СОЮЗ СОВЕТСКИХ СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ РЕСПУБЛИК

(19) SU (11) 1166788 A

4(51) A 61 B 5/04

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СССР ПО ДЕЛАМ ИЗОБРЕТЕНИЙ И ОТКРЫТИЙ

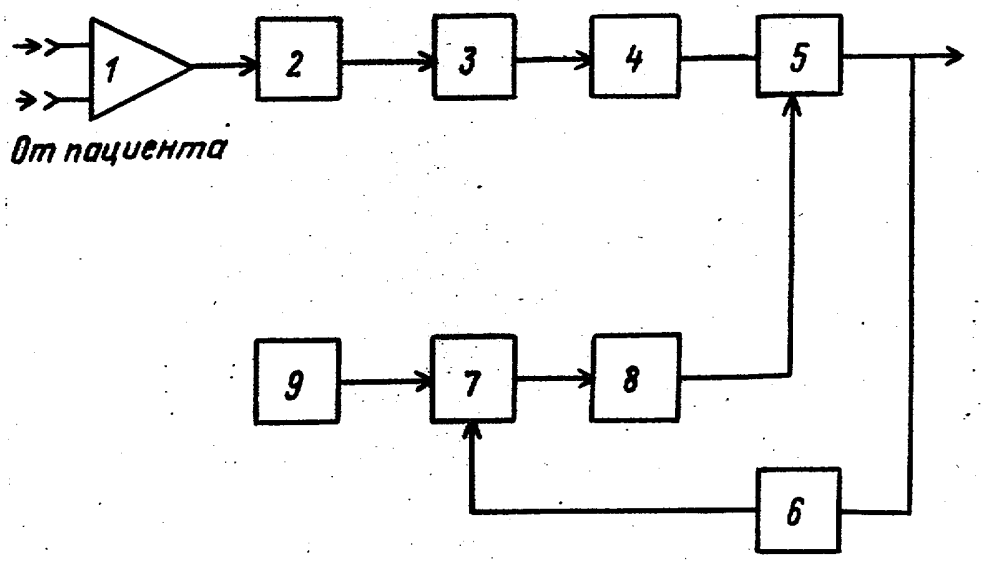
ВСЕСОЮЗНАЯ 13 13

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

(21) 3623623/28-13
(22) 20.05.83
(46) 15.07.85. Бюл. № 26
(72) О.В.Петров и М.А.Вагина
(71) Институт хирургии им. А.В.Вишневского
(53) 615.47(088.8)
(56) Патент США № 4.235.242, кл. А 61 В 5/04, 1980.

(54)(57) ЭНЦЕФАЛОГРАФ, содержащий биоусилитель, блок выборки-хранения и мультивибратор, выход которого соединен с первым входом блока выборки-хранения, о т л и ч а ю щ и й с я тем, что, с целью защиты от помех электронаркозного аппарата, он содержит последовательно соединенные фильтр низких частот, фильтр-пробку и усилитель, включенные между биоусилителем и блоком выборки-хранения, последовательно соединенные блок усреднения и регулятор задержки, второй вход которого соединен с шиной от электронаркозного аппарата, а выход через мультивибратор подключен к второму входу блока выборки-хранения, выход которого соединен с входом блока усреднения.



Фиг. 1

(61) SU (11) 1166788 A

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к устройствам для снятия электроэнцефалограммы (ЭЭГ) в условиях помех.

Цель изобретения - защита от помех электронаркозного аппарата.

На фиг. 1 представлена структурная электрическая схема устройства; на фиг. 2 - диаграммы, поясняющие его работу.

Устройство содержит последовательно соединенные биоусилитель 1, фильтр 2 низких частот, фильтр-пробку 3, усилитель 4, блок 5 выборки-хранения, блок 6 усреднения, регулятор 7 задержки и мультивибратор 8, выход которого соединен с вторым входом блока 5 выборки-хранения, а второй вход регулятора 7 задержки соединен с шиной от электронаркозного аппарата 9.

Устройство работает следующим образом.

Электронаркоз проводят по общепринятой методике с использованием аппаратов для электронаркоза путем подачи прямоугольных импульсов частотой 100-200 Гц, длительность каждого импульса 1 мс и амплитудой порядка 50-300 мА на электроды, установленные в лобно-сосцевидной позиции.

Для записи ЭЭГ предлагаемым устройством на поверхность головы накладывают регистрирующие электроды, например, пассивный - на мочках ушей, активный - на вертексе. Сигнал с электродов (не показан) подают на входной блок биоусилителя 1, затем на фильтр 2 низких частот на 30 Гц, затем через фильтр-пробку 3 на 50 Гц, на усилитель 4. Однако помеха от электронаркозного аппарата все еще в 100-1000 раз превосходит среднюю амплитуду ЭЭГ.

Принцип устранения помех основан на том, что сигнал с усилителя U(t) является суммой сигналов ЭЭГ ($\psi(t)$) и помехи f(t)

$$U(t) = f(t) + \psi(t).$$

Заметим, что f(t) является периодической функцией, т.е. $f(t) = f(t + t_0)$ для любого t, где t_0 - период помехи.

Блок 5 (в качестве которого, например, используют устройство NTA-1024, Венгрия) запоминает приходящий в него сигнал U(t) в момент (t_i) поступления на него синхроимпульса. На выходе блока 5 этот сигнал остается постоянным и равным $U(t_i)$ до момента $t_i + 1$ поступления следующего синхроимпульса, после которого выходной сигнал принимает значение, равное $U(t_i + 1)$. При этом значение потенциала U(t) на входе блока 5 в промежутке между синхроимпульсами ($t_i < t < t_{i+1}$) не влияет на его выходной сигнал.

Поскольку синхроимпульсы подаются от наркозного аппарата, то период следования синхроимпульсов равен периоду помехи. Из этого следует, что все $f(t_i)$ равны между собой. Действительно

$$f(t_i) = f(t_{i-1} + T_0) = f(t_{i-1}) = \ldots = f(t_1) = A,$$

где A - константа, значение которой зависит от величины задержки синхроимпульса.

Сигнал с выхода блока (2): $U(t_i) = f(t_i) + \psi(t_i) = A + \psi(t_i)$ воспроизводит ЭЭГ с постоянной составляющей A.

Величину задержки синхроимпульса можно подобрать так, что A = 0 (именно для этого существует блок регулируемой задержки, в качестве которого можно использовать, например, устройство Electronic stimulator (Ni hon kohden), Япония). Но тогда $U(t_i) = \psi(t_i)$, т.е. сигнал с выхода стробирующего измерителя с памятью при соответствующей величине задержки (0-20 мс), которая зависит от формы сигнала помехи, будет восстанавливать ЭЭГ. Это восстановление будет осуществляться ступенчато, причем ширина ступени равна периоду стимуляции электронаркозного аппарата. Это вносит искажения в форму регистрируемой ЭЭГ. Однако легко показать, что при частоте стимуляции 100-200 Гц эти искажения являются незначительными. Например, неточность воспроизведения α-ритма (8-12 Гц) менее 5%.

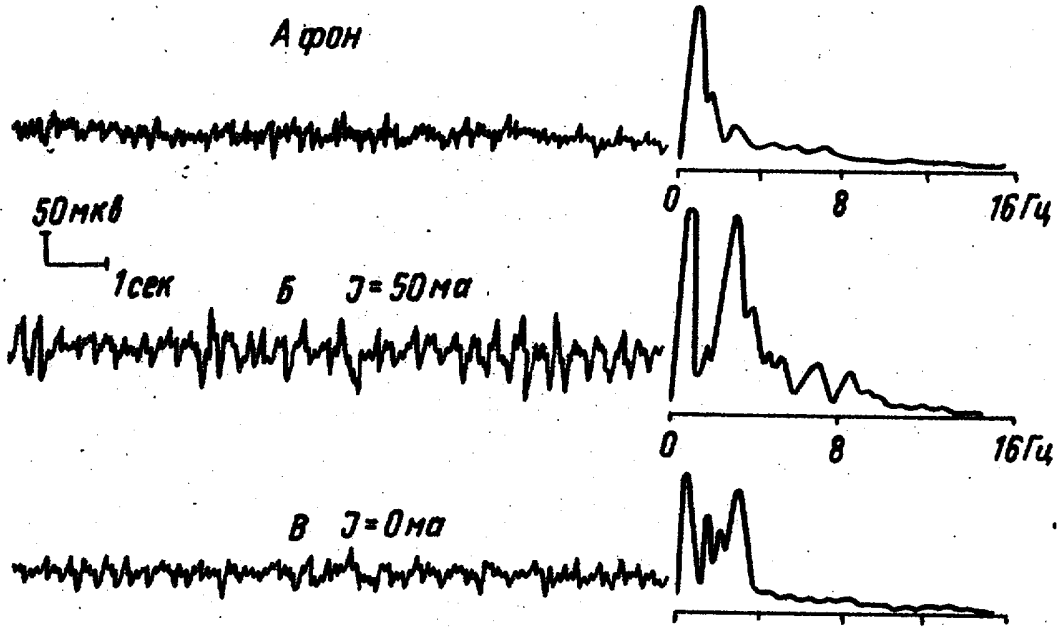
На точность воспроизведения ЭЭГ не влияет амплитуда помехи. Это означает, что данное устройство может работать при любых допустимых с точки зрения техники безопасности величинах тока электронаркозного аппарата.

ЭЭГ вместе с наводкой, исходящей от электронаркозного аппарата 9, поступает с биологического объекта на вход биоусилителя 1. Последний 1 имеет регулируемый коэффициент усиления, равный 10-50. Такой коэффициент выбран для того, чтобы усиленный сигнал наводки, превосходящий полезный сигнал более чем в 10^4 - 10^5 раз и достигающий 0,1-1 В, не перегружал фильтр 2 низких частот и фильтр-пробку 3 на 50 Гц, стоящих в схеме последовательно после биоусилителя 1. В противном случае эти фильтры не могли бы функционально полноценно подавлять помеху и пропускать без искажения ЭЭГ-сигнал. Усиленный в 10-50 раз полезный сигнал вместе с наводкой, частично ослабленной фильтрами, поступают на вход усилителя 4, имеющего регулируемый коэффициент усиления 10^4-10^5. Полезный сигнал ЭЭГ усиливается до 1-10 В. Сигнал помехи также усиливается, однако ввиду того, что сигнал помехи даже после прохождения фильтров значительно превосходит по амплитуде ЭЭГ (10^2-10^3 раз), усилитель 4 большую часть времени (95 - 99%) находится в перегруженном состоянии. В режиме линейного усиления усилитель 4 работает только в те моменты, когда амплитуда наводки равна или близка нулю. За весь период наводки имеется хотя бы один такой момент. Именно в этот момент времени сигнал, поступающий с выхода усилителя 4 на вход блока 5 выборки-хранения, запоминается и, хранясь в нем, непрерывно передается на выход прибора.

Заполнение блока 5 выборки хранения новым сигналом происходит синхронно с наводкой и именно в тот момент, когда величина наводки близка нулю.

Для того, чтобы автоматически выбирать величину задержки такой, при которой запоминание сигнала происходило бы в момент нулевой амплитуды наводки, создана система обратной связи. Эта система представлена регулятором 7 задержки и блоком 6 усреднения. В блоке 6 усреднения, который представляет собой фильтр инфранизких частот (среза = 0,2 Гц), происходит выделение постоянной составляющей сигнала, которая в свою очередь управляет величиной задержки в регуляторе 7 задержки. Процесс регулировки сбалансирован так, что в результате постоянная составляющая анулируется. С этого момента на выходе устройства появляется ЭЭГ, представленная прямоугольной аппроксимацией.

Устройство позволяет регистрировать ЭЭГ практически без искажения при следующих предельных режимах работы электронаркозного аппарата: напряжение выхода (от пика до пика) 100 В, частота стимуляции более 50 Гц.



Фиг. 2

Составитель А.Дмитриева
Редактор О.Колесникова Техред И.Асталош Корректор А.Зимоксов

Заказ 4353/6 Тираж 722 Подписное
ВНИИПИ Государственного комитета СССР
по делам изобретений и открытий
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д. 4/5

Филиал ППП "Патент", г. Ужгород, ул. Проектная, 4