



УКРАЇНА

ДЕРЖАВНЕ
ПАТЕНТНЕ
ВІДОМСТВО

(19) UA (11) 9806 (13) C1

(51) A 61 N 5/02

ОПИС ДО ПАТЕНТУ
НА ВІНАХІД

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ МІКРОХВИЛЬОВОЇ РЕЗОНАНСНОЇ ТЕРАПІЇ

1

(20) 94311385, 11.05.93

(21) 4747357/SU

(22) 06.10.89

(46) 30.09.96. Бюл. № 3

(56) Авторское свидетельство СССР
№ 1611345, кл. А 61 Н 39/00, 1987(71) Тимчасовий науковий колектив "Відгук"
Мінвуза УРСР(72) Лобарєв Валерій Євгенійович, ітько
Сергій Пантелеймонович, Любченко адим
Віталійович(73) Лобарєв Валерій Євгенійович (UA), Люб-
ченко Вадим Віталійович (UA), Сітько Сергій
Пантелеймонович (UA)

(57) 1. Устройство для микроволновой резонансной терапии, содержащее источник электромагнитного излучения с непрерывным спектром в миллиметровом диапазоне, вход которого соединен с выходом формирователя импульсного напряжения, подключенного к источнику питания, а выход соединен с антенной-излучателем, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что источник излучения выполнен в виде электродов, расположенных у торца щелевой линии передачи, состоящей из диэлектрика, на котором расположен электропроводный элемент, причем электроды образуют в зоне щели искровой промежуток и подключены к выходу формирователя импульсного напряжения, при этом другой торец щелевой линии является антенной-излучателем.

2. Устройство по п.1, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что щелевая линия передачи выполнена цилиндрической, при этом одним из электродов является электропроводный элемент линии передачи, в качестве другого электрода служит дополнительный электрод, расположенный у торца цилиндрической щелевой линии в зоне щели и образующий с ее стенками искровой промежуток.

2

3. Устройство по п.2, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что электропроводный элемент цилиндрической щелевой линии имеет конусообразное утолщение у торца, плавно сопряженное с основной частью электропроводного элемента, причем наружные кромки щели при переходе к утолщенной части выполнены плавно расходящимися, а дополнительный электрод расположен в зоне щели в плоскости сопряжения утолщенной и основной частей электропроводного элемента.

4. Устройство по пп.2 или 3, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что дополнительный электрод установлен с возможностью регулируемого перемещения.

5. Устройство по пп.2 или 3, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что антенна-излучатель представляет собой плавное расширение щели в направлении к торцу, противоположному зоне размещения дополнительного электрода.

6. Устройство по п.2, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что антенна-излучатель выполнена в виде наклонного плоского торца цилиндрической щелевой линии, перпендикулярного к боковым граням щели и скошенного под острым углом к плоскости кромок щели, при этом длина щели меньше длины цилиндрической щелевой линии.

7. Устройство по пп.5 или 6, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что антенна-излучатель концентрично охвачена цилиндрическим волокноводом.

8. Устройство по п.2, о т л и ч а ю щ е е с я тем, что электропроводный элемент цилиндрической щелевой линии разделен по образующей на электрически изолированные половины, имеющие обращенные внутрь щели выступы, расположенные вблизи одного торца линии и служащие электродами.

(19) UA (11) 9806 (13) C1

9. Устройство по п.1, отличающееся тем, что щелевая линия выполнена планарной, ее электропроводный элемент содержит металлические пластины, разделенные щелью, причем электроды электрически связаны с пластинами.

10. Устройство по п.9, отличающееся тем, что антенна-излучатель дополнительно содержит диэлектрическую пластину, расположенную над щелью параллельно ее нижней плоскости и имеющую заостренный конец, выступающий за пределы торца линии.

11. Устройство по п.10, отличающееся тем, что пластины имеют выступы, обращенные внутрь щели и служащие электродами.

12. Устройство по пп.10 или 11, отличающееся тем, что оно снабжено герметичным корпусом, охватывающим планарную щелевую линию.

13. Устройство по п.12, отличающееся тем, что герметизированная полость корпуса заполнена инертным газом.

Изобретение относится к конструкции устройств для микроволновой резонансной терапии с использованием электромагнитных шумовых колебаний диапазона крайне высоких частот (КВЧ-шума). Такие устройства могут быть использованы в клинической, амбулаторной практике и для нужд скорой медицинской помощи в качестве средств анальгезии, купирования приступов хронических заболеваний, для лечения преимущественно функциональных расстройств сна, моторики, речевой функции и т.п., и для лечения органических поражений преимущественно психогенного характера, например, язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки путем селективного воздействия на близкорасположенные биологически активные точки (далее – БАТ).

Задача изобретения – повышение локализации воздействия на близко расположенные биологически активные точки путем уменьшения геометрических размеров облучаемой зоны, а также повышение эффективности лечения за счет расширения диапазона частот излучения, упрощение настройки, упрощение технологии изготовления.

Сущность изобретения поясняется чертежом, где представлены: на фиг.1 – устройство, с частичным размером; на фиг.2 – сечение по линии II-II на фиг.1; на фиг.3 – пространственное изображение источника электромагнитного излучения; на фиг.4 – вариант источника излучения, разрез; на фиг.5 – вариант антенны-излучателя; на фиг.6 – второй вариант антенны-излучателя; на фиг.7 – третий вариант антенны-излучателя; на фиг.8 – пространственное изображение второго варианта источника излучения; на фиг.9 – третий вариант источника излучения;

на фиг.10 – четвертый вариант источника излучения.

Согласно одному из вариантов воплощения изобретения, устройство содержит источник 1 (фиг.1) питания, к выходу которого подключен формирователь 2 импульсного напряжения и цилиндрическую щелевую линию (ЦЩЛ) 3 с дополнительным электродом 4, которые служат источником (генератором) электромагнитного излучения миллиметрового диапазона.

Электропроводный элемент 5 ЦЩЛ 3 и дополнительный электрод 4 подключены к разным проводам на выходе формирователя 2 импульсного напряжения.

ЦЩЛ 3 в полости, ограниченной стенками выполненного со сквозной продольной щелью электропроводного элемента 5, содержит диэлектрик 6. Им может служить, как минимум, воздух, но возможно и использование других диэлектрических материалов, например, неньютоновских жидкостей с относительно высоким (исключающим вытекание под действием гравитационного поля земли) пределом прочности при сдвиге (в частности, пластизоли и пластигели на основе полярных и неполярных полимеров), и твердых диэлектриков, из которых предпочтительны кварц, сапфир и более сложные керамические материалы на их основе, или чистые полимеры типа фторопласта-4 (тефлона).

Длина L ЦЩЛ 3 (фиг.1), угловой размер (фиг.2) θ щели, внутренний радиус R ЦЩЛ 3 и диэлектрическая проницаемость ϵ диэлектрика 6 могут иметь следующие значения, например, $L = 15-40$ мм, $\theta = 15^\circ-16^\circ$, $R = 0,34-0,36$ мм, $\epsilon = 2,0-2,4$.

Другой торец ЦЩЛ служит антенной-излучателем 7.

Данные клинических экспериментов, обосновывающие указанные пределы, приведены ниже.

Длина ЦЩЛ, и прежде всего, расстояние между электродом 4 и антенной-излучателем 7 определяется характером распространения волны электромагнитного излучения по ЦЩЛ и выбрана такой, чтобы исключить режим вытекающих волн.

Для проведения микроволновой резонансной терапии (МРТ) включают источник 1 питания и его выходное напряжение поступает на вход формирователя 2 импульсного напряжения. Формирователь 2 может быть выполнен в виде блокинг-генератора с прерывателем и импульсным повышающим трансформатором на выходе. Выходные импульсы формирователя 2 должны обладать энергией порядка десятков миллиджоулей. При поступлении таких импульсов на электрод 4 в межэлектродном промежутке между ним и электропроводным элементом 5 возникает нестационарный искровой разряд. При этом возникают электромагнитные колебания, основная часть которых в форме щелевой волны распространяется в направлении антенны-излучателя 7. Электромагнитное поле излучается антенной 7 в свободное пространство. Терапевтически эффективное поле сосредоточено на расстоянии до 1,5 мм от торца ЦЩЛ.

В другом варианте устройства электропроводный элемент 5 (фиг.3) имеет утолщение, плавно сопряженное с основной частью ЦЩЛ. В зоне сопряжения размещен электрод 4. Остальные узлы устройства такие же, как и в описанном выше варианте.

В зоне перехода к утолщенной части электропроводного элемента 5 наружные кромки щели плавно расширяются.

Описанное выполнение щели позволяет, с одной стороны, упростить требования к размерам электрода 4 и межэлектродного промежутка, а с другой стороны, обеспечить оптимальное согласование электрода 4 и ЦЩЛ, при котором на антенну-излучатель 7 приходится максимум амплитуды электромагнитных колебаний.

На фиг.4 изображен еще один вариант воплощения изобретения, согласно которому дополнительный электрод 4 снабжен приводом регулировочного перемещения относительно щели. В этом варианте электрод 4 установлен с возможностью линейного перемещения по стрелке А с помощью микрометрического винта 8. Возможны и другие модификации привода и формы электрода, например, электрод 4 может представлять собой плоский эксцентрик, установленный на валу и входящий в щель.

На фиг.5 показан еще один вариант выполнения устройства, согласно которому предложена модификация антенны-излучателя 7. В этом варианте антенна-излучатель 5 представляет собой плавное расширение 9 щели в направлении к торцу, противоположному зоне размещения дополнительного электрода 4. Такой вариант антенны позволяет, изменяя угол α раскрытия щели, обеспечить оптимальное согласование ЦЩЛ со свободным пространством. Так, например, при α от 15 до 120° обеспечивается максимальная передача энергии электромагнитной волны, распространяющейся по ЦЩЛ, в свободное пространство в направлении к кожному покрову пациента.

Другой вариант выполнения антенны-излучателя 7 изображен на фиг.6. В данном варианте антенна-излучатель представляет собой наклонный плоский торец ЦЩЛ, противоположный зоне размещения дополнительного электрода 4. Скошенный торец симметричен относительно щели и угол β его наклона к плоскости кромок щели острый. Оптимальной величиной этого угла можно считать от 20 до 35° при $\epsilon = 2,2$.

Согласно варианту выполнения устройства, показанному на фиг.7, антенна-излучатель 7 концентрично охвачена цилиндрическим волноводом 10, внутренний диаметр которого больше наружного диаметра ЦЩЛ. При необходимости волновод 10 может быть снабжен приводом регулировочного линейного перемещения относительно ЦЩЛ (не показан). Цилиндрический волновод 10 предназначен для того, чтобы обеспечить работу устройства в режиме вытекающих волн (при необходимости увеличить длину L ЦЩЛ), а также и для того, чтобы задавать диапазон длин волн выходного излучения.

В варианте устройства, показанном на фиг.8, в качестве источника и антенны-излучателя использована ЦЩЛ, электропроводный элемент которой разделен по образующей на электрически изолированные половины 5а и 5б. В качестве дополнительного электрода 4 служат выступы 4а и 4б соответственно половин 5а и 5б, обращенные внутрь щели. Как и в описанных выше вариантах выступы 4а и 4б расположены у торца, противоположного антенне-излучателю 7. В этом варианте выход формирователя 2 импульсного напряжения подключен к половинам 5а и 5б электропроводного элемента. Межэлектродный промежуток образован выступами 4а и 4б. Описанный вариант позволяет расширить

диапазон выходного излучения благодаря "второй" щели, которая может для этой цели иметь геометрические размеры, отличающиеся от размеров "первой". Кроме того, проще технологии изготовления устройства, так как вместо отдельного элемента электрода 4-его функцию выполняют выступы половин электропроводного элемента.

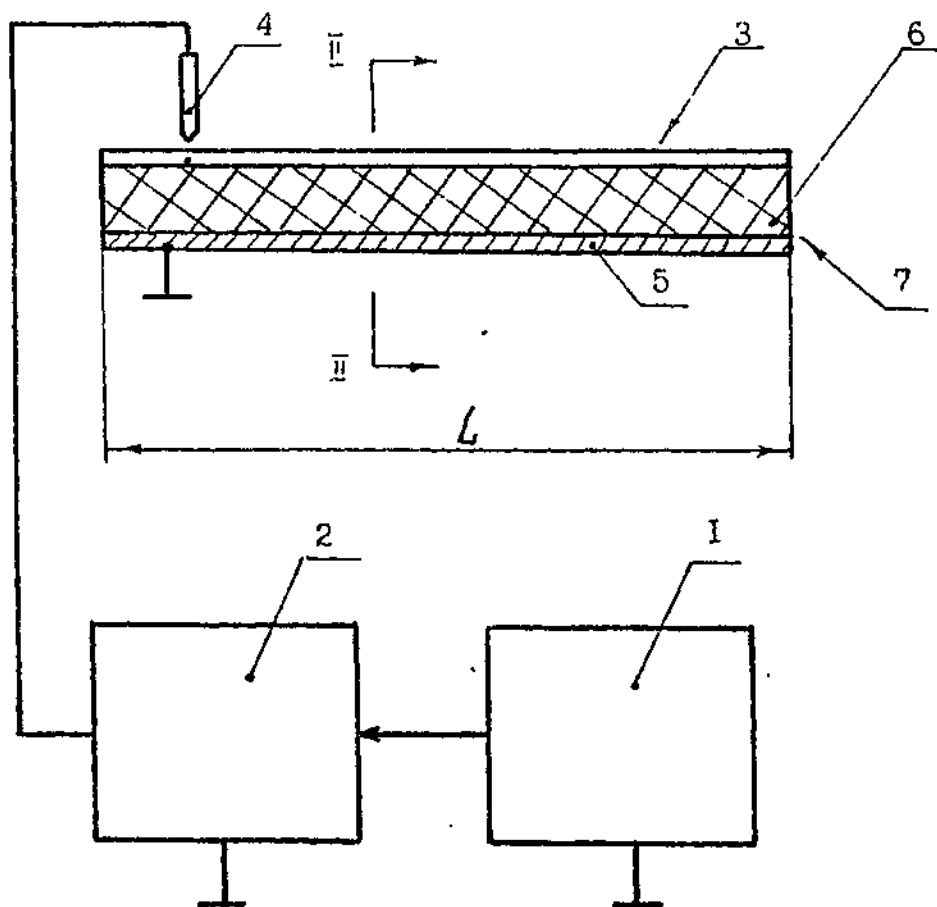
Наиболее простую технологию изготовления устройства возможно обеспечить, если в качестве источника излучения использовать планарную щелевую линию, показанную на фиг.9. На диэлектрической подложке 6 любым известным способом располагают параллельные металлические пластины 5с и 5d, эквивалентные половинам электропроводного элемента в варианте устройства, показанном на фиг.8. В качестве дополнительного электрода 4 могут служить выступы 4с и 4d на пластинах, обращенных в щель, либо стержни из тугоплавкого металла (вольфрама), прикрепленные к пластинам (не показаны).

Антенной-излучателем в данном варианте также может служить противоположный торец планарной щелевой линии.

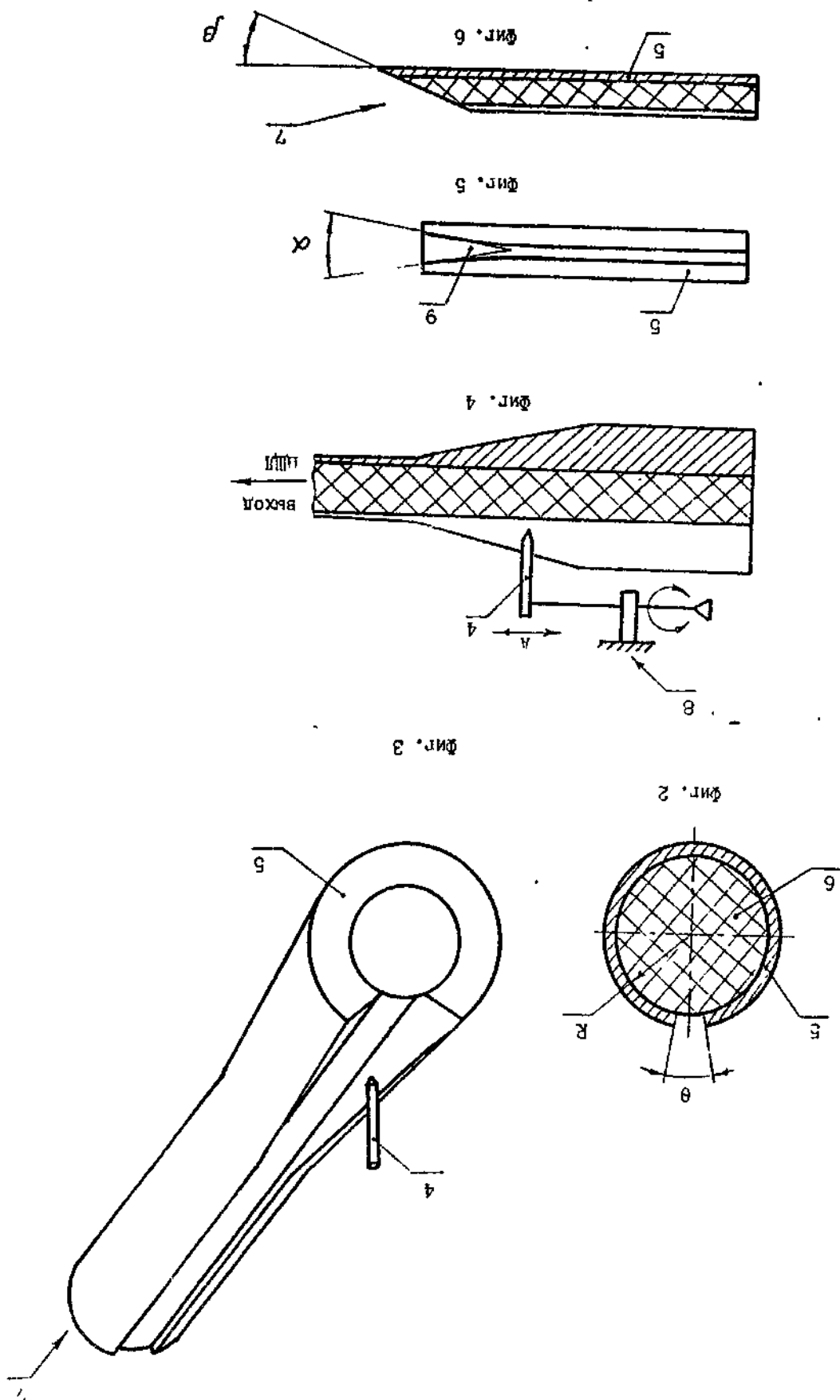
Возможен иной вариант выполнения антенны-излучателя 7, когда она дополнительно содержит диэлектрическую пластину 11, (фиг.10), расположенный над щелью, и имеющий заостренный конец, выступающий за пределы излучающего торца.

Целесообразно помещать планарную щелевую линию в герметичный корпус, что позволит продлить срок службы устройства. Заполнением корпуса инертным газом можно добиться изменения величины диэлектрической проницаемости щели, что, в свою очередь, даст возможность изменить диапазон длин волн выходного излучения. Оптимальным можно считать такой газ, который характеризуется наличием резонансных переходов в миллиметровом диапазоне волн.

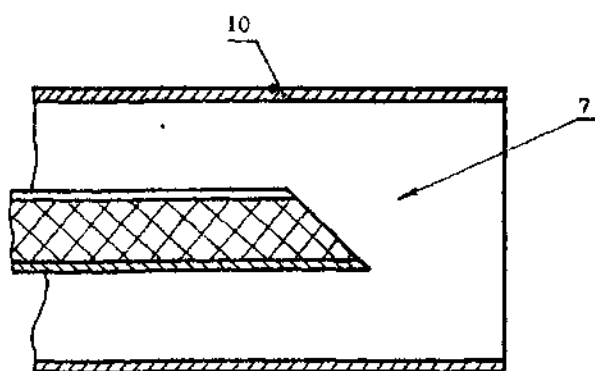
Конструктивное объединение источника излучения и антенны излучателя и выполнение их на основе щелевой линии передачи позволяет обеспечить избирательность воздействия на близко расположенные БАТ при простоте настройки и технологии изготовления устройства.



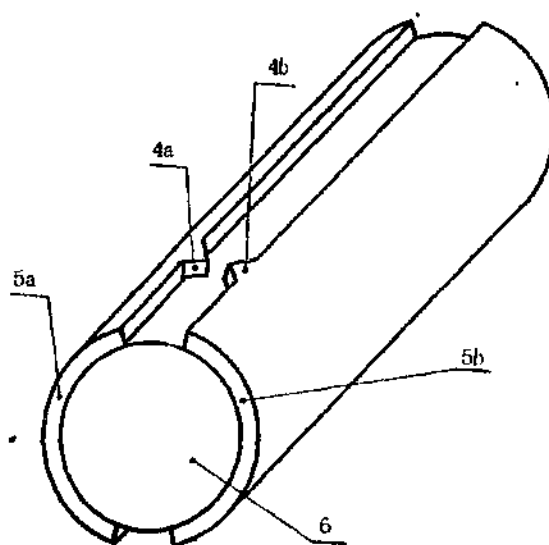
Фиг. I



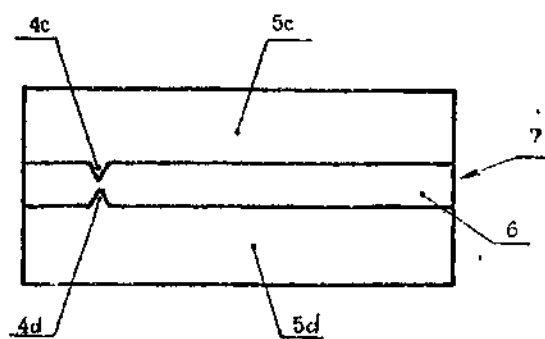
9806



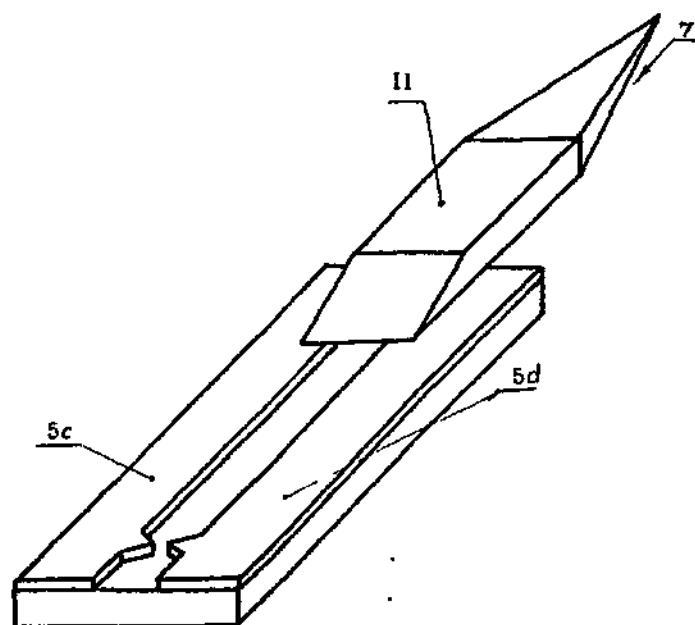
Фиг. 7



Фиг. 8



Фиг. 9



Фиг. 10

Упорядник

Техред М.Моргентал

Коректор

М. Куль

Замовлення 4552

Тираж

Підписне

Державне патентне відомство України,
254655, ГСП, Київ-53, Львівська пл., 8

Відкрите акціонерне товариство "Патент", м. Ужгород, вул.Гагаріна, 101



1

2

3

