



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 35953

(13) A

(51) 6 A61B5/05

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВИНАХІДвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ВНУТРІШНІХ ОРГАНІВ ЖИВИХ ІСТОТ

(21) 99052802

(22) 20.05.1999

(24) 16.04.2001

(33) UA

(46) 16.04.2001, Бюл. № 3, 2001 р.

(72) Водотовка Володимир Іллів, Репа Федір Михайлович, Скрипник Юрій Олексійович

(73) Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут"

(57) Пристрій для діагностики внутрішніх органів живих істот, що містить ВЧ-генератор та НВЧ-генератор, до виходу якого підключено ВЧ-амплітудний модулятор, керуючий вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-генератора, а вихід - з виходом НВЧ-атенюатора, блок розділення хвиль (БРХ), плечі падаючої та відбитої хвилі якого відповідно з'єднані з приймально-передавальною антеною та з послідовно включеними першим змінним атенюатором (ЗА), НВЧ-детекторною секцією, ВЧ-відбірконим підсилювачем та ВЧ-синхронним детектором, керуючий вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-генератора, а вихід - з послідовно включеним першим фільтром низької частоти (ФНЧ) та підсилювачем постійного струму (ППС), який **відрізняється** тим, що в нього введено другий БРХ, другий ЗА, який включено між виходом плеча відбитої хвилі другого БРХ та входом НВЧ-детекторної секції, при цьому вихід плеча падаючої хвилі другого

БРХ з'єднано з короткозамикачем, перший та другий НВЧ-вимикачі включені між виходом НВЧ-атенюатора і входами плеча падаючої хвилі відповідно першого і другого БРХ, вибіркового НЧ-підсилювач, вихід якого з'єднано з входом НЧ-синхронного детектора, керуючий вхід якого з'єднано з керуючим входом першого НВЧ-вимикача, формувач імпульсів низької частоти, вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-генератора, а вихід - з керуючими входами відповідно НЧ-синхронного детектора та другого НВЧ-вимикача, диференціальний підсилювач та джерело зразкової напруги, вихід якого з'єднано з першим входом диференціального підсилювача, другий вхід якого через другий ФНЧ з'єднано з виходом НЧ-синхронного детектора, вихід диференціального підсилювача через вимикач з'єднаний з входом інтегратора, вихід якого з'єднано з керуючим входом першого НВЧ-атенюатора, аналого-цифровий перетворювач (АЦП), вхід якого з'єднано з виходом ППС, перетворювач частота-код, вхід якого з'єднано через напрямлений відгалужувач з виходом НВЧ-генератора, цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП), вихід якого з'єднано з керуючим входом НВЧ-генератора, обчислювально-керуючий блок, який через інтерфейсну шину з'єднаний двоспрямованими зв'язками з виходами АЦП і перетворювача частота-код, а також зі входом ЦАП.

Винахід відноситься до медичної техніки і може бути використаний в області медичної діагностики та в гістології.

Структурні та біохімічні властивості тканин та внутрішніх органів живих істот зумовлюють їх фізичні характеристики, серед яких найбільш чутливою до зміни цих властивостей є комплексна діелектрична проникність.

Відомим способом знаходження дійсної складової діелектричної проникності речовин є зміна співвідношення між модулями амплітуд падаючої та відбитої від об'єкту- що діагностується, електромагнітної хвилі надвисоких частот (НВЧ). На властивостях відбиття НВЧ сигналів, наприклад, заснована діагностика набряків у легенях, мозку та ін. Так, тканини після набрякання характеризуються підвищеним коефіцієнтом відбиття НВЧ хвиль по відношенню до коефіцієнта відбиття від здоро-

вих тканин [див. Хитров Ю.А., Шестиперов В.А. СВЧ в медицині. - Обзори по електронній техніці. Серія 1. Електроніка СВЧ. - Вып. 16 (998). - 1983. - С. 44-49].

Складність вимірювання відбиваючих властивостей, наприклад, тіла людини, в діапазоні НВЧ полягає в тому, що для шкідливого опромінювання використовуються зондуючі сигнали малої інтенсивності - приблизно 1-5 мкВт/см<sup>2</sup>. Рівень відбитого сигналу на один-два порядки слабший ніж зондуючого, що затруднює пошук та вимірювання його на фоні шумів та завад вимірювальної апаратури. З другого боку, при значних відбиттях коефіцієнт відбиття асимптотично наближається до одиниці і чутливість діагностичного пристрою падає. Тому за оцінку відбиваючих властивостей насичених водою біологічних тканин доцільно взяти не коефіцієнт відбиття, а коефіцієнт стоячої

(13) A

(11) 35953

(19) UA

хвилі за напругою ( $K_{схн}$ ), який при великих значеннях відбиття прямує до нескінченності. Така особливість цього мікрохвильового параметру забезпечує високу роздільну спроможність діагностичного пристрою до патологічних змін у внутрішніх органах та тканинах живих істот.

Відомий пристрій для діагностики внутрішніх органів людини та тварин [див. Дубовская Н.Г., Житник Н.Е., Миронов А.В. и др. Принципы моделирования и схемотехнической реализации низкоинтенсивной КВЧ диагностической и терапевтической аппаратуры. - Вестник медицинских технологий. - 1996. - Т. III. - №2. - С.89-92], до складу якого входять джерело живлення, вихід якого послідовно з'єднано з фільтром низьких частот (ФНЧ), НВЧ-генератор на метал-діелектрико-напівпровідниковому (МДН) діоді, який розміщено у відрізку хвильовода з короткозамикаючим поршнем і резонансний контур проміжної частоти, який через коло оберненого зв'язку з'єднано зі входом генераторного діода, смуговий КХЧ-фільтр та блок розділу падаючої та відбитої хвиль (БРХ), наприклад, триплечий Y-циркулятор, який підключено до відрізка хвильовода, приймально-передавальна антена, яку підключено до плеча падаючої хвилі циркулятора, смугово-загороджуючий НВЧ-фільтр, з яким послідовно з'єднано і підключено до другого плеча циркулятора амплітудний детектор та індикатор.

Монохроматичний сигнал НВЧ-генератора випромінюється на тіло людини, де змішується з власним електромагнітним випромінюванням організму. Відбита від внутрішніх органів живої істоти частина випромінювання з розширеним спектром знову поступає на МДН-діод, де змішується з первинним монохроматичним сигналом. Коливання низької різницевої частоти виділяються резонансним контуром проміжної частоти і через коло оберненого зв'язку надходять до МДН-діода. В результаті дії оберненого зв'язку відбитий сигнал підсилюється на низькій проміжній частоті, що підвищує чутливість пристрою до відбитого сигналу.

Однак рівень відбитого сигналу, який після детектування надходить на індикатор, залежить як від рівня генерованої потужності, так і від рівня власного електромагнітного НВЧ випромінювання організму, величина якого залежить від інтенсивності фізіологічних процесів живої істоти на клітинному рівні. Тому за рівнем вимірюваного низько частотного сигналу неможливо зробити висновок про ступінь патології органів живих істот, які діагностуються.

Також існує пристрій для діагностики внутрішніх органів людини та тварин [див. Абубакиров Б.А., Гудков К.Г., Нечаев Э.В. Измерение параметров радиотехнических цепей Под ред. В.Г. Андрущенко, Б.А. Фатеева. - М.: Радио и связь, 1984. - С. 114-118], який вміщує генератор високої частоти (ВЧ) і НВЧ генератор, вихід якого з'єднано з ВЧ-амплітудним модулятором, керуючий вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-генератора, змінний НВЧ-атенюатор, БРХ та приймально-передавальну антену. При цьому вхід НВЧ-атенюатора з'єднано виходом ВЧ-амплітудного модулятора, а вихід НВЧ-атенюатора з'єднаний з входом плеча відбитої хвилі БРХ, до бічного плеча відбитої хвилі якого підключено послідовно НВЧ-

детекторну секцію, вибіркового ВЧ-підсилювач та ВЧ-синхронний детектор, керуючий вхід якого з'єднано зі входом ВЧ-генератора, підключені послідовно ФНЧ, підсилювач сталої напруги і індикатор. Крім цього, пристрій вміщує другу НВЧ-детекторну секцію, яку підключено до виходу БРХ плеча падаючої хвилі, другий вибіркового підсилювач частоти модуляції, а також вимірювач відношення, входи якого з'єднано з виходами першої та другої НВЧ - детекторних секцій.

У вказаному пристрої діагностика внутрішніх органів живих істот проводиться безпосередньо за коефіцієнтом відбиття, що вимірюється

$$|\Gamma| = |E_{\text{від}}| / |E_{\text{пад}}|,$$

де  $|E_{\text{від}}|$  - модуль амплітуди відбитої хвилі,  $|E_{\text{пад}}|$  - модуль амплітуди падаючої хвилі.

При великих коефіцієнтах відбиття  $|E_{\text{від}}| \rightarrow |E_{\text{пад}}|$ , а значення  $|\Gamma| \rightarrow 1$ . Величина  $|E_{\text{від}}|$  мала, оскільки вимірювання проводяться при шкідливих рівнях опромінювання, значна частина якого поглинається тканиною органу, що діагностується. Крім того, неминуча неоднаковість та нестабільність параметрів двох БРХ, двох НВЧ детекторів, двох резонансних підсилювачів у схемі вимірювача відношення у відомому пристрої не усуваються, що обумовлює значну похибку вимірювання. В результаті невисокої точності вимірювання параметру, що діагностується, вірогідність діагнозу залишається низькою.

В основу винаходу поставлено задачу удосконалення пристрою для діагностики внутрішніх органів живих істот таким чином, що введення нових елементів та зв'язків забезпечує незалежно від ступеня нестабільності та неідентичності параметрів вимірювальної схеми зменшення похибки вимірювання та точне визначення параметра, що діагностується, який опосередкований через чутливий до них мікрохвильовий параметр -  $K_{схн}$ , а також об'ємні границі та локалізацію патологічних змін у органах і тканинах, оцінюючи рівень таких змін і, крім того, підвищення вірогідності діагнозу.

Поставлена задача вирішується тим, що в пристрій для діагностики внутрішніх органів живих істот, що містить ВЧ-генератор і НВЧ-генератор, до виходу якого підключено ВЧ-амплітудний модулятор, керуючий вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-генератора, а вихід - з керуючим входом НВЧ-атенюатора, БРХ падаючої та відбитої хвилі, до виходу каналу відбитої хвилі якого під'єднано послідовно атенюатор та НВЧ-детекторну секцію, вибіркового ВЧ-підсилювач та ВЧ-синхронний детектор, керуючий вхід якого з'єднано із виходом ВЧ-генератора, а вихід - послідовно з першим ФНЧ та підсилювачем постійного струму (ППС), приймально-передавальну антену, наприклад, лінзову антену, які з'єднано з виходом БРХ каналу падаючої хвилі, введені додаткові елементи та зв'язки.

Згідно винаходу, в нього введено другий БРХ, наприклад, циркулятор, другий змінний атенюатор (ЗА), який включено між виходом плеча відбитої хвилі другого БРХ та входом НВЧ-детекторної секції, перший керований НВЧ-вимикач, якого ввімкнено між входом плеча падаючої хвилі першого БРХ і виходом керованого атенюатора, другий керований НВЧ-вимикач, якого ввімкнено між входом падаючої хвилі другого БРХ і виходом керованого атенюатора, НЧ-вибіркового підсилювач, якого

з'єднано з НЧ-синхронним детектором, керуючий вхід якого з'єднано з керуючим входом першого НВЧ-вимикача, формувач імпульсів низької частоти, вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-генератора, перший вихід якого з'єднано з керуючим входом НЧ-синхронного детектора, а другий вихід з'єднано з керуючим входом другого НВЧ-вимикача, диференціальний підсилювач та джерело зразкової напруги, вихід якого з'єднано з першим входом диференціального підсилювача, його другий вхід з'єднано з виходом НЧ-синхронного детектора через другий ФНЧ, вихід диференціального підсилювача через вимикач з'єднано із входом інтегратора, вихід якого з'єднано з керуючим входом НВЧ-атенюатора, аналого-цифровий перетворювач (АЦП), вхід якого з'єднано з виходом ППС, перетворювач частота-код, вхід якого з'єднано через напрямлений відгалужувач з виходом НВЧ-генератора, цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП), який з'єднано з керуючим входом НВЧ-генератора, обчислювально-керуючий блок, наприклад ПЕОМ, який з'єднано через інтерфейсну шину двоспрямованими зв'язками з виходами АЦП і перетворювача частота-код, а також із входом ЦАП.

Введення в схему пристрою вказаних додаткових елементів та зв'язків забезпечує підвищення чутливості та точності локалізації патологічних змін у тканинах органа, який діагностується, дозволяє визначити мікрохвильовий параметр, найбільш чутливий до структурних змін і біохімічних властивостей тканин внутрішніх органів живих істот, обумовлює достовірність діагнозу.

Сутність винаходу пояснює графічний матеріал, на якому зображена функціональна схема пристрою для діагностики внутрішніх органів живих істот.

Пристрій вміщує ВЧ-генератор 1, НВЧ-генератор 2, до виходу якого підключено послідовно ВЧ-амплітудний модулятор 3, НВЧ-атенюатор 4, перший НВЧ-вимикач 5, до якого приєднано через плече падаючої хвилі першого БРХ 6 приймально-передавальну антену 7, а через плече відбитої хвилі першого БРХ 6 - перший ЗА 8, другий НВЧ-вимикач 9, вхід якого з'єднано з виходом НВЧ-атенюатора 4, а його вихід через плече падаючої хвилі другого БРХ 10 з'єднано з короткозамикачем 11, а плечем відбитої хвилі з другим ЗА 12, вихід якого з'єднано з виходом першого ЗА 8 та входом НВЧ-детекторної секції 13, вихід якої з'єднано з послідовно включеними вибіркоким ВЧ-підсилювачем 14, ВЧ-синхронним детектором 15, першим ФНЧ 16, ППС 17, АЦП 18, вибіркоким НЧ-підсилювач 19, вхід якого з'єднано з виходом ВЧ-синхронного детектора 15, а вихід - із входом НЧ-синхронного детектора 20, керуючий вхід якого з'єднано з виходом формувача НЧ-імпульсів 21, а вихід з другим ФНЧ 22, джерело зразкової напруги 23 з'єднано з першим входом диференціального підсилювача 24, інтегратор 25, вихід якого з'єднано з керуючим входом НВЧ-атенюатора 4, ЦАП 26, з'єднаний зі входом НВЧ-генератора 2, перетворювач частота - код 27, з'єднаного через напрямлений відгалужувач 28 з виходом генератора НВЧ2. Обчислювально-керуючий блок, наприклад, ПЕОМ 29, до складу якої входить запам'ятовувальний 30, обчислювальний 31 та керуючий 32 бло-

ки, дисплей 33, інтерфейсна шина 34, з якою через двонаправлені зв'язки з'єднані виходи АЦП 18, перетворювач частота-код 27 та вхід ЦАП 26, вимикач 35, якого з'єднано з виходом диференціального підсилювача 24 і входом інтегратора 25, індикатор 36, якого підключено до виходу другого ФНЧ 22 і другого входу диференціального підсилювача 24.

Позиціями 37, 38 позначені відповідно об'єкт, який діагностується та металевий відбивач.

Пристрій для діагностики внутрішніх органів живих істот працює таким чином.

Високочастотний сигнал ВЧ-генератора 1 та сигнал НВЧ-генератора 2 поступають на ВЧ-амплітудний модулятор 3, де здійснюється амплітудна модуляція зонduючого НВЧ сигналу сигналом ВЧ. Глибина модуляції -  $m$  вибирається невеликою, приблизно 10...15%. Амплітудно-модульований НВЧ сигнал через НВЧ-атенюатор 4 подається на НВЧ - вимикачі, кожен із яких керується різнополярними прямокутними імпульсами, що поступають з виходів формувача НЧ-імпульсів, частота проходження яких утворена діленням частот ВЧ-генератора 1.

Коли перший НВЧ-вимикач 5 відкритий, НВЧ-сигнал поступає через плече падаючої хвилі БРХ 6 в антену 7 і випромінюється на об'єкт діагностики 37. Відбитий НВЧ сигнал приймається антеною 7 та через плече відбитої хвилі БРХ 6. ЗА 8 поступає на НВЧ-детекторну секцію 13.

Якщо вольт-амперна характеристика детектора - квадратична, на виході НВЧ-детекторної секції 13 виділяється радіоімпульс з амплітудою

$$U_{m1} = (|E_a| \cdot m \cdot |T_4| \cdot |T_\partial| \cdot |T_8| \cdot |\Gamma|)^2 \cdot S_{\partial 1} = \\ = |E_a|^2 \cdot m^2 \cdot |T_4|^2 \cdot |T_\partial|^2 \cdot |T_8|^2 \cdot |\Gamma|^2 \cdot S_{\partial 1} \quad (1)$$

де  $|E_a|$  - модуль комплексної амплітуди напруженості поля на виході НВЧ генератора 2;

$|T_4|$  - модуль коефіцієнта передачі НВЧ-атенюатора 4 при довільному керуючому сигналі;

$|T_\partial|$  - модуль коефіцієнта передачі НВЧ тракту від входу НВЧ-вимикача 5 до виходу ЗА 8, який вміщує плечі падаючої та відбитої хвиль БРХ 6 і антену 7;

$|T_8|$  - модуль коефіцієнта передачі ЗА 8;

$|\Gamma|$  - модуль коефіцієнта відбиття від об'єкта діагностики 37;

$|S_{\partial 1}|$  чутливість НВЧ детекторної секції 13.

При вимкненому НВЧ - вимикачі 5 і відкритому вимикачі 9 НВЧ сигнал проходить до короткозамикача 11 і, відбиваючись від нього, через плече відбитої хвилі БРХ 10 поступає на вхід ЗА 12, проходить його та детектується НВЧ-детекторною секцією 13. Амплітуда ВЧ радіоімпульса на виході НВЧ-детекторної секції 13 приймає значення

$$U_{m2} = E_a^2 \cdot m^2 \cdot |T_4|^2 \cdot |T_\partial|^2 \cdot |T_{12}|^2 \cdot S_{\partial 1} \quad (2)$$

де  $|T_4|$  - модуль коефіцієнта передачі НВЧ тракту від входу другого НВЧ - вимикача 9 до виходу ЗА 12.

Високочастотні радіоімпульси з амплітудами  $U_{m1}$  та  $U_{m2}$  по черзі підсилюються вибіркоким ВЧ-підсилювачем 14 на частоті ВЧ-генератора 1, синхронно детектуються ВЧ-синхронним детектором 15, яким керує безпосередньо ВЧ-генератор 1. На виході ВЧ-синхронного детектора 15 формуються послідовність відеоімпульсів з амплітудами

$$U_{m3} = |E_a|^2 \cdot m^2 \cdot |T_4|^2 \cdot |T_\partial|^2 \cdot |T_8|^2 \cdot |\Gamma|^2 \cdot S_{\partial 1} \cdot S_{\partial 2} \cdot K_{14}, \quad (3)$$

$$U_{m4} = |E_a|^2 \cdot m^2 \cdot |T_4|^2 \cdot |T_\partial|^2 \cdot |T_{12}|^2 \cdot |\Gamma|^2 \cdot S_{\partial 1} \cdot S_{\partial 2} \cdot K_{14}, \quad (4)$$

де  $K_{14}$  - коефіцієнт підсилення вибіркового ВЧ-підсилювача 14;  $S_{\delta 2}$  - чутливість ВЧ-синхронного детектора 15.

Із послідовності відеоімпульсів з амплітудами  $U_{m3}$  та  $U_{m4}$  вибіркоким НЧ-підсилювачем 19, який настроєно на частоту проходження імпульсів формувача 21, виділяється та підсилюється змінна складова напруги з амплітудою

$$U_{m5} = 1/2(U_{m4} - U_{m3}) = |E_a|^2 m^2 |T_4|^2 S_{\delta 1} S_{\delta 2} K_{14} K_{19} (|T_{\delta}|^2 |T_{12}|^2 - |T_a|^2 |T_8|^2 |\Gamma|^2) / 2, \quad (5)$$

де  $K_{19}$  - коефіцієнт підсилення НЧ - вибіркового підсилювача 19.

Змінна складова напруги частоти переключення НВЧ - перемикачів 5 та 9 синхронно детектується НЧ-синхронним детектором 20, який керується вихідною напругою формувача НЧ - імпульсів 21. Випрямлена НЧ - синхронним детектором 20 напруга на виході ФНЧ 22 має вигляд

$$U_6 = S_{\delta 3} U_{m5} = 1/2 |E_a|^2 m^2 |T_4|^2 \cdot S_{\delta 1} \cdot S_{\delta 2} \cdot S_{\delta 3} \cdot K_{14} \cdot K_{19} \cdot K_{22} (|T_{\delta}|^2 |T_{12}|^2 - |T_a|^2 |T_8|^2 |\Gamma|^2), \quad (6)$$

де  $S_{\delta 3}$  - чутливість НЧ - синхронного детектора 20,  $K_{22}$  - коефіцієнт передачі другого ФНЧ 22.

Якщо антена 7 буде опромінювати не об'єкт діагностування 37, а металевий відбивач 38, тоді одержимо сигнал (6) у вигляді

$$U_6 = 1/2 |E_a|^2 m^2 |T_5|^2 \cdot S_{\delta 1} \cdot S_{\delta 2} \cdot S_{\delta 3} \cdot K_{14} \cdot K_{19} \cdot K_{22} (|T_{\delta}|^2 |T_{12}|^2 - |T_a|^2 |T_8|^2 |\Gamma|^2), \quad (7)$$

Після виключення вимикача 35 та регулювання ЗА 8 та 12 до одержання нульового показника індикатора 36, маємо  $U_6 = 0$ , що можливо при  $|T_{\delta}|^2 |T_{12}|^2 = |T_a|^2 |T_8|^2 |\Gamma|^2$ , тобто коефіцієнти передачі НВЧ трактів  $|T_{\delta}|$  і  $|T_a|$  від входів першого та другого НВЧ - вимикачів 5 та 9 до входу в НВЧ детекторну секцію 13 стають однаковими (відкаліброваними) за рахунок встановлення нових значень коефіцієнтів передачі  $|T_{\delta}|$  та  $|T_{12}|$  змінних атенуаторів 8 та 12.

Після проведення калібровки вмикається вимикач 35. На виході диференціального підсилювача 24 формується підсилена напруга різниці

$$U_7 = 1/2 |E_a|^2 m^2 |T_4|^2 |T|^2 \cdot S_{\delta 1} \cdot S_{\delta 2} \cdot S_{\delta 3} \cdot K_{14} \cdot K_{22} \cdot K_{24} \cdot (1 - |\Gamma|^2) \cdot U_0, \quad (8)$$

де  $K_{24}$  - коефіцієнт підсилення диференціального підсилювача 24,  $U_0$  - опорна напруга джерела зразкової напруги 23.

Напруга  $U_7$  заряджає інтегратор 25, вихідна напруга якого керує коефіцієнтом передачі І НВЧ-атенуатора 4. Процес регулювання коефіцієнта передачі ГВЧ-атенуатора 4 продовжується до тих пір, поки напруга  $U_7$  не стане рівною нулю. В цьому випадку рівняння (8) набуває вигляду

$$U_7 = U_7 - U_0 = 1/2 |E_a|^2 m^2 |T_4|^2 |T|^2 \cdot S_{\delta 1} \cdot S_{\delta 2} \cdot S_{\delta 3} \cdot K_{14} \cdot K_{19} \cdot K_{22} \cdot K_{24} \cdot (1 - |\Gamma|^2) = 0, \quad (9)$$

звідки знаходимо встановлене значення коефіцієнта передачі НВЧ-атенуатора 4

$$|T_4|^2 = \frac{2U_0}{|E_a|^2 m^2 |T| S_{\delta 1} S_{\delta 2} S_{\delta 3} K_{14} K_{19} K_{22} K_{24} (1 - |\Gamma|^2)} \quad (10)$$

Із послідовності відеоімпульсів з амплітудами  $U_{m3}$  і  $U_{m4}$  першого ФНЧ 16 виділяється також стала складова напруги

$$U_8 = K_{16} (U_{m4} + U_{m3}) / 2 = 1/2 |E_a|^2 m^2 |T_4|^2 |T|^2 S_{\delta 1} S_{\delta 2} S_{\delta 3} K_{14} K_{19} K_{22} K_{24} K_{16} (1 + |\Gamma|^2), \quad (11)$$

де  $K_{16}$  - коефіцієнт передачі першого ФНЧ 16.

Напруга  $U_8$  підсилюється ППС 17, перетворюється АЦП 18 в машинний код, обчислювально-керуючого блоку 29 - ПЕОМ, значення якого з урахуванням (10) набуває вигляду

$$N = \frac{K_{17} \cdot K_{18}}{K_{16}} \cdot U_0 \cdot \frac{1 + |\Gamma|^2}{1 - |\Gamma|^2}, \quad (12)$$

де  $K_{16}$  - коефіцієнт передачі першого ФНЧ 16,  $K_{17}$  - коефіцієнт підсилення ППС 17,  $K_{18}$  - коефіцієнт перетворення АЦП 18.

Якщо коефіцієнт перетворення АЦП 18 вибрати за умовою

$$K_{18} = \frac{K_{16}}{K_{17}}, \quad (13)$$

то величина перетвореної АЦП 18 вихідної напруги (12) в код стає рівною

$$N = U_0 \cdot \frac{1 + |\Gamma|^2}{1 - |\Gamma|^2} = U_0 \cdot K_{схн}. \quad (14)$$

Наявність різницевої величини  $1 - |\Gamma|^2$  в знаменнику виразу (14) збільшує чутливість діагностичного пристрою. Так, при  $|\Gamma| \rightarrow 1$ , знаменник виразу (14) починає швидко зменшуватися, що призводить до різкого зростання вихідного сигналу  $N$  АЦП 18 і, відповідно, чутливості пристрою до діагностичного параметру  $P$  та до збільшення його роздільної спроможності.

Із виразу (14) видно, що величина  $K_{схн}(P)$  як функція діагностуючого параметра  $P$  та глибини зондування  $d(f)$  дорівнює

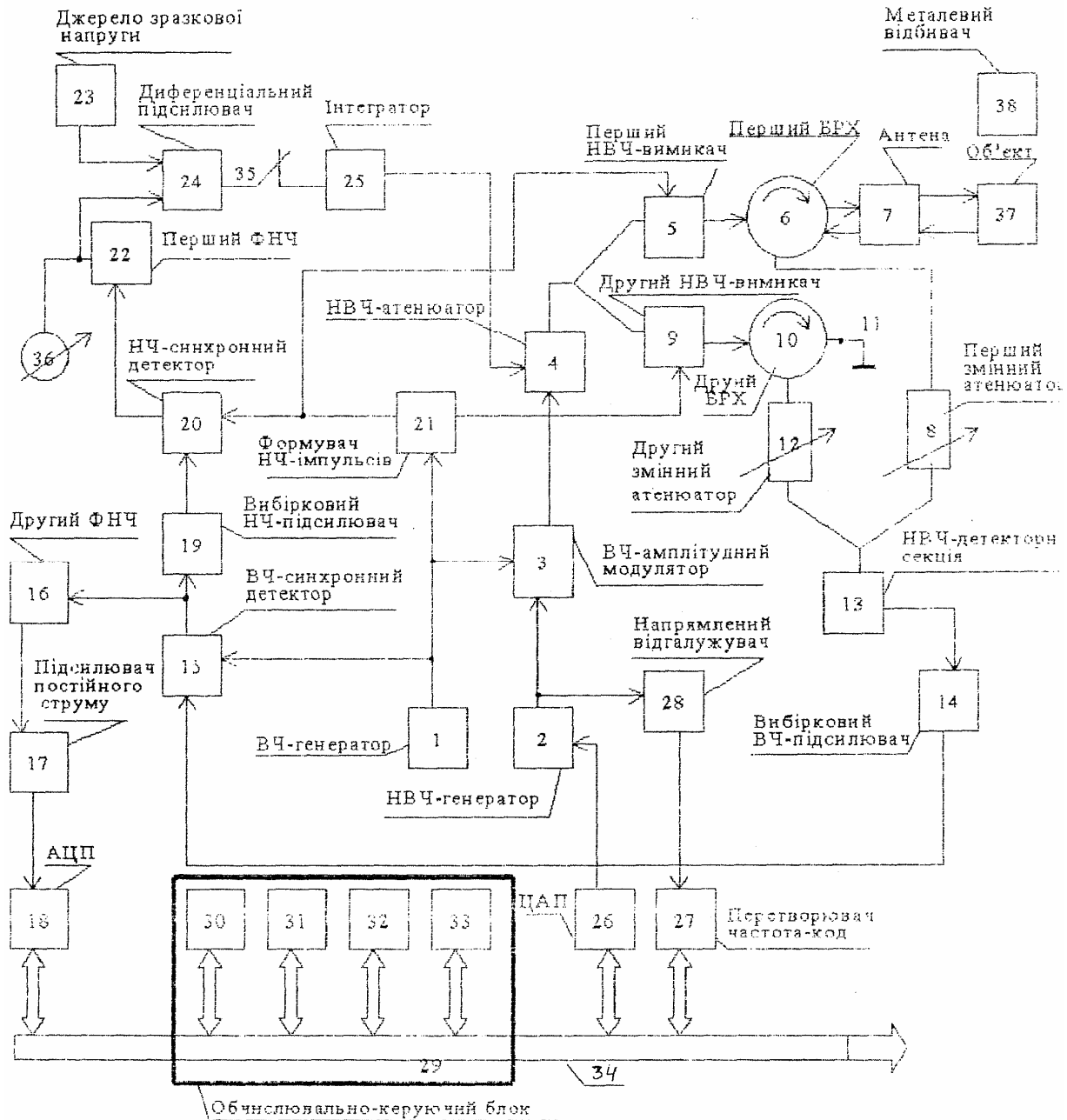
$$K_{схн}(P, d) = \frac{1}{U_0} \cdot N \quad (15)$$

і не залежить від інтенсивності НВЧ опромінювання, яка характеризується величиною  $|E_a|^2$ , нестабільності параметрів НВЧ, ВЧ, НЧ елементів ( $K_{14}$ ,  $K_{19}$ ,  $K_{16}$ ,  $K_{17}$ ,  $K_{18}$ ,  $K_{20}$ ,  $K_{22}$ ,  $K_{24}$ ,  $S_{\delta 1}$ ,  $S_{\delta 2}$ ,  $S_{\delta 3}$ ,  $|T_5|$ ,  $|T|$ ). Завдяки подвійному вибіркового підсиленню по ВЧ і НЧ та подвійному синхронному детектуванню ВЧ і НЧ сигналів можливо досягти високих коефіцієнтів підсилення відбитого від об'єкту сигналу та співвідношення сигнал/шум підсилювально-перетворювальних каналів. Неминуче частотне розстроювання ВЧ вибіркового підсилювача також не впливає на результат вимірювання, бо ВЧ-радіоімпульси зондуемого та відбитого сигналів підсилюються по черзі одним і тим же розстроювальним підсилювачем 14.

Одержані статистичні масиви даних  $P_i$  та  $d_j$  за допомогою інших пристроїв - рентгенівської апаратури, томографів і паралельно одержані масиви статистичних даних  $K_{схн}$  дозволяють розрахувати та побудувати криві регресії  $K_{схн}(P)$  та  $K_{схн}(d)$  і зберігати їх як калібровочні графіки в пам'яті ПЕОМ 29. Глибина проникнення  $d$  зондуемого сигналу в об'єкт діагностування регулюється ЦАП 26 шляхом зміни частоти НВЧ генератора 1, а сама частота реєструється ПЕОМ 29. Криві регресії  $K_{схн}(P)$  та  $K_{схн}(d)$ , а також  $d(f)$  дають можливість за розрахованими значеннями  $K_{схн}(P, d)$  визначити діагностовані параметри  $P_i$ , їх локалізацію в об'ємі

внутрішнього органу або у всьому об'ємі тіла живої істоти відобразити ці дані на екрані дисплея 33. Дослідження показали, що зондування внутрі-

шніх органів людини в діапазоні частот від 0,5 до 37,5 ГГц дозволяє виявляти зміни діагностуючого параметра на глибині до 5см з похибкою 0,5...1%.



Фіг.

---

ДП "Український інститут промислової власності" (Укрпатент)  
Україна, 01133, Київ-133, бульв. Лесі Українки, 26  
(044) 295-81-42, 295-61-97

---

Підписано до друку \_\_\_\_\_ 2001 р. Формат 60x84 1/8.  
Обсяг \_\_\_\_\_ обл.-вид. арк. Тираж 50 прим. Зам. \_\_\_\_\_

---

УкрІНТЕІ, 03680, Київ-39 МСП, вул. Горького, 180.  
(044) 268-25-22

---