

Винахід відноситься до техніки вимірювання характеристик електромагнітного поля біологічних об'єктів і може бути застосований для реєстрації спектра випромінювання, що надходить від внутрішніх структур людського організму та інших живих організмів.

Відомо, що від будь-якого нагрітого тіла надходить широкий спектр електромагнітного випромінювання. Смуга частот з найбільшою інтенсивністю для біологічних об'єктів з температурою 30 - 40°C лежить у інфрачервоній (14) ділянці. Найбільший інтерес являє собою електромагнітне випромінювання від внутрішніх органів та тканин об'єктів. Але 14 випромінювання екранується поверхневими тканинами та шкірою.

Випромінювання у діапазоні надвисоких частот (НВЧ) містить у собі інформацію про внутрішні процеси, але його інтерпретація є більш складною. Якщо у 14 діапазоні з причини сильного затухання електромагнітних хвиль у біологічних тканинах випромінююче тіло можна вважати однорідним та напівнескінченим, то при дослідженні на НВЧ необхідно враховувати "шаруватий" характер тканини тіла. Це зумовлено тим, що розміри шкіри-рівнів та довжина хвиль у НВЧ-діапазоні співпадають з розмірами поверхневих шарів тіла та припущеною відстанню до джерел випромінювання.

Випромінююча здатність В нагрітих тіл у НВЧ-діапазоні підпорядковується закону Релея-Джинса:

$$B = (2 f^2 k T \beta) / c^2,$$

де  $f$  - частота;  $k$  - стала Больцмана;  $T$  - температура;  $\beta$  - коефіцієнт випромінювання сірості;  $c$  - швидкість світла у вакуумі.

На характер частотної залежності інтенсивності електромагнітного поля (спектра випромінювання) значно впливає термонеоднорідність, яка виникає внаслідок запальних процесів, травм, пухлин та інших порушень у складі тканин. Термонеоднорідності розташовані на різній глибині, наприклад, м'язова тканина, мають явно виражений екстремальний характер. При цьому довжина хвилі максимального випромінювання залежить від глибини залягання та градієнта термонеоднорідності. Таким чином реєстрація частотних залежностей інтенсивності НВЧ-випромінювання або його спектральної щільності у різних точках поверхні тіла дозволяє виявити температурні аномалії, які пов'язані з патологічними процесами в організмі.

Для радіометрії органів та тканин біологічних об'єктів використовують радіометри, що являють собою широкопasmові пристрої сантиметрового або міліметрового випромінювання з дозволенням по температурі 0,1K. У якості давачів випромінювання використовують різні антени або відрізки хвилеводів, заповнених діелектричним матеріалом. Прийняте випромінювання підсилюється, детектується та вимірюється реєструючим приладом.

Для вимірювання спектральних складових електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів доцільно використовувати вузькосмугові радіометри з гетеродинним перетворюванням частот приймального сигналу. Вибором вузької смуги пропускання на проміжній (різницевій) частоті можна забезпечити високу дозволяючу здібність за спектральними складовими приймального випромінювання (див., Есепкіна Н.А., Корольков Д. В., Парийский Ю.В. Радиотелескопы и радиометры/ М.: Наука, 1973, с.363 - 364.).

Відомий пристрій для реєстрації спектра електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів за А.С. СССР, № 1553924, кл. G 01 R 29/08, 1984, який складається з послідовно з'єднаних антени, НВЧ-модулятора, змішувача, підсилювача проміжної частоти, амплітудного детектора, підсилювача низької частоти, синхронного детектора та реєструючого пристрою, перенастроюваного за частотою НВЧ гетеродина, що підключається до другого виходу змішувача, генератора низької частоти, який з'єднаний з керуючими входами модулятора та синхронного детектора.

Перенастроюваний за частотою гетеродин забезпечує виділення вузької ділянки спектра випромінювання об'єкта, яка переноситься на проміжну частоту вузькосмугового підсилювача різницевої проміжної частоти, а потім після детектування і підсилювання реєструється вимірювальним приладом.

На реєструємий спектр випромінювання значно впливає непостійність потужності НВЧ-гетеродина у діапазоні перенастроювання частоти, нерівномірність частотної характеристики НВЧ-блоків, нестабільність коефіцієнта підсилювання вузькосмугового підсилювача проміжної частоти, чутливості амплітудного детектора та коефіцієнтів перетворювання інших елементів підсилювально-перетворювального тракту. Тому зареєстрований спектр випромінювання може значно відрізнятися від дійсного спектра випромінювання досліджуваного об'єкта.

Відомий також пристрій для реєстрації спектра електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів (див., В.С. Троцкий, В.Л. Рахлин. Нулевой медицинский радиометр на волну 30 сантиметров / Изв.вузов, Радиофизика, 1987, Т.30, №11, с. 1397 - 1399), який складається з послідовно з'єднаної антени, НВЧ-модулятора та циркулятора, до другого виходу якого під'єднаний через встановлюючий атенуатор НВЧ-генератор шума, вихід циркулятора з'єднаний з вузькосмуговим радіометром, що включає послідовно з'єднані НВЧ-змішувач, НВЧ-гетеродином, який містить блок перенастроювання частоти, керований підсилювач проміжної частоти, амплітудний детектор, підсилювач низької частоти та двопівперіодний синхронний детектор, генератор низької частоти, що з'єднаний з керуючими входами НВЧ-модулятора та двонапівперіодного синхронного детектора. Крім того, вихід двопівперіодного синхронного детектора радіометра з'єднаний з керуючими входами НВЧ-генератора шуму, а реєструючий пристрій, який вимірює потужність компенсуючого шумового сигналу, підключений до виходу регулюємого НВЧ-генератора шуму.

Завдяки роботі вузькосмугового радіометра у режимі нуль-індикатора, який виробляє керуючий сигнал для генератора шуму, виключений вплив нестабільності параметрів самого радіометра. Але нестабільність регулюємого за потужністю генератора шуму, нелінійність характеристики регулювання, яка пов'язує потужність шумового сигналу з напругою керуючого сигналу, а також невисока точність реєстратора вихідної потужності генератора не забезпечує високої точності реєстрації складових спектра електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів в широкому діапазоні частот.

Крім того, залежність коефіцієнта випромінювання (сірості)  $\beta$  від частоти  $f$  також вносить додаткову похибку в розподіл спектральної щільності випромінювання нагрітого об'єкту, оскільки значення  $\beta$  об'єкту, як правило невідомо.

Задачею винаходу є створення такого пристрою для реєстрації спектра електромагнітного

випромінювання біологічних об'єктів, у якому шляхом введення в його структуру нових елементів, електричних та механічних зв'язків досягалась би можливість використання нерегульованого генератора шуму з постійним значенням спектральної щільності у широкому діапазоні частот, і завдяки цьому вимірювати відносні зміни спектральної щільності електромагнітного випромінювання біологічного об'єкта відносно постійного рівня спектральної щільності, що дозволить з високою точністю реєструвати нерівномірність спектра випромінювання біологічних об'єктів, незалежно від частотної варіації його коефіцієнта випромінювання.

Поставлена задача вирішується тим, що у пристрої для реєстрації спектра електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів, який складається з послідовно з'єднаних антени, НВЧ-модулятора та циркулятора, до другого виходу якого під'єднаний через встановлюючий атенуатор НВЧ-генератор шуму, вихід циркулятора з'єднаний з вузькосмуговим радіометром, що включає послідовно з'єднані НВЧ-змішувач, НВЧ-гетеродин, який містить блок перенастроювання частоти, керований підсилювач проміжної частоти, амплітудний детектор, підсилювач низької частоти та двопівперіодний синхронний детектор, генератор низької частоти, що з'єднаний з керуючими входами НВЧ-модулятора та двопівперіодного синхронного детектора, згідно винаходу, введенні блок опорних напруг, інтегратор, керований ключ, фільтр нижчих частот, автоматичний потенціометр та два диференційних підсилювача, перший вхід першого диференційного підсилювача з'єднаний з виходом амплітудного детектора, другий вхід з'єднаний з першим виходом блока парних напруг, вихід з'єднаний з входом підсилювача низької частоти і через керований ключ з входами фільтра нижчих частот, вихід якого з'єднаний з першим входом другого диференційного підсилювача, другим вхід якого з'єднаний з другим виходом блока опорних напруг, вихід через інтегратор з'єднаний з керуючим входом керованого підсилювача проміжної частоти, вхід автоматичного потенціометра під'єднаний до виходу двопівперіодного синхронного детектора, а його стрічкопротяжний механізм кінематичне з'єднаний з приводом блока перенастроювання частоти НВЧ-гетеродина.

Завдяки введенню у схему приладу двох диференційних підсилювачів, підключених до блока опорних напруг, перший з яких підключений між амплітудним детектором та підсилювачем низької частоти, другий під'єднаний через інтегратор до керуючого входу керованого підсилювача проміжної частоти, а один з його входів через фільтр нижчих частот та керуючий ключ під'єднаний до виходу першого диференційного підсилювача, реалізується можливість відносних вимірів спектральних щільностей випромінювання біологічних об'єктів та виключається вплив нестабільності параметрів вимірювальної схеми та непостійності потужності НВЧ-гетеродина у широкому діапазоні частот на точність виміру. Синхронна робота стрічкопротяжного механізму автоматичного потенціометра, що реєструє відносні зміни спектральної щільності випромінювання, з блоком перенастроювання частоти гетеродина забезпечує реєстрацію нерівномірності спектра випромінювання біологічного об'єкта у широкому діапазоні частот незалежно від частоти варіації його коефіцієнта випромінювання.

На фігурі приведена структурна схема приладу для реєстрації спектра електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів.

Прилад містить послідовно з'єднані антену 1, НВЧ-модулятор 2, циркулятор 3, НВЧ-змішувач 4, керований підсилювач проміжної частоти 5, амплітудний детектор 6, диференційний підсилювач 7, підсилювач низької частоти 8, і двопівперіодний синхронний детектор 9, парафазний генератор низької частоти 10, послідовно з'єднані встановлюючий атенуатор 11 та НВЧ-генератор шуму 12, під'єднані до другого входу циркулятора 3, НВЧ-гетеродина 13 з блоком перенастроювання частоти 14, під'єднаний до другого входу змішувача частоти 4, послідовно з'єднані інтегратор 15 та диференційний підсилювач 16, один вхід якого з'єднаний з першим виходом блока опорних напруг 17, другий вихід якого з'єднаний з другим входом диференційного підсилювача 7, керований ключ 18 через фільтр нижчих частот 19 з'єднаний з другим входом диференційного підсилювача 16, автоматичний потенціометр 20 входом під'єднаний до виходу двопівперіодного синхронного детектора 9, а його стрічкопротяжний механізм кінематичне з'єднаний з блоком перенастроювання частоти 14. Керуючий вхід НВЧ-модулятора 2 та керуючий вхід ключа 18 під'єднані до протифазних виходів генератора низької частоти 10, а керуючі входи двопівперіодного синхронного детектора 9 під'єднані до обох виходів генератора 10.

Пристрій для реєстрації електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів працює наступним чином.

Радіотеплове випромінювання від об'єкту приймається антеною 1 у діапазоні надвисоких частот (НВЧ). Прийнятий сигнал за своєю структурою є широкосмуговим НВЧ-шумом, спектр якого визначається температурою  $T_x$  скануємої ділянки поверхні об'єкта та градієнтом температурного поля всередині об'єкта.

Дисперсію вихідного сигналу  $\bar{U}_t^2$  антени 1 можна подати у вигляді:

$$\bar{U}_t^2 = S_1 T_x, \quad (1)$$

де  $S_1$  - чутливість антени у НВЧ-діапазоні.

Сигнал з дисперсією (1) через замкнений модулятор 2 надходить до першого входу циркулятора 3, на

другий вхід якого надходить сигнал від генератора шуму 2 з дисперсією  $\bar{U}_0^2$ . За вказаним напрямком проходження НВЧ-коливань через циркулятор 3 сигнал від антени 1 надходить на вхід НВЧ-змішувача 4, а сигнал від НВЧ-генератора шуму 11 надходить в антену 1 та опромінює досліджуємі об'єкт 21. Оскільки коефіцієнт випромінювання в реальних об'єктів завжди менше одиниці ( $\beta < 1$ ), то частина опромінюючого сигналу  $(1 - \beta)$  відбивається від об'єкту 21 і знову попадає в антену 1 та додається до прийнятого сигналу. В результаті компенсується відмінність об'єкту від абсолютно чорного тіла. При цьому спектр випромінювання об'єкта перестає залежати від рівня його сірості, а отже і від частотної залежності коефіцієнта випромінювання  $\beta$ .

Модулятор 2 виконаний на PIN-діодах та працює за принципом повного відбиття НВЧ-сигналу у розімкненому стані. Керування роботою модулятора здійснюється прямокутною напругою опорного генератора 9 низької частоти  $\Omega$ . Коли модулятор 2 розімкнутий напівхвилею напруги генератора 10 протилежної полярності, шумовий сигнал НВЧ-генератора 12 проходить через атенуатор 11 та циркулятор 3,

відбивається від розімкнутого модулятора 2 та надходить до входу НВЧ-змішувача 4. У той же час вихідний сигнал від антени 1 також відбивається від розімкнутого модулятора 2, надходить знову в антену 1 та розсіюється.

Враховуючи власні шуми перетворювального каналу радіометра, що приведені до входу НВЧ-змішувача 4, у один такт комутації сумарна дисперсія вхідного сигналу НВЧ-змішувача:

$$(\bar{U}'_3)^2 = \bar{U}_1^2 + \bar{U}_2^2, \quad (2)$$

а в другий такт комутації:

$$(\bar{U}''_3)^2 = k_{11} \bar{U}_0^2 + \bar{U}_2^2, \quad (2)$$

де  $k_{11}$  - коефіцієнт передачі атенюатора 11 за потужністю;  $\bar{U}_2^2$  - дисперсія власних шумів каналу радіометра.

При періодичній роботі модулятора 2 та реальному співвідношенні сигналів при дослідженні біологічних об'єктів ( $\bar{U}_1^2 \ll \bar{U}_2^2$ ) на вхід змішувача надходять амплітудно-модульований НВЧ-сигналу з глибиною модуляції:

$$m = (\bar{U}'_3)^2 - (\bar{U}''_3)^2 / (\bar{U}_1^2 + \bar{U}_2^2) = (\bar{U}_1^2 - k_{11} \bar{U}_0^2) / (\bar{U}_2^2) \quad (4)$$

За допомогою НВЧ-гетеродина 13, який настраюється на частоту  $\omega_1$  блоком 14, вибирають поточну частоту  $\omega_2$  спектра НВЧ-сигналу з шириною  $\Delta\omega$ , яка визначається смугою пропускання підсилювача 5 проміжної частоти. У результаті гетеродинного перетворювання поточного спектра НВЧ-сигналу на виході підсилювача 5 формується вузькосмуговий сигнал у околі різницевої частоти  $\omega_1 - \omega_2$  з шириною  $\Delta\omega$ . У один напівперіод роботи НВЧ-модулятора 2 дисперсія вузькосмугового шумового сигналу на виході підсилювача 5:

$$(\bar{U}'_5)^2 = S_4 K_5 (\bar{U}'_3)^2(\omega_2) V^2(\omega_1) = S_4 K_5 [\bar{U}_1^2(\omega_2) + \bar{U}_2^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (5)$$

де,  $S_4$  - крутизна гетеродинного перетворення;  $K_5$  - коефіцієнт підсилювання підсилювача 5 у смузі пропускання;  $V^2(\omega_1)$  - потужність сигналу НВЧ-гетеродина на встановленій частоті;  $(\bar{U}'_3)^2(\omega_2)$  - спектральна щільність шумового сигналу у околі частоти аналізу.

У другий такт роботи НВЧ-модулятора 2 дисперсія вузькосмугового шумового сигналу приймає вигляд:

$$(\bar{U}''_5)^2 = S_4 K_5 (\bar{U}''_3)^2(\omega_2) V^2(\omega_1) = S_4 K_5 [k_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2) + \bar{U}_1^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (6)$$

При зміні частоти  $\omega_1$  гетеродина 13 згідно змінюється спектральна щільність перетвореного сигналу  $(\bar{U}'_3)^2(\omega_2)$ , яка відображає форму спектрального випромінювання конкретного біологічного об'єкта. НВЧ-генератор шума 12 вибирається з рівномірною спектральною щільністю у діапазоні аналізуємих частот (типу "білий шум"). Тому спектральна щільність  $\bar{U}_0^2(\omega_2) = \text{const}$ .

Пакети низькочастотних шумових сигналів з дисперсіями (5) та (6) по чергово надходять на амплітудний детектор 6 з квадратичною характеристикою, на виході якого формується відеоімпульси з амплітудами:

$$\bar{U}'_6 = S_4 K_5 S_6 [\bar{U}_1^2(\omega_2) + \bar{U}_2^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (7)$$

$$\bar{U}''_6 = S_4 K_5 S_6 [k_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2) + \bar{U}_1^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (8)$$

де  $S_6$  - чутливість детектора 6.

Відеоімпульси (7) та (8) по чергово діють на один вхід диференційного підсилювача 7, на другий вхід якого надходить постійна напруга  $U_7$  з першого виходу блока 17 опорних напруг. Значення постійної напруги  $U_7$  вибирається з умови компенсації власних шумів радіометра на виході детектора при закритій антені:

$$\bar{U}_7 = S_4 K_5 S_6 \bar{U}_2^2(\omega_2) V^2(\omega_1), \quad (9)$$

Враховуючи умову (9) амплітуди відеоімпульсів на виході диференційного підсилювача 7 приймають значення:

$$\bar{U}'_8 = S_4 K_5 S_6 K_7 \bar{U}_1^2 V^2(\omega_1), \quad (10)$$

$$\bar{U}''_8 = S_4 K_5 S_6 K_7 k_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2) V^2(\omega_1), \quad (11)$$

де  $K_7$  - коефіцієнт підсилювання диференційного підсилювача 7. Підсилювачем 8 низької частоти підсилюється змінна складова послідовності відеоімпульсів. Амплітуда підсиленої напруги частоти  $\Omega$

$$U_9 = K_9 (\bar{U}'_8 - \bar{U}''_8) / 2 = 1/2 S_4 K_5 S_6 K_7 K_8 [\bar{U}_1^2(\omega_2) - k_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (12)$$

де  $K_8$  — коефіцієнт підсилення підсилювача 8.

Змінна напруга з амплітудою  $U_9$  випрямляється двопівперіодним синхронним детектором 9 та надходить до реєстратора 20, у якості якого використовується автоматичний потенціометр.

Ключ 18 замикається у той інтервал часу, коли НВЧ-модулятор 2 розімкнутий, тобто відбиває, та на змішувач 4 надходить відбитий сигнал НВЧ-генератора шума 12, що забезпечується протифазними керуючими напругами генератора 10. В результаті такої роботи НВЧ-модулятора 2 та ключа 18 на фільтр нижчих частот 19 діють тільки відеоімпульси (11). З них фільтром 19 нижчих частот виділяється постійна складова напруги

$$U_{10} = 1/2 \bar{U}''_8 = 1/2 S_4 K_5 S_6 K_7 K_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (13)$$

яка діє на один вхід диференційного підсилювача 16. На другий вхід цього підсилювача діє постійна напруга  $U_{11} = \text{const}$  з другого виходу блока опорних напруг 17. Підсилена різницева напруга з виходу диференційного підсилювача 16 заряджає інтегратор 15, вихідна напруга якого регулює коефіцієнт підсилювання підсилювача 5 проміжної частоти. Процес регулювання коефіцієнта підсилювання відбувається до тих пір, поки вхідні напруги диференційного підсилювача 16 зрівняються та інтегратор 15 перестане заряджатись. У встановленому режимі порівнювані напруги рівні

$$U_{11} = U_{10} = 1/2 S_4 K_5 S_6 K_7 K_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2)] V^2(\omega_1), \quad (14)$$

З рівності (14) можна визначити автоматичне встановлене значення коефіцієнта підсилювання підсилювача 5:

$$K_5 = (2 U_{11}) / [S_4 S_6 K_7 K_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2)] V^2(\omega_1). \quad (15)$$

Реєструєма напруга (12) з врахуванням коефіцієнта підсилювання (15) приймає вигляд:

$$U_9 = K_9 [\bar{U}_1^2(\omega_2) - K_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2)] / [K_{11} \bar{U}_0^2(\omega_2)] U_{11}. \quad (16)$$

На початковій частоті аналізу  $\omega_{2n}$  встановлюючим атенуатором 11 встановлюють нульове значення вихідної напруги ( $U_9 = 0$ ), якому згідно (12) відповідає значення коефіцієнта передачі атенуатора 11:

$$K_{11} = \bar{U}_1^2(\omega_{2n}) / \bar{U}_0^2(\omega_{2n}). \quad (17)$$

На інших частотах аналізу із-за нерівномірності спектра випромінювання біологічного об'єкта співвідношення (17) порушується і з'являється напруга  $U_9$ . Якщо на частоті  $\omega_2$  спектральну щільність представити у вигляді:

$$\bar{U}_1^2(\omega_2) = \bar{U}_1^2(\omega_{2n}) + \Delta \bar{U}_1^2(\omega_2). \quad (18)$$

де  $\omega_2$  - поточна частота аналізу при перенастроюванні частоти гетеродина 13 ( $\omega_2 = \omega_1 - \Delta\omega$ );

$\Delta \bar{U}_1^2(\omega_2)$  - незкомпенсована складова спектральної щільності.

З врахуванням співвідношення (18) вираз (16) можна представити наступним чином:

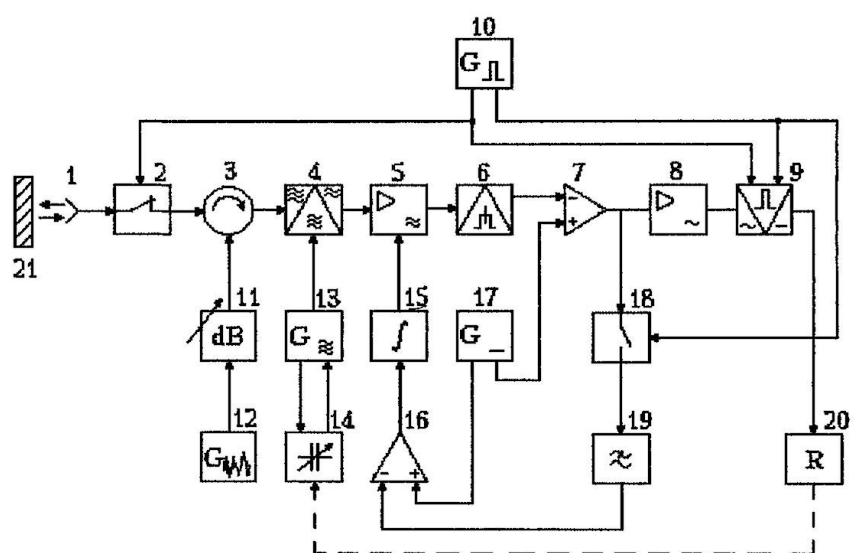
$$U_9 = K_9 [\Delta \bar{U}_1^2(\omega_2)] / [\bar{U}_1^2(\omega_{2n})] U_{11}. \quad (19)$$

З виразу (19) видно, що вихідна напруга, що надходить після випрямлення на реєстратор 20, пропорційна відносній зміні спектральної щільності аналізуємого випромінювання. Відносна форма представлення результату виміру дозволяє виключити вплив нестабільності параметрів схеми вузькосмугового радіометра

( $S_4$ ,  $K_5$ ,  $S_6$ ,  $K_7$ ), непостійностей потужності НВЧ-гетеродина ( $V^2$ ) та НВЧ-генератора шуму ( $\bar{U}_0^2$ ). Відпала необхідність у лінійному регулюванні компенсуючої потужності НВЧ-генератора шуму 12.

У якості реєструємого приладу 20 використовують автоматичний потенціометр, стрічкопротяжний механізм якого кінематично з'єднаний з приводом блока 14 перенастроювання частоти НВЧ-гетеродина 13. У результаті автоматичного перенастроювання частоти НВЧ-гетеродина реєструєма напруга  $U_3$  відображає відносні зміни поточного спектра. Крива, що записується потенціометром у координатах "напруга"- "частота", представляє собою криву нерівномірності спектра випромінювання об'єкта відносно рівня спектральної щільності густини при початковій частоті аналізу. За формою кривої нерівномірності спектра випромінювання можна визначити не тільки температуру об'єкта на скануючій ділянці, але й характер термонеоднорідності та градієнта температурного поля всередині об'єкту. Так, за положенням екстремума по частотній координаті кривої нерівномірності спектра можливо визначити глибину джерела домінуючого радіотеплового випромінювання, а за величиною відносного відхилення спектральної щільності можна отримати інформацію про розміри термонеоднорідності в глибині біологічного об'єкта.

Гетеродинне перетворювання частоти електромагнітного випромінювання розширює діапазон аналізуємих частот у області край високих частот, включаючи субміліметровий діапазон (30...500 ГГц).



Фиг.