



Государственный комитет
СССР
по делам изобретений
и открытий

О П И С А Н И Е ИЗОБРЕТЕНИЯ

К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

(11) 856436

(61) Дополнительное к авт. свид-ву —

(22) Заявлено 11.11.74 (21) 2075508/13

с присоединением заявки № —

(23) Приоритет —

Опубликовано 23.08.81. Бюллетень № 31

Дата опубликования описания 28.08.81

(51) М. Кл.³

A 61 B 5/04

(53) УДК 615.47:
:616-009.1 (088.8)

(72) Авторы
изобретения

Л. С. Алеев, Ф. В. Бальчев, М. И. Вовк, В. Н. Горбанев и А. Б. Шевченко

(71) Заявитель

Ордена Ленина институт кибернетики АН Украинской ССР

(54) МНОГОКАНАЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО АДАПТИВНОГО БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЯМИ ЧЕЛОВЕКА

1

Изобретение относится к биологической и медицинской кибернетике, в частности к управлению движениями человека.

Известно многоканальное устройство биоэлектрического управления движениями человека, каждый канал которого содержит цепь стимуляции, состоящую из отводящих (от донора) электродов, подключенных через усилитель биопотенциалов к интегратору, модулятору, один из входов которого подключен к выходу интегратора, второй вход — к генератору стимулирующего сигнала, выход модулятора — ко входу усилителя мощности и стимулирующих (реципиента) электродов, цепь обратной связи, состоящую из последовательно соединенных усилителя биопотенциалов и интегратора, блок разделения, один из входов которого подключен к выходу усилителя мощности, выход — к стимулирующим электродам, второй вход — к стимулирующим электродам, второй выход — ко входу цепи обратной связи, и блок сравнения [1].

Существенным недостатком такого устройства является то, что движения реципиента мало соответствуют движениям донора, поскольку управляющий сигнал подают на

2

нервно-мышечные группы реципиента с нулевого уровня. В то же время известно, что нервно-мышечная система обладает четко выраженным пороговым эффектом, причем порог возбуждения объекта управления (нервно-мышечных групп реципиента) из-за адаптации или изменения функционального состояния в процессе стимуляции претерпевает существенные изменения. В силу приведенных обстоятельств значительная часть информации программного сигнала при работе известного устройства оказывается потерянной, сокращение мышц донора и реципиента не совпадает во времени, при этом отличается и сила сокращения (или объем движения). В результате движения реципиента мало соответствуют движениям донора.

Цель изобретения — увеличение соответствия движений реципиента движениям донора.

Поставленная цель достигается тем, что каждый канал содержит блок формирования подпорогового уровня, один из выходов которого подключен к выходу блока сравнения, а выход — к третьему входу модулятора, и два триггера Шмидта, вход пер-

вого триггера Шмидта подключен к выходу интегратора цепи обратной связи, выход — к первому входу блока сравнения, вход второго триггера Шмидта подключен к выходу интегратора цепи стимуляции, а выход — ко второму входу блока формирования подпорогового уровня и ко второму входу блока сравнения.

На чертеже представлена блок-схема одного канала многоканального устройства адаптивного биоэлектрического управления движениями человека.

Один канал устройства содержит отводящие электроды 1, усилитель 2 биопотенциалов, интегратор 3, модулятор 4, генератор 5 стимулирующего сигнала, усилитель 6 мощности, блок 7 разделения, стимулирующие электроды 8, усилитель 9 биопотенциалов, интегратор 10, триггер 11 Шмидта, блок 12 сравнения, блок 13 формирования подпорогового уровня, триггер 14 Шмидта.

Программный сигнал в виде электромиограммы, снятой при помощи отводящих электродов 1 с нервно-мышечных групп донора, через усилитель 2 биопотенциалов подается на интегратор 3, выполняющий усреднение электромиограммы нервно-мышечных групп донора во времени. Далее программный сигнал поступает на один из входов модулятора 4, на второй вход которого поступает стимулирующий сигнал (например импульсный сигнал) от генератора 5 стимулирующего сигнала. После модулятора через усилитель 6 мощности и блок 7 разделения управляющий сигнал поступает на стимулирующие электроды 8, наложенные на соответствующие нервно-мышечные группы реципиента. Вызванная (под влиянием электростимуляции) электромиограмма нервно-мышечных групп реципиента, снятая при помощи стимулирующих электродов 8, которые в данном случае выполняют функцию отводящих электродов, через блок 7 разделения поступает на усилитель 9 биопотенциалов. Назначение блока 7 разделения состоит в том, чтобы отделить вызванную электромиограмму нервно-мышечных групп реципиента от управляющего сигнала и, например, в случае стимуляции импульсным сигналом представляет собой электронный переключатель, который на время появления импульсов управляющего сигнала подключает стимулирующие электроды 8 к усилителю 6 мощности и отключает стимулирующие электроды 8 от входа усилителя 9 биопотенциалов, а в отсутствии импульсов управляющего сигнала подключает стимулирующие электроды 8 к усилителю 9 биопотенциалов и отключает стимулирующие электроды 8 от усилителя 6 мощности. Из усилителя 9 биопотенциалов вызванная электромиограмма нервно-мышечных групп вызванной электромиограммы во времени поступает на вход триггера 11 Шмидта, с выхода ко-

торого на один из входов блока 12 сравнения поступает прямоугольный импульс, нормированный по амплитуде и передний фронт которого практически совпадает со временем появления вызванной электромиограммы нервно-мышечных групп реципиента. На второй вход блока 12 сравнения с выхода триггера 14 Шмидта поступает прямоугольный импульс, нормированный по амплитуде, длительность которого равна времени существования интегрированной электромиограммы нервно-мышечных групп донора, поступающей на вход триггера 14 Шмидта от интегратора 3. Блок 12 сравнения служит для временного сравнения появления электромиограммы нервно-мышечных групп донора (программного сигнала) с появлением вызванной электромиограммы нервно-мышечных групп реципиента (первый и второй входы блока сравнения запускаются передними фронтами прямоугольных импульсов, поступающих, соответственно, от триггеров 11 и 14 Шмидта, и сигнал рассогласования служит для формирования импульса, нормированного по амплитуде, но длительность которого равна времени запаздывания между появлением электромиограммы донора и появлением вызванной электромиограммы реципиента, то есть пропорциональна уровню порога возбуждения нервно-мышечных групп реципиента (чем больше порог возбуждения стимулируемых нервно-мышечных групп реципиента, тем больше длительность импульса рассогласования). С выхода блока 12 сравнения упомянутый выше импульс рассогласования поступает на один из входов блока 13 формирования подпорогового уровня, на второй вход которого поступает прямоугольный импульс с выхода триггера 14 Шмидта. Блок формирования подпорогового уровня представляет собой емкостной накопитель, с выхода которого на третий вход модулятора 4 поступает экспоненциально нарастающий импульс (скорость нарастания выбирается по минимуму болевых ощущений при стимуляции, но в то же время должна быть на порядок выше максимально возможной скорости нарастания программного сигнала), амплитуда которого пропорциональна длительности импульса рассогласования, поступающего из блока 12 сравнения, а длительность определяется появлением заднего фронта импульса, поступающего от триггера 14 Шмидта. В результате на третий вход модулятора 4 из блока 13 поступает сигнал, уровень которого пропорционален уровню порога возбуждения нервно-мышечных групп реципиента, но не превышает его, причем этот подпороговый уровень существует только во время появления программного сигнала, а на выходе модулятора 4 формируется управляющий сигнал, по форме повторяющий стимулирующий сигнал (например импульсный сигнал), по амплитуде

пропорциональный величине среднего значения электромиограммы нервно-мышечных групп донора (программному сигналу), и суммированный с уровнем, который близок к пороговому для нервно-мышечных групп реципиента, но не превышает его. Причем, суммирование осуществляется только во время существования программного сигнала. Таким образом, на нервно-мышечные группы реципиента управляющий сигнал подается не с нулевого уровня, а с уровня близкого к пороговому для нервно-мышечных групп реципиента, причем при изменении порога возбуждения нервно-мышечных групп реципиента соответственно изменяются и подпороговый уровень. Вследствие такого суммирования сокращения мышц реципиента и донора лучше совпадают во времени, меньше отличаются по силе (или объему движения), то есть движения реципиента более соответствуют движениям донора (программе управления). Кроме того, управление движениями становится адаптивным, поскольку в процессе стимуляции амплитуда управляющего сигнала, соответствующая программе управления автоматически приспосабливается (по порогу возбуждения) под объект управления.

Введение в каждый канал устройства указанных новых элементов позволяет в процессе стимуляции подавать на нервно-мышечные группы реципиента управляющий сигнал не с нулевого уровня, а с уровня, близкого к пороговому для нервно-мышечных групп реципиента, причем управляющий сигнал, соответствующий программе управления, автоматически приспосабливается (по порогу возбуждения) под объект управления.

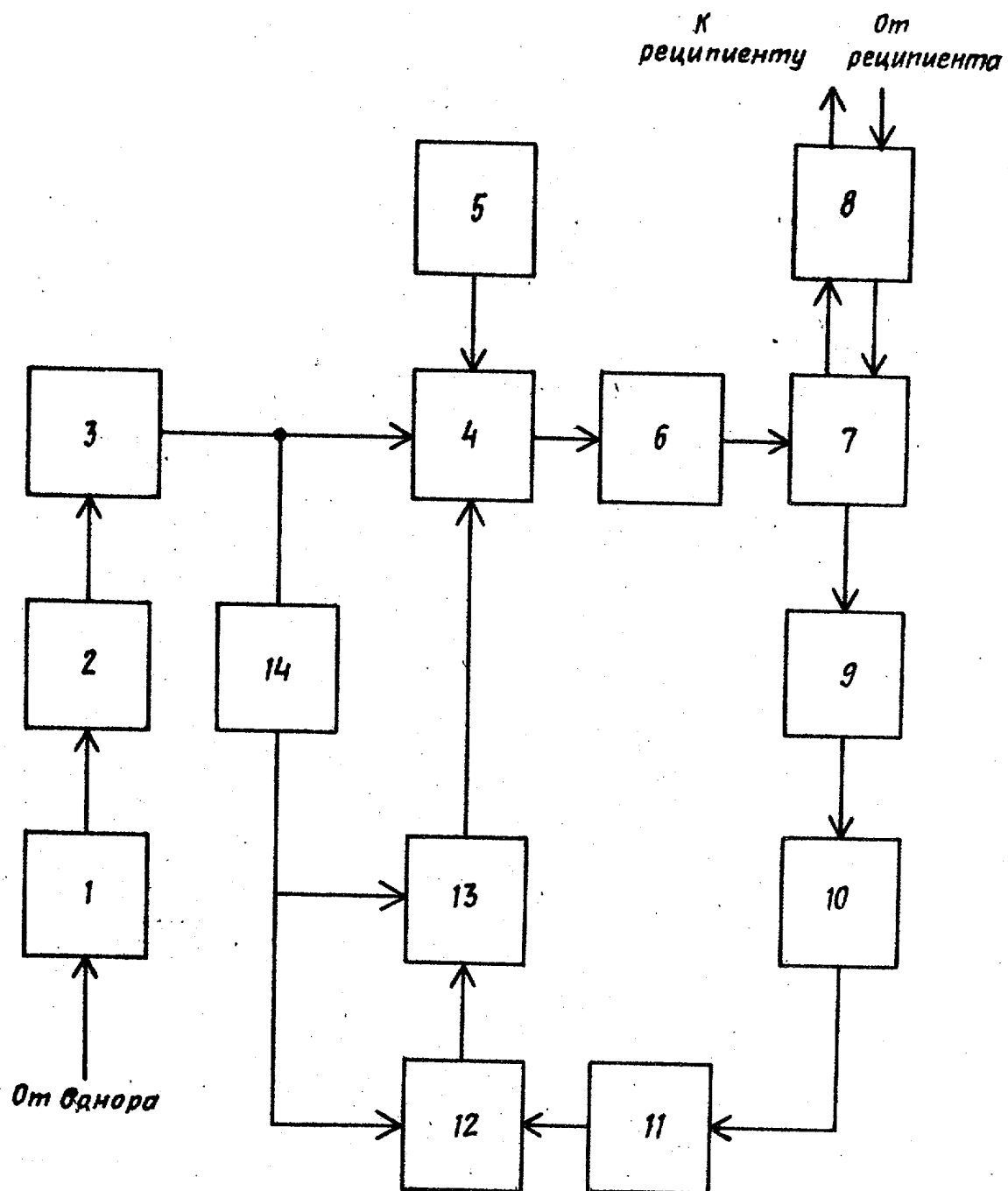
При помощи предлагаемого устройства достигается адаптивное биоэлектрическое управление, при котором движения реципиента в большей степени соответствуют движениям донора (программе управления).

Формула изобретения

Многоканальное устройство адаптивного биоэлектрического управления движениями человека, каждый канал которого содержит цепь стимуляции, состоящую из отводящих (от донора) электродов, подключенных через усилитель биопотенциалов к интегратору, модулятора, один из входов которого подключен к выходу интегратора, второй вход — к генератору стимулирующего сигнала, выход модулятора — ко входу усилителя мощности и стимулирующих (реципиента) электродов, цепь обратной связи, состоящую из последовательно соединенных усилителя биопотенциалов и интегратора, блок разделения, один из входов которого подключен к выходу усилителя мощности, выход — к стимулирующим электродам, второй вход — также к стимулирующим электродам, второй выход — ко входу цепи обратной связи, и блок сравнения, отличающийся тем, что, с целью повышения соответствия движений реципиента заданной программе (например движениям донора), каждый канал содержит блок формирования подпорогового уровня, один из входов которого подключен к выходу блока сравнения, а выход — к третьему входу модулятора, и два триггера Шмидта, вход первого триггера Шмидта подключен к выходу интегратора цепи обратной связи, выход — к первому входу блока сравнения, вход второго триггера Шмидта подключен к выходу интегратора цепи стимуляции, а выход — ко второму входу блока формирования подпорогового уровня и ко второму входу блока сравнения.

Источники информации,
принятые во внимание при экспертизе

1. Моделирование в биологии и медицине. Вып. 2, Киев, 1966, с. 34—39 (прототип).



Редактор В. Данко
Заказ 7032/2

Составитель Л. Соловьев
Техред А. Бойкас
Тираж 687

Корректор Ю. Макаренко
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