В даній статі розглядається підхід до побудови багатофункціонального біоелектричного протезу руки, що керується сигналами від одного усіченого м'яза. Пропонуємий протез керує такими функціями, як захват-розкриття кісті, пронація-супенація кісті, згибання-розгибання ліктя, ротація плеча при залишившимуся функціональному одному м'язі

Ключові слова: біоелектричний протез, усічена м'яза, підсилювач біопотенціалів

В данной статье рассматривается подход к построению многофункционального биоэлектрического протеза руки, управляемого сигналами от одной усеченной мышцы. Предлагаемый протез управляет такими функциями, как схват - раскрытие кисти, пронация – супинация кисти, сгибание и разгибание локтевого сустава, ротация плеча при оставшейся функциональной одной группы мышц

Ключевые слова: биоэлектрический протез, усеченная мышца, усилитель биопотенциалов

In this article going is examined near the construction of multifunction bioelectric prosthetic appliance of hand, guided signals from one truncated muscle. The offered prosthetic appliance manages such functions, as a gripper is opening of brush, pronation and supination of brush, bending and unbending of elbow joint, rotary press of shoulder at remaining functional one group of muscles

Keywords: bioelectric prosthetic appliance, truncated muscle, strengthener of biopotential

УДК 616-77

МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ПРОТЕЗ РУКИ, УПРАВЛЯЕМЫЙ ОТ ОДНОЙ УСЕЧЕННОЙ МЫШЦЫ

А.И. Бых
Доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой
Контактный тел.: 8 (057) 702-13-64
E-mail: bykh@kture.kharkov.ua*

Е.В. Высоцкая
Кандидат технических наук, доцент*

А.П. Порван
Научный сотрудник*

А.А. Чернышев*

С.А. Чернышев*
*Харьковский национальный университет радиоэлектроники
пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина, 61166
Контактный тел.: 8 (057) 702-14-64
E-mail: diagnost@kture.kharkov.ua

1. Введение

Утрата верхней конечности лишает больного широких функциональных возможностей, столь необходимых для трудовых процессов и повседневных трудовых действий. Поэтому обеспечение условий для компенсации утраченных больным функций является важной социальной задачей протезирования.

В настоящее время широкое применение в практике протезирования нашли протезы предплечья и плеча с биоэлектрическим управлением. Особенности управления и наличия внешнего источника энергии определяют целый ряд функциональных преимуществ при пользовании ими. Протезы верхних конечностей с биоэлектрическим управлением являются одной из разновидностей протезов с внешними источниками энергии. Больной при пользовании протезом избавляется от необходимости затрачивать большие усилия, так как управление протезом осуществляется за счет электрических потенциалов, возникающих в мышцах культи при их сокращении. При этом управление разгибанием и сгибанием пальцев кисти протеза осуществляется раздельно биопотенциалами мышц культи группы разгибателей и сгибателей [1].

Управление протезом с помощью биоэлектрических потенциалов мышц культи по своей природе приближается к естественному способу управления здоровой рукой. Оно возвращает мышцам культи свойственную им функцию сокращения и расслабления, что в свою очередь способствует нормализации тканей культи, сокращению тонуса мышц, улучшению кровообращения.

2. Анализ проблемы

В настоящее время существует большое количество различных биоэлектрических протезов руки, как в нашей стране, так и за рубежом [2-8]. Они отличаются друг от друга способами обработки биоэлектрического сигнала с целью выделения полезной информации, способами преобразования обработанного сигнала для получения требуемого качества управления исполнительными механизмами. Все эти биоэлектрические протезы управляются биопотенциалами от двух мышц и не могут управляться от одной мышцы, что крайне важно при протезировании инвалидов, у которых функциональными остается только одна группа мышц.

Также известен протез предплечья биоэлектрический с пропорциональным управлением от одной мышцы ПР 2-49 [2, 7], выполняющий функцию схвата-раскрытия кисти) и включающий в себя: кисть искусственную с электроприводом, узел пассивной ротации, гильзу предплечья, датчик биопотенциалов,электрод “масса”, электронную систему управления протезом, состоящую из блока управления ,усилителя мощности. Блок управления, включающая в себя формирователь импульсного сигнала, выпрямитель, компараторы уровней, таймер, триггер, две схемы ”И” и усилитель мощности, собраны на двух отдельных печатных платах. Плата усилителя мощности располагается в корпусе искусственной кисти. Остальные элементы системы управления собраны в пластмассовом корпусе, расположенном на поверхности гильзы протеза. Формирователь импульсного сигнала преобразовывает биоэлектрический сигнал мышц в импульсный, длительность импульсов которого пропорциональна величине огибающей биосигнала. Компараторы уровней, таймер, триггер и схемы ”И”, в зависимости от величины и скорости нарастания биосигнала, определяют вид движения кисти (схват или раскрытие). Усилитель мощности собран по схеме моста, в диагональ которого включен исполнительны механизм кисти – электромеханический привод с реверсивным электро-двигателем.

Недостатком данного протеза является невозможность управления такими функциями протеза, как ротация предплечья сгибание-разгибание локтя, ротация плеча.

Целью работы является разработка многофункционального биоэлектрического протеза руки, управляемого сигналами от одной усеченной мышцы

3. Основной материал

Предлагаемый протез руки состоит из искусственной кисти, узлов ротации предплечья и плеча, узла локтя, системы управления протезом.

Основной частью протеза руки является система управления протезом, состоящая из усилителя биопотенциалов, блока управления и усилителя мощности.

Одним из наиболее ответственных звеньев в системах биоэлектрического управления протезами является усилитель биопотенциалов (УБП).

Усилители биопотенциалов являются усилителями малых и сверхмалых напряжений. Такие усилители должны обладать высокой чувствительностью, или температурным дрейфом, малым уровнем шумов, хорошей линейностью, достаточно широкой полосой рабочих частот.

Появление в промышленности интегральных операционных усилителей AD620 с транзисторной токовой стабилизацией режимов транзисторов позволяет наиболее полно использовать преимущества дифференциальных схем при проектировании биосистем управления.

Разработанный нами УБП (рис. 1) удовлетворяет следующим требованиям:

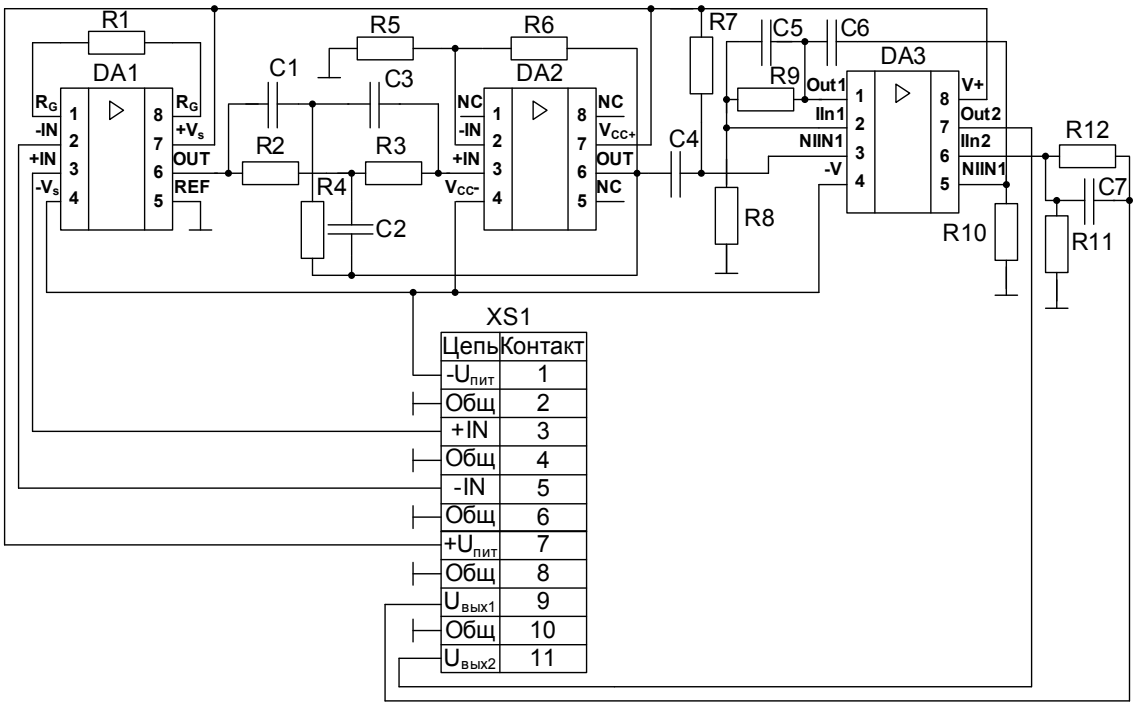


Рис. 1. Схема электрическая принципиальная усилителя биопотенциалов

- высокая помехоустойчивость: уровень шумов (обусловленных как внешними, так и внутренними артефактами) на выходе усилителя не вызывает случайных срабатываний исполнительного устройства;

- частотная характеристика усилителя обеспечивает равномерное усиление в полосе частот с наибольшей амплитудой биоэлектрического сигнала (80-500 Гц);

- коэффициент усиления в полосе пропускания частот достаточный для обеспечения нормальной работы протеза (10000-25000, в зависимости от чувствительности последующих блоков системы управления);

- входное сопротивление усилителя не менее 30 кОм на частоте 200 Гц;

- в интервале амплитуд входного сигнала от 20 до 100 мкВ усилитель не вносит заметных амплитудных искажений;

- взаимовлияние каналов в усилителе (при общем источнике питания всей системы управления) не превышает порога чувствительности узла управления;

- характеристики усилителя существенно не изменяются с изменением температуры окружающей среды в диапазоне от +5° до +40°;

- обеспечена возможность избирательного отведения сигналов от сравнительно близко расположенных мышц при случайном изменении сопротивлений электрод-ткань и независимом расположении земляного электрода;

- усилитель является малогабаритным, экономичным, простым по конструкции и надежным в работе.

На рис. 2 представлена функциональная схема блока управления протезом от одной мышцы, который включает в себя: ФС-формирователь сигнала; СТ-блок организации двухполярного питания из однополярного (для компараторов и формирователя); В-компаратор высокого уровня; Н-компаратор низкого уровня; «Х»-схема формирования и задержки сигналов управления; УМ-усилитель мощности; Т1-одновибратор с двумя входами (по С и по S), Т2 – триггер, управляющий УМ.

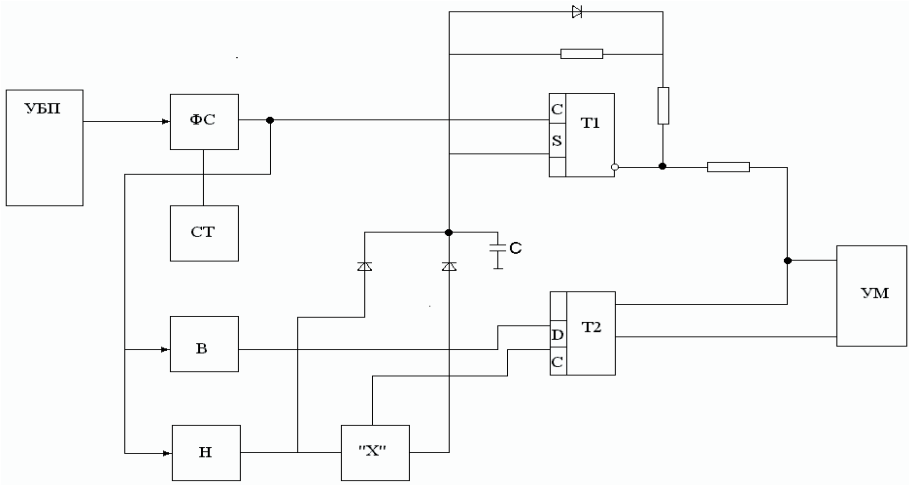


Рис. 2. Функциональная схема блока управления протезом от одной мышцы

Т1 можно запускать как по тактовому входу С (управление по фронту), так и по входу S (по уровню).

С приходом сигнала с ФС на вход С, Т1 установится в “0” состояние (при условии, что конденсатор С разряжен). В противном случае Т1 состояния не изменит, т.е. Т1 работает одновибратором с управлением по входу С-импульсом и по входу S уровнями с компараторов В и Н через систему форматирования и задержки “Х”.

Управление исполнительными механизмами (ИМ) в протезе с биоэлектрической системой управления сигналами от одной мышцы осуществляется за счет изменения параметров управляющего биоэлектрического сигнала, основывающегося на возможности осуществлять сокращение мышц с малым и большим усилием и низкой или высокой скоростью. Работа протеза состоит из трех фаз: состояние ”выключено”, при котором искусственная кисть находится в неподвижном состоянии, работа в режимах ”схват” и “раскрытие” кисти. Переход от режима работы ”схват” к режиму “раскрытие” (и наоборот) осуществляется через режим ”выключено”, которому соответствует отсутствие управляющего биоэлектрического сигнала, т.е. расслабленное состояние мышц культи. Осуществление схвата искусственной кистью протеза обеспечивается сокращением мышц малым усилием, 30-50 % от максимального усилия. После начала движения пальцев кисти можно увеличивать усилие сокращения мышц до максимального, что приведет к увеличению скорости движения пальцев кисти на 20 %. Для осуществления раскрытия кисти выполняется быстрое сокращение управляющих мышц с большим усилием, 70-80 % от максимального усилия за время не более 0.15 секунды. После начала движения пальцев кисти величину усилия можно снизить, но не менее чем до 30-40 % от максимального усилия, что позволит снизить скорость движения пальцев на 20 % от максимальной. Отметим, что попытка включения протеза в режим ”раскрытия” при осуществлении сокращения мышц с большим, но медленно нарастающим усилием (достижение 70 % - 80 % максимального усилия за время, большее 0.15 с.) приводит к схвату кисти. В связи с этим для надежной работы протеза необходимо особое внимание уделить выработке навыков быстрого сокращения мышц с максимальным усилием.

Усилитель мощности представляет собой усилитель, выполненный по мостовой схеме. Преобразованный сигнал с импульсного преобразователя подается в мостовую схему, состоящую из двух плеч, где происходит срабатывание одного из плеч усилителя мощности, т.е. срабатывает один из ИМ. Электрическая принципиальная схема усилителя мощности приведена на рис. 3.

В схеме усилителя мощности входной ток ограничивают резисторы R1 и R2, а ток базы транзисторов VT1 и VT2 ограничивают резисторы R3 и R4. Резисторы R8 и R14 ограничивают базовый ток транзисторов VT3 и VT5. Резисторы R5, R6, R7 и R13 задают напряжение смещения, подаваемое на базу транзисторов VT1, VT2, VT3 и VT5. На транзисторах VT4 и VT6 собран триггер.

Если уровень логической “1” присутствует на Вх1, то транзистор VT1 открывается. Напряжением логического “0” открываются транзисторы VT3 и VT6. На Вых2 присутствует напряжение логического “0”.

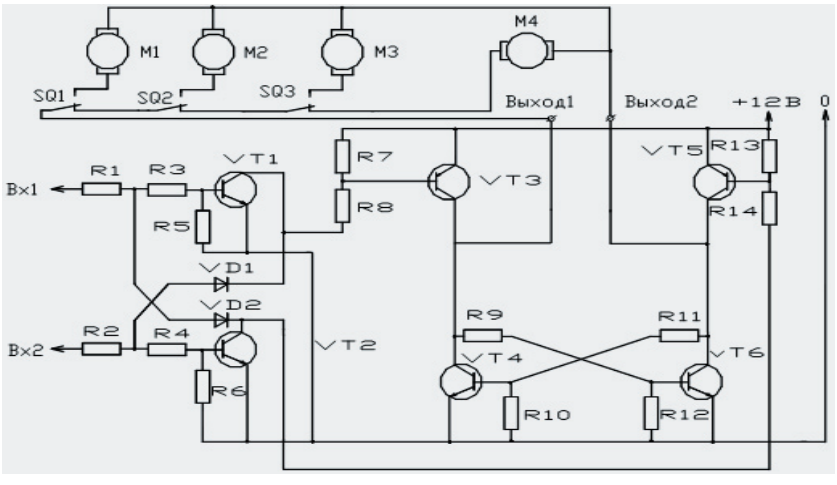


Рис. 3. Электрическая принципиальная схема усилителя мощности

Отрицательное напряжение с коллектора транзистора VT1 через диод VD1 подается на базу транзистора VT2, который закрывается. Входное напряжение через диод VD2 и резистор R14 поступает на базу транзистора VT5, в результате чего он закрывается. Согласно схеме триггера, на Вых1 устанавливается логическая “1”.

Если уровень логической единицы подан на Вх1, то схема работает аналогичным образом, в результате чего на Вых1 устанавливается логический “0”, а на Вых2 – логическая “1”.

Усилитель мощности нагружен на двигатель с током потребления 3А, поэтому у выходного транзистора Iк = 3А.

Напряжение $U_{кэ} \geq 12$ В, верхняя граничная частота лежит в области низких частот.

Для подключения к системе управления того или иного ИМ инвалид разведением лопаток перемещает тягу и вместе с ней контактный элемент многопозиционного переключателя (МП) (рис. 4), установленного в межлопаточной области спины инвалида, что позволяет осуществлять последовательное подключение ИМ, на определенное расстояние незначительным напряжением мышц спины, последовательно подключая при этом к источнику питания контакты того или иного микропереключателя SQ2-SQ4.

На рис. 5 представлена электрическая принципиальная схема устройства подключения исполнительных механизмов и визуальной обратной святи. Контакты микропереключателя SQ1 замыкаются при натяжении тяги, в результате чего подается питание (+6В) на мультивибратор и светодиоды. “+” источника питания через резистор R1 подается на базы транзисторов VT1-VT3.

При этом транзисторы VT1-VT3 открываются и срабатывают реле К1, К3, К5.

При замыкании первых пар контактов SQ5-SQ7 реле К1, К3, К5 сигнал с выхода мультивибратора, генерирующего прямоугольные импульсы, поступает на базы транзисторов VT6-VT8.

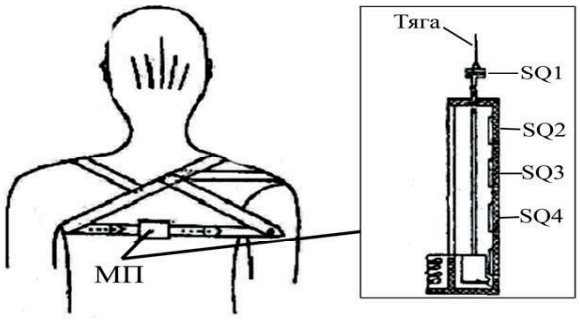


Рис. 4. Устройство подключения исполнительных механизмов

Транзисторы VT6-VT8 последовательно открываются и подключают светодиоды. Вторые пары контактов реле К1, К3, К5, замыкая свои контакты, подключает соответствующие электродвигатели М1-М3.

Одновременно с этим замыкается и пара контактов одного из реле К2, К4, К6, что приводит к параллельному включению визуальной обратной связи.

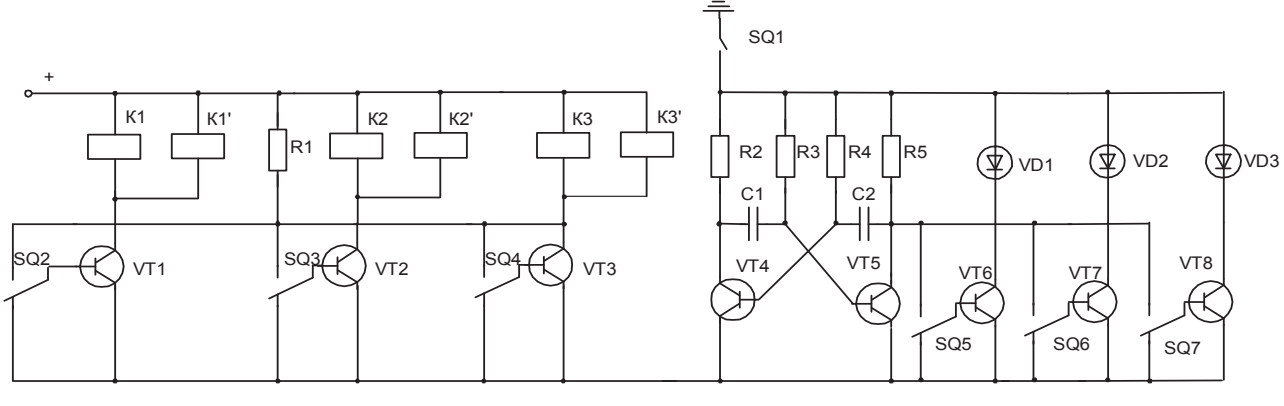


Рис. 5. Электрическая принципиальная схема устройства подключения исполнительных механизмов и визуальной обратной связи

Например, подключение ИМ "сгибание-разгибание в локтевом шарнире" осуществляется следующим образом. Перемещением штока с помощью тяги многопозиционного переключателя, инвалид замыкает контактный элемент и контакты микропереключателя SQ3, подключая тем самым реле К3 к источнику питания. При этом срабатывает первая пара контактов SQ6 этого реле, в результате чего сигнал с выхода мультивибратора включает светодиод VD2. Одновременно срабатывает вторая пара контактов того же реле, которая подключает электродвигатель М2, соответствующий движению "сгибание-разгибание в локтевом шарнире". Поочередно сокращая управляющие мышцы культи, инвалид осуществляет пропорциональное управление движением подключенного ИМ в ту или иную сторону.

Для подключения другого ИМ инвалид с помощью тяги переводит многопозиционный переключатель в любое следующее положение, получая визуальную информацию о его подключении по загоранию соответствующего светодиода.

4. Выводы

Представленный многофункциональный биоэлектрический протез руки позволяет управлять такими основными функциями протеза как схват- раскрытие кисти, пронация – супинация кисти, сгибание и разгибание локтевого сустава, ротация плеча при оставшейся функциональной одной группы мышц. При этом управление протезом с помощью биоэлектрических потенциалов мышц культи по своей природе приближается к естественному способу управления здоровой рукой. Оно возвращает мышцам культи свойственную им функцию сокращения и расслабления, что в свою очередь способствует нормализации тканей культи, сокращению тонуса мышц, улучшению кровообращения.

Литература

1. Красюк, Г.В. Основы протезирования [Текст] / Г.В. Красюк, М.Т. Ковалько и др. – Х.: ХТУРЭ, 2000. – 300 с.
2. А. с. 1337082 СССР, МПК А 61 F 2/72. Устройство для управления биоэлектрическим протезом. [Текст] / В.П. Чернышев, Д.А. Яременко, Г.В. Красюк, Е.А. Яровой, Л.Л. Цымбал, А.В. Богдан (СССР). – 3948440/28-14; заявл. 28.08.85; опубл. 15.09.87, бюл. №34 – 5 с.
3. А. с. 1333332 СССР, МПК А 61 F 2/54. Устройство для управления протезами верхних конечностей. [Текст] / В.П. Чернышев, Д.А.Харитоненко (СССР). – 38221-15/28-14; заявл. 30.10.84; опубл. 30.08.87, бюл. №32 – 5 с.
4. А. с. 1475652 СССР, МПК А 61 F 2/72. Устройство для управления многофункциональным протезом. [Текст] / В.П. Чернышев, Е.А. Яровой, Л.Л. Цымбал, А.В. Богдан (СССР). – 4270346/28-14; заявл. 28.05.87; опубл. 30.04.89, бюл. №16 – 6 с.
5. А. с. 1344351 СССР, МПК А 61 F 2/72. Устройство для управления биоэлектрическим протезом плеча. [Текст] / В.П. Чернышев, Г.В. Красюк,, Л.Л. Цымбал (СССР). – 3941409/28-14; заявл. 07.08.85; опубл. 15.10.87, бюл. №38 – 4 с.
6. А. с. 1475653 СССР, МПК А 61 F 1/06. Устройство для управления многофункциональным протезом. [Текст] / В.П. Чернышев, Д.А. Красюк, Е.А. Яровой, Л.Л. Цымбал, А.В. (СССР). – 4295413/28-14; заявл. 10.08.87; опубл. 30.04.89, бюл. №16 – 6 с.
7. Семенец, В. В. Биоэлектрическая система управления протезом предплечья с одним управляющим датчиком [Текст] / В.В. Семенец, В.П Чернышев, Л.Л. Цымбал, Е. А. Яровой: сб. науч. тр. // 4-я международная конференция «Теория и техника передачи, приема и обработки информации» (28-30 сентября). — Харьков: ХТУРЭ, 1998. — С. 420-421.
8. Цымбал, Л.Л. Устройство для управления несколькими функциями биоэлектрического протеза с многопозиционным переключателем и обратной связью [Текст] / Л.Л. Цимбал, А.И. Бых, В.П. Чернышев, Е.А. Яровой: сб. науч. тр. // 6-я международная конференция «Теория и техника передачи, приема и обработки информации» (17-19 сентября). — Харьков: ХТУРЭ, 2000. — С. 533-535.