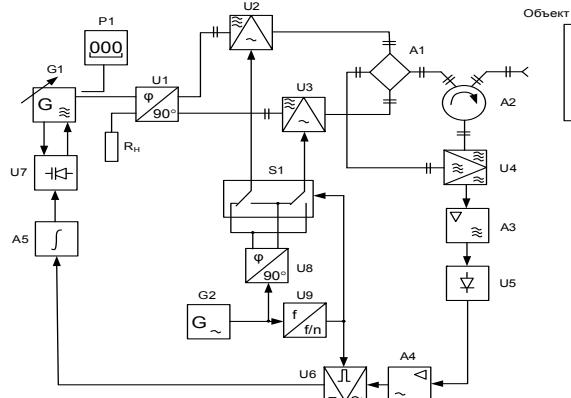


Рисунок 8 - Биолокационный комплекс для обнаружения и регистрации собственных резонансных частот биообъектов.

К выходу балансного смесителя U4 подключены последовательно соединенные избирательный усилитель A3, амплитудный детектор U5, усилитель низкой частоты A4, фазочувствительный выпрямитель U6 и интегратор A5, выход которого соединен с блоком подстройки частоты U7.

Генератор низкой частоты G2 через 90°-ный фазорасщепитель U8 соединен с двухполюсным автоматическим переключателем S1, управляющий вход которого подключен к выходу низкочастотного генератора G2 через делитель частоты U9. Выходы автоматического переключателя S1 соединены с управляющими входами амплитудных модуляторов U2 и U3, а управляющий вход фазочувствительного выпрямителя U6 также соединен с выходом делителя частоты U9. К выходу КВЧ-генератора G1 подключен через направленный ответвитель А6 частотомер P1 КВЧ-диапазона.

Перестраиваемый по частоте КВЧ- генератором G1 сигнал разделяется с помощью КВЧ -гибридного соединения U1 на два квадратурных сигнала:

$$U_1(t) = U_{m1} \cos(\omega_1 t + \varphi_1), \quad U_3(t) = U_{m1} \sin(\omega_1 t + \varphi_1), \quad (16)$$

аналогичным образом низкочастотный сигнал ( $\Omega$ ) генератора G2 разделяется фазорасщепителем U8 на два квадратурных сигнала:

$$U_2(t) = U_{m2} \cos(\Omega t + \Phi), \quad U_4(t) = U_{m2} \sin(\Omega t + \Phi). \quad (17)$$

В модуляторах U2 и U3 осуществляется амплитудная модуляция КВЧ - сигналов, сдвинутых по фазе на 90°, низкочастотными сигналами, сдвинутыми также на 90°. Значение  $\Omega$  выбирают равным половине резонансной полосы поглощения  $\Delta\omega$  облучаемого биологического объекта, т.е. частота модуляции  $\Omega$

=  $\Delta\omega/2$ .

В результате образуются два амплитудно-модулированных сигнала:

$$U_5(t) = U_i \left\{ \cos(\omega_1 t + \varphi_1) + \frac{m}{2} \cos[(\omega_1 - \Omega)t + \varphi_1 - \Phi] + \frac{m}{2} \cos[(\omega_1 + \Omega)t + \varphi_1 + \Phi] \right\}, \quad (18)$$

$$U_6(t) = U_i \left\{ \sin(\omega_1 t + \varphi_1) + \frac{m}{2} \cos[(\omega_1 - \Omega)t + \varphi_1 - \Phi] - \frac{m}{2} \cos[(\omega_1 + \Omega)t + \varphi_1 + \Phi] \right\}, \quad (19)$$

где  $U_H$  - напряжение несущих колебаний;  $m$  - коэффициент глубины амплитудной модуляции КВЧ-сигнала ( $m < 1$ ).

Составляющая разностной частоты  $\omega_2 = \omega_1 - \Omega$  с фазой  $\varphi_2 = \varphi_1 - \Phi$  представляет собой сигнал нижней боковой частоты относительно несущей частоты  $\omega_1$  излучения, а составляющая суммарной частоты  $\omega_3 = \omega_1 + \Omega$  и фазой  $\varphi_3 = \varphi_1 + \Phi$  - сигнал верхней боковой частоты.

Модулированные сигналы (18) и (19) суммируются и вычитаются в двойном волноводном тройнике А1, в результате чего образуются сигналы с подавленной одной из боковых частот:

$$U_7(t) = U'_H \left[ \cos(\omega_1 t + \varphi_1 + \frac{\pi}{4}) + \frac{m}{2} \cos(\omega_2 t + \varphi_2) \right], \quad (20)$$

$$U_8(t) = U''_H \left[ \cos(\omega_1 t + \varphi_1 - \frac{\pi}{4}) + \frac{m}{2} \cos(\omega_3 t + \varphi_3) \right], \quad (21)$$

где  $U'_H$  и  $U''_H$  - амплитуды несущих колебаний.

Глубина модуляции КВЧ-колебаний  $m$  выбирается в пределах 5...10%, поэтому мощность сигнала в основном сосредоточена в несущих колебаниях.

В результате суммирования и вычитания модулированных КВЧ -сигналов в двойном волноводном тройнике А1 образуются КВЧ-сигналы с подавленной одной из боковых частот. При этом на одном выходе тройника А1 образуется суммарный сигнал с нижней боковой частотой, а на другом выходе - разностный сигнал с верхней боковой частотой. КВЧ -сигналы с подавленными боковыми частотами используются для облучения объекта через приемно-передающую антенну Х1.

Вначале биологический объект с резонансной частотой  $\omega_0$  подвергается воздействию суммарным сигналом (20) с нижней боковой частотой  $\omega_2 = \omega_1 - \Omega$  в результате чего появляется отраженный от объекта сигнал:

$$U_9 = U'_H \left[ \Gamma_1 \cos(\omega_1 t + \varphi_1 + \frac{\pi}{4} + \Delta\varphi'_1) + \Gamma_2 \frac{m}{2} \cos(\omega_2 t + \varphi_2 + \Delta\varphi_2) \right], \quad (22)$$

где  $\Gamma_1$  и  $\Gamma_2$  - модули коэффициента отражения от объекта соответственно на частотах  $\omega_1$  и  $\omega_2$ ;  $\Delta\varphi'_1$  и  $\Delta\varphi'_2$  - дополнительные фазовые сдвиги сигналов при их отражении соответственно на частотах  $\omega_1$  и  $\omega_2$ ,

$$\Gamma_1 = \frac{\sqrt{4\Gamma_0^2 + (1 + \Gamma_0)^2 d_1^2}}{\sqrt{4 + (1 + \Gamma_0)^2 d_1^2}}, \quad \Gamma_2 = \frac{\sqrt{4\Gamma_0^2 + (1 + \Gamma_0)^2 d_2^2}}{\sqrt{4 + (1 + \Gamma_0)^2 d_2^2}}, \quad (23)$$

где  $\Gamma_0$  - коэффициент отражения при совпадении  $\omega_1 = \omega_0$ ;

$$d_1 = 2Q \frac{\Delta\omega_1}{\omega_0}; \quad d_2 = 2Q \frac{\Delta\omega_2}{\omega_0} - \text{обобщенные расстройки на частотах } \omega_1 \text{ и } \omega_2;$$

$Q$  - эквивалентная добротность объекта в полосе поглощения; ( $\Delta\omega_1 = \omega_1 - \omega_0$ ;  $\Delta\omega_2 = \omega_2 - \omega_0$  - расстройки на частотах  $\omega_1$  и  $\omega_2$ ).

Ответвлённый циркулятором А2 отраженный КВЧ-сигнал (22), смешивается в балансном смесителе U4 с КВЧ –сигналом (21), в котором подавлен сигнал второй боковой частоты и из результирующего сигнала выделяются низкочастотные колебания с удвоенной частотой модуляции:

$$U_{10} = \frac{S_1}{4} \tilde{A}_2 K_1 m U'_i U''_i \cos[(\omega_3 - \omega_2)t + \varphi_3 - \varphi_2 - \Delta\varphi_2] = \frac{S_1}{4} \tilde{A}_2 K_1 m U'_i U''_i \cos(2\Omega t + \varphi_4), \quad (24)$$

где  $S_1$  - крутизна характеристики смесителя;  $K_1$  - коэффициент фильтрации низкочастотных колебаний;  $\varphi_4 = \varphi_3 - \varphi_2 - \Delta\varphi_2$  - результирующая фаза низкочастотного сигнала.

Низкочастотный сигнал (24), после усиления А3, детектируется амплитудным детектором U5:

$$U_{11} = \frac{S_1 S_2}{4} \Gamma_2 K_1 m U'_H U''_H, \quad (25)$$

где  $S_2$  - крутизна преобразования амплитудного детектора.

После этого объект облучается разностным сигналом (19) с верхней боковой частотой  $\omega_3 = \omega_1 + \Omega$  и исследуется отраженный сигнал:

$$U_{12} = U''_H [\tilde{A}_1 \cos(\omega_1 t + \varphi_1 - \frac{\pi}{4} + \Delta\varphi''_1) + \tilde{A}_3 \frac{m}{2} \cos(\omega_3 t + \varphi_3 + \Delta\varphi_3)], \quad (26)$$

где  $\Gamma_1$  и  $\Gamma_3$  – модули коэффициентов отражения соответственно на частотах  $\omega_1$  и  $\omega_3$ ;  $\Delta\varphi''_1$  и  $\Delta\varphi_3$  - дополнительные фазовые сдвиги при отражении на  $\omega_1$  и  $\omega_3$ .

Коэффициент отражения на частоте  $\omega_3$ :

$$\Gamma_3 = \frac{\sqrt{4\Gamma_0^2 + (1 + \Gamma_0)^2 d_3^2}}{\sqrt{4 + (1 + \Gamma_0)^2 d_3^2}}, \quad d_3 = 2Q \frac{\Delta\omega_3}{\omega_0}; \quad \Delta\omega_3 = \omega_3 - \omega_0. \quad (27)$$

После смещения отраженного от объекта КВЧ- сигнала (26) с суммарным КВЧ-сигналом (21), из результирующего сигнала, как и в предыдущем случае, выделяются низкочастотные колебания с удвоенной частотой модуляции:

$$U_{13} = \frac{S_1}{4} \tilde{A}_3 K_1 m U'_i U''_i \cos[(\omega_3 - \omega_2)t + \varphi_3 - \varphi_2 + \Delta\varphi_3] = \frac{S_1}{4} \tilde{A}_3 K_1 m U'_i U''_i \cos(2\Omega t + \varphi_5), \quad (28)$$

где  $\varphi_5 = \varphi_3 - \varphi_2 + \Delta\varphi_3$  - результирующая фаза низкочастотного сигнала.

Напряжение этого продетектированного низкочастотного сигнала (28):

$$U_{14} = \frac{S_1 S_2}{4} \Gamma_3 K_1 m U'_H U''_H. \quad (29)$$

После сравнения напряжений низкочастотных сигналов (25) и (29) формируется разностный сигнал:

$$U_{15} = U_{11} - U_{14} = \frac{S_1 S_2}{4} K_1 K_2 m U'_H U''_H (\Gamma_2 - \Gamma_3), \quad (30)$$

где  $K_2$  - коэффициент преобразования разностного сигнала.

Несущая частота  $\omega_l$  облучающего сигнала перестраивается до получения  $U_{15} = 0$ . При этом реализуется условие  $\Gamma_2 = \Gamma_3$ .

С учетом значений коэффициентов отражения от объекта на нижней и верхней боковых частотах получаем:

$$\frac{4\Gamma_0^2 + (1 + \Gamma_0)^2 d_2^2}{4 + (1 + \Gamma_0)^2 d_2^2} = \frac{4\Gamma_0^2 + (1 + \Gamma_0)^2 d_3^2}{4 + (1 + \Gamma_0)^2 d_3^2}. \quad (31)$$

Откуда следует, что абсолютные значения обобщенных расстроек объекта:

$$|d_2| = |d_3| \quad \text{или} \quad |\omega_2 - \omega_0| = |\omega_3 - \omega_0|. \quad (32)$$

Так как боковые частоты синхронно изменяются с изменениями несущей частоты  $\omega_l$ , то равенство (32) удовлетворяется при условии совпадения  $\omega_l = \omega_0$ :

$$|\omega_1 - \Omega - \omega_0| = |\omega_1 + \Omega - \omega_0|. \quad (33)$$

Итак, с помощью переключателя S1 периодически, с частотой коммутации равной частоте выходного напряжения делителя частоты U9, происходит взаимное замещение низкочастотных модулирующих сигналов, сдвинутых на  $90^\circ$ , на входах модуляторов U2 и U3. При этом суммарный и разностный КВЧ-сигналы на выходах двойного волноводного тройника A1 взаимно замещаются. В результате этого на выходе балансного смесителя U4 образуются пакеты

низкочастотных колебаний с удвоенной частотой модуляции, амплитуды которых пропорциональны коэффициентам отражения объекта на симметричных боковых частотах. Пакеты низкочастотных колебаний выделяются и усиливаются избирательным усилителем А3, настроенным на удвоенную частоту модуляции. Последовательность пакетов колебаний с разными амплитудами представляет собой по сути одно модулированное по амплитуде напряжение, которое детектируется амплитудным детектором U5 (25). Образующееся при этом переменное напряжение с частотой коммутации переключателя S1 усиливается усилителем низкой частоты А4 и выпрямляется фазочувствительным выпрямителем U6, опорное напряжение на который поступает с выхода делителя частоты U9. Выходное напряжение интегратора А5 воздействует на блок U7 и подстраивает тем самым частоту  $\omega_I$  КВЧ-генератора G1 до значения резонансной частоты объекта  $\omega_0$ . При совпадении частоты генератора G1 с этой резонансной частотой объекта ( $\omega_I = \omega_0$ ) исчезает амплитудная модуляция в выходном напряжении избирательного усилителя А3 и прекращается заряд интегратора А5. За счет совмещения частоты КВЧ-генератора G1 с резонансной частотой объекта обеспечивается точное определение резонансной частоты частотомером P1. При перестройке частоты КВЧ-генератора G1 аналогичным образом происходит поиск и определение других резонансных частот.

Изменением глубины модуляции  $m$  можно изменять соотношение мощностей на резонансной и боковых частотах, обеспечивая дополнительный лечебный эффект.

### Литература

1. Миллиметровые волны и фотосинтезирующие организмы / Под ред. Ю. В. Гуляева, А. Х. Тамбиева. – М.: Радиотехника, 2003. – 175 с.
2. Долгов Е.С., Малышев И.В., Покудина И.О., Рассказов А.Е., Усатов А.В., Цыганков А.Г. Исследование порогов чувствительности микроорганизмов к ЭМИ миллиметрового диапазона. // Технологии живых систем, Изд. «Радиотехника», 2013, №1, с.58-61.
3. Руководство по медицинской микробиологии / под редакцией Лабинской А.С. и Костюковой Н.Н. - Москва: БИНОМ. 2013. Книга 3. Том. 1. 875 с.



4. Черепнёв И.А. Биологические эффекты при воздействии электромагнитных волн. // Системы управления, навигации и связи, 2007. Вып. 3. С.118.
5. Бецкий О.В., Лебедева Н.Н. Современные представления о механизмах воздействия низкоинтенсивных волн на биологические объекты.- Миллиметровые волны в биологии и медицине, 2001, № 3 (24), с. 5-19.
6. Малышев И.В., Паршина Н.В., Червяков Г.Г. Метод определения проводимости кинезинезависимых биологических сред в крайне высокочастотных полях. // Радиотехника и Электроника. – 2015. Том 60. № 7. – С. 705-708.
7. Неганов В.А., Осипов О.В., Раевский С.Б., Яровой Г.П. Электродинамика и распространение радиоволн. Учебное пособие / Под ред. В. А. Неганова и С. Б. Раевского. Изд. 3-е, доп. и перераб. — М.: Радиотехника, 2007. — 744 с.
8. Малышев И.В., Паршина Н.В., Червяков Г.Г. Распространение ЭМВ в биизотропных средах с равномерным распределением концентрации дисперсных частиц. // Специальная техника. – 2015. № 1. – С. 41-43.
9. Синицын Н.И., Ёлкин В.А., Бецкий О.В., Кислов В.В. Миллиметровые волны и наноструктуры – будущее медицины и биоэлектроники // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. №3. С.21-35
10. Малышев И.В., Паршина Н.В. Наноструктурный подход к водосодержащим биологическим средам при КВЧ – воздействии. Труды Междун. Науч.-тех. конф. «Нанотехнологии – 2012», 25-29 июня 2012- Таганрог, ТТИ ЮФУ, с. 139-140
11. Яненко А.Ф. Микроволновая радиометрия в биологии и медицине: структурные решения, возможности и перспективы использования. // Радиоэлектроника биомедицинских технологий. Киев.- 2010. №43. С.72-82.
12. Малышев И.В., Мамченко С.О., Заруба В.В. Широкополосная радиометрическая система для исследования низкоинтенсивных излучений КВЧ-диапазона. // Наука и образование в XXI веке: сб. науч. тр. по мат-лам Междунар. науч.-практ. конф. 31 октября 2014 г.: Часть 5. Тамбов, 2014. С. 71-74.

## References

1. Millimetrovye volny i fotosintezirujushhie organizmy. [Millimetric waves and photosynthetic organisms]. Pod red. Ju. V. Guljaeva, A. H. Tambieva. M.: Radiotekhnika, 2003. 175 p.
2. Dolgov E.S., Malyshev I.V., Pokudina I.O., Rasskazov A.E., Usatov A.V., Cygankov A.G. Tehnologii zhivyh sistem, Izd. «Radiotekhnika», 2013, №1, pp.58-61.
3. Rukovodstvo po medicinskoj mikrobiologii.[Tutorial of Medical Microbiology]. pod redakciej Labinskoj A.S. i Kostjukovoj N.N. Moskva: BINOM. 2013. Kniga 3. Tom. 1. 875 p.
4. Cherepnjov I.A. Sistemy upravlenija, navigacii i svjazi, 2007. Vyp. 3. p.118.
5. Beckij O.V., Lebedeva N.N. Millimetrovye volny v biologii i medicine, 2001, № 3 (24), pp. 5-19.
6. Malyshev I.V., Parshina N.V., Chervjakov G.G. Radiotekhnika i Jelektronika. 2015. Tom 60. № 7. pp. 705-708.
7. Neganov V.A., Osipov O.V., Raevskij S.B., Jarovoj G.P. Jelektrodinamika i rasprostranenie radiovoln. Uchebnoe posobie. [Electrodynamics and Propagation. Textbook]. Pod red. V. A. Neganova i S. B. Raevskogo. Izd. 3-e, dop. i pererab. M.: Radiotekhnika, 2007. 744 p.
8. Malyshev I.V., Parshina N.V., Chervjakov G.G. Special'aja tehnika. 2015. № 1. pp. 41-43.
9. Sinicyn N.I., Jolkin V.A., Beckij O.V., Kislov V.V. Biomedicinskaja radiojelektronika. 2009. №3. pp.21-35
10. Malyshev I.V., Parshina N.V. Trudy Mezhdun. Nauch-teh. konf. «Nanotehnologii – 2012», 25-29 ijunja 2012- Taganrog, TTI JuFU, pp. 139-140
11. Janenko A.F. Radiojelektronika biomedicinskih tehnologij.Kiev. 2010. №43.pp.72-82.
- 12.Malyshev I.V., Mamchenko S.O, Zaruba V.V. Nauka i obrazovanie v HH1 vke: sb. nauch. tr. po mat-lam Mezhdunar. nauch.-prakt. konf. 31 oktjabrja 2014 g.: Chast' 5. Tambov, 2014. pp. 71-74.