

СОВРЕМЕННЫЕ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗАМИ КОНСТРУКЦИИ ЭЛЕКТРОДОВ И УСИЛИТЕЛЕЙ БИОСИГНАЛОВ



Сегодня существуют различные типы протезов конечностей: косметические, тяговые, биоэлектрические и другие. Один из наиболее важных критериев эффективности протеза – легкость и естественность управления. С этой точки зрения оптимальными являются биоэлектрические протезы, в которых используются физиологические сигналы, управляющие движениями конечностей здоровых людей. Однако по ряду причин в таких системах наблюдается дефицит входной управляющей информации [1, 2]. Решить эту проблему можно путем регистрации электрических управляющих сигналов, получаемых от двигательных волокон периферического нерва с помощью имплантируемых непосредственно в периферический нерв электродов. Интенсивное развитие технологий микрообработки материалов привело к созданию целого класса имплантируемых устройств – микроэлектродных массивов (МЭМ, *microelectrode arrays*), предназначенных для долгосрочной имплантации в нервную систему человека и создания надежного и безопасного электрического соединения с большим числом нервных волокон. Рассмотрим технические средства и методы, применяемые при создании биоэлектрических и нейроуправляемых протезов.

ЭФФЕКТИВНОСТЬ КОНСТРУКЦИЙ ЭЛЕКТРОДОВ И УСИЛИТЕЛЕЙ БИОУПРАВЛЯЕМЫХ ПРОТЕЗОВ

При разработке био- или нейроуправляемых протезов в первую очередь необходимо определить способ получения информации о совершаемом фантомном движении инвалида, при котором поверхностные или имплантированные электроды культуры в результате электрической активности мышцы формируют поступающие на усилитель электрические сигналы, позволяющие получать данные о виде совершаемого движения. Эти данные преобразуются в соответствующие управляющие сигналы исполнительных механизмов искусственной конечности. Очевидно, для создания качественных протезов с био- и нейроэлектрическим

Д.Сафин, И.Пильщиков, М.Ураксеев, д.т.н.
djamshidsafin@bk.ru, pilshikov_igor@mail.ru
Р.Мигранова, toe@ugatu.ac.ru

управлением необходим качественный и стабильный сигнал. Следовательно, первоочередная задача при разработке таких протезов – создание усилителя биопотенциалов, нахождение оптимальной конструкции электродов и способа их крепления, а также выбор нужных точек наложения или имплантации.

Основные проблемы, возникающие при регистрации биоэлектрического сигнала

Основная сложность при разработке усилителей биопотенциалов наружных электродов (электромиографических сигналов, ЭМГ-сигналов) заключается в значительно меньшей, чем у здоровых людей, амплитуде ЭМГ-сигнала (от 20 мкВ до 2 мВ при максимальном сокращении мышцы) [1]. При этом на полезный сигнал могут накладываться шумы, существенно превосходящие ЭМГ-сигнал по амплитуде. Кроме того, частота сетевой наводки (50 Гц) на полезный сигнал находится в диапазоне его частот, равном 20–500 Гц. При большом расстоянии между электродами велика вероятность появления в полезном сигнале шумов, связанных с наводкой на соединительные провода. Еще одна проблема заключается в том, что при отведении сигнала от какой-либо группы мышц могут возникать существенные перекрестные помехи от соседних групп мышц. В некоторых случаях возможно влияние ЭКГ-сигнала на сигнал электромиограммы [1]. Таким образом, необходимо максимально уменьшать взаимное влияние электрической активности соседних мышц. Поскольку протез – носимое устройство, на него активно воздействует окружающая среда: кожа у инвалида потеет, что ухудшает ее контакт с электродами, возможно и механическое воздействие на электроды. Следует принимать во внимание эффект поляризации электродов, высокий импеданс кожи, надежность крепления электродов и пр. Важно учитывать и различие амплитуд сигналов разных мышц и разных людей, в силу чего усиление усилителя должно регулироваться в достаточно широких пределах.

Особенности конструкций электродов биоуправляемых протезов

Для получения максимальной амплитуды сигнала на двигательные точки, расположение которых достаточно хоро-

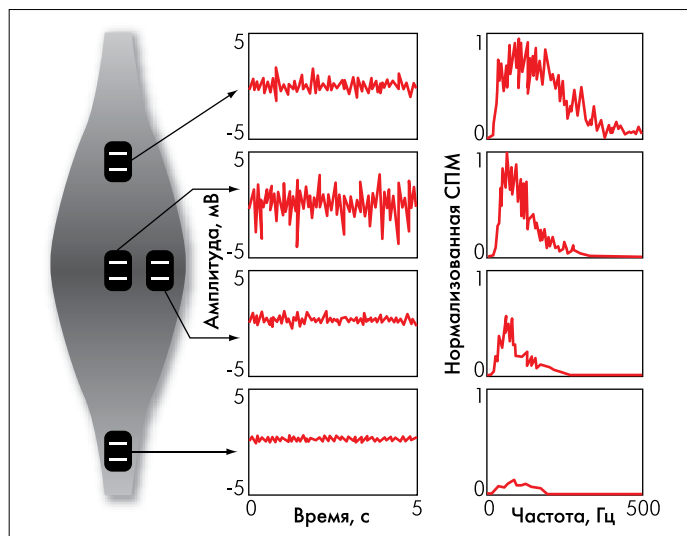


Рис. 1. Зависимость амплитуды сигнала от положения отводящих электродов

шо известно, накладываются дифференциальные электроды (рис.1) [3]. Чтобы получить стабильный контакт электрод-кожа и снизить импеданс кожного покрова, перед наложением электродов необходимо должным образом подготовить кожу. В общем случае такая подготовка предусматривает удаление волосяного покрова кожи, очистку ее от отмерших клеток, а также обезжиривание предназначенного для контакта участка кожи, для чего можно использовать специальные абразивные пасты, в простейшем случае – спирт [4].

Так как инвалид пользуется протезом достаточно долго, электроды должны обеспечивать длительный и стабильный контакт с кожей, а также быть слабо подвержены эффектам поляризации. Поэтому их целесообразно изготавливать из серебра, соединений хлор-серебро, либо из золота или платины. В наших исследованиях применялись позолоченные электроды.

На амплитуду снимаемого сигнала и уровень перекрестных помех влияют форма электродов (дисковая или прямоугольная), а также межэлектродное расстояние и площадь их поверхности. Так, амплитуда снимаемого сигнала пропорциональна межэлектродному расстоянию, в то время как полоса пропускания с увеличением этого расстояния уменьшается. Кроме того, с увеличением межэлектродного расстояния до 8–30 мм возрастает вероятность паразитного влияния ЭКГ-сигнала [5]. В наших исследованиях использовались электроды прямоугольной формы шириной 1–2 мм и длиной 10 мм, расположенные на расстоянии 12 мм друг от друга. Увеличение площади поверхности электродов также ведет к увеличению амплитуды получаемого сигнала, однако при этом резко возрастает влияние перекрестных помех (рис.2). Вместе с тем увеличение площади электродов способствует большей стабильности изолинии. Принимая во внимание эти факторы, при определении геометрии электродов приходится искать компромиссное решение.

Для исключения наводок на соединительный кабель, обеспечения правильной и надежной фиксации электродов на коже

Сафин Джамшид Рашидович, аспирант, Уфимская государственная академия экономики и сервиса, кафедра механизмов и аппаратов бытового назначения. Область научных интересов: интеллектуальные системы управления, цифровая обработка сигналов.

Пильщиков Игорь Сергеевич, аспирант, Уфимский государственный авиационный технический университет, кафедра информационно-измерительной техники. Область научных интересов: информационно-измерительные и управляющие системы, медицинская техника.

Мигранова Регина Марсовна, аспирант, Уфимский государственный авиационный технический университет, кафедра теоретические основы электротехники. Область научных интересов: методы измерения и оценки электрических параметров кожного покрова, технические средства и методы исследования электрических параметров живых организмов.

Ураксеев Марат Абдуллович, д.т.н, профессор, Уфимский государственный авиационный технический университет, кафедра информационно-измерительной техники. Область научных интересов: разработка, теория и проектирование датчиков физических величин, основанных на магнитооптических, акустооптических, электрооптических, магнитострикционных эффектах, и создание на их основе измерительных приборов.

и соблюдения требуемого межэлектродного расстояния было принято решение использовать так называемый "активный электрод" [6]. Такой электрод представляет собой детектирующие электроды и предусилитель биопотенциалов, выполненные на одной печатной плате малого размера. Это решение не требует соединительных проводов между электродами и усилителем и позволяет надежно фиксировать электроды на коже инвалида, а также обеспечивает неизменную ориентацию и расстояние между ними. Активный электрод можно фиксировать на коже с помощью двустороннего скотча, который приклеивается на поверхность электрода, соприкасающуюся с кожей. Для улучшения стабильности контакта электродов с кожей приме-

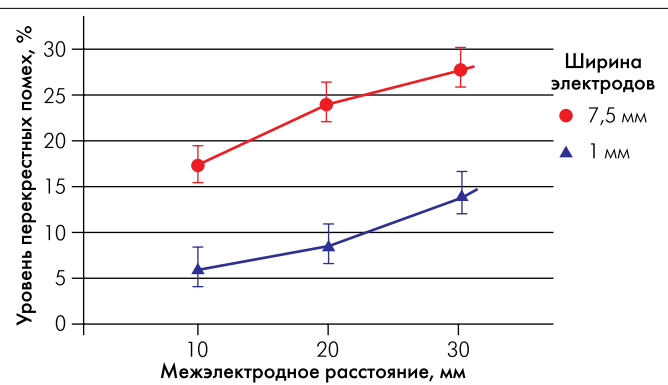


Рис.2. Зависимость уровня перекрестных помех от межэлектродного расстояния и ширины двойных дифференциальных электродов [4]

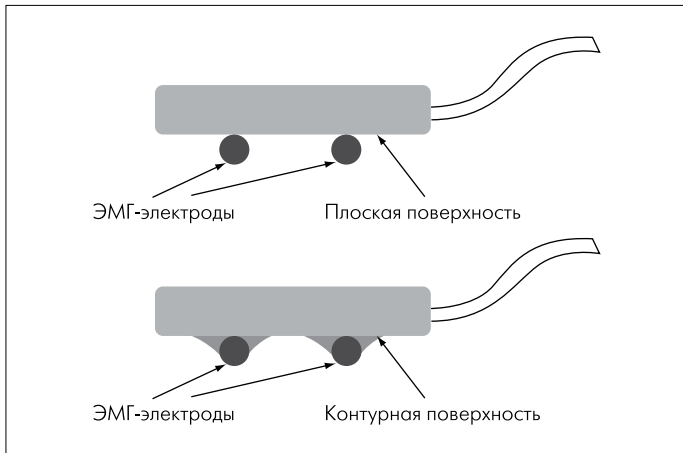


Рис.3. Электрод с обычной (а) и контурной (б) поверхностью

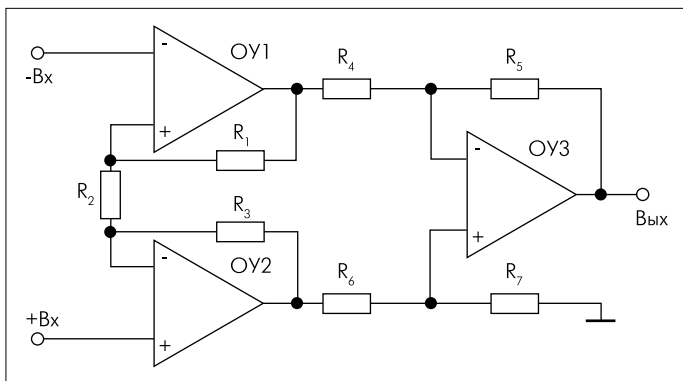


Рис.4. Схема инструментального усилителя на трех ОУ

няется контурный корпус активного электрода (рис.3) [4]. Это позволяет обойтись без электролитического геля, который является причиной скольжения электродов по поверхности кожи и искажения сигналов, а также ограничивает время ношения электродов на теле из-за высыхания.

На практике можно использовать двойные дифференциальные электроды с тремя, а не двумя, выводами, причем сигнал на усилитель подается третьим выводом, расположенным между двумя другими. Применение двойного дифференциального электрода позволяет существенно снизить влияние перекрестных помех, хотя с точки зрения надежности фиксации он значительно уступает дифференциальному. Двойные дифференциальные электроды очень удобно использовать, когда необходимо оценить уровень перекрестных помех путем сравнения сигналов одной и той же двигательной точки, снятых с помощью электродов двух типов.

Особенности усилителей биопотенциалов

Идеальный усилитель биопотенциалов должен иметь бесконечно большое входное сопротивление, полностью подавлять помехи от силовой сети, быть нечувствительным к потенциалам поляризации и помехам, лежащим за пределами полосы частот полезного сигнала. Он не должен вносить собственные шумы, частотные и нелинейные искажения в рабочей полосе частот и в динамическом диапазоне полезного сигнала [3]. Построить та-

кой усилитель невозможно, поэтому на практике ограничиваются следующими требованиями к усилителям биопотенциалов:

- входной импеданс не менее 10 МОм;
- диапазон входного сигнала 0–6 мВ;
- коэффициент ослабления синфазного сигнала не менее 80 дБ;
- напряжение шумов, приведенных к входу, менее 8 мкВ;
- регулируемое усиление в пределах от 625 до 50000;
- полоса пропускания 20–500 Гц;
- частота дискретизации 2–10 кГц;
- разрядность АЦП не менее 10 бит;
- рабочий диапазон температур -40...60°C.

Для получения высокого входного сопротивления (порядка нескольких десятков гигаом) и значительного подавления синфазной помехи (на 110–120 дБ) используется инструментальный усилитель на основе трех операционных усилителей ОУ1–ОУ3 (рис.4) [2].

При выполнении условий

$$\frac{R_5}{R_4} = \frac{(R_4 + R_5) \cdot R_7}{(R_6 + R_7) \cdot R_4} = K$$

и $R_1 = R_3 = R_0$ выходное напряжение будет равно

$$U_{\text{вых}} = K \cdot \left(1 + \frac{2 \cdot R_0}{R_2}\right) \cdot (\Delta U_{\text{вх}} + U_{\text{см1}} - U_{\text{см2}}).$$

Из этого уравнения видно, что, изменяя значение R_2 , можно легко регулировать усиление напряжения. Чтобы снизить напряжение помех и обеспечить линейный режим работы усилителя

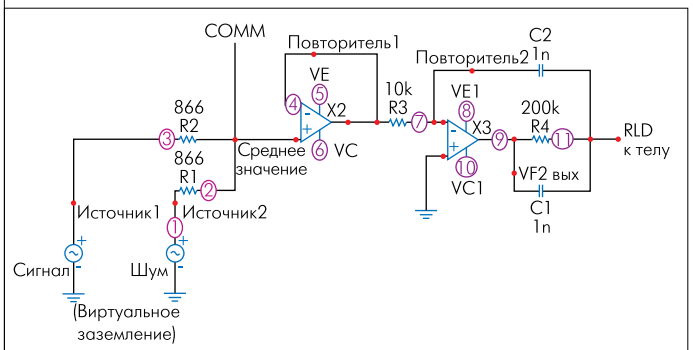


Рис.5. Оптимальная схема электронных узлов системы индифферентного электрода

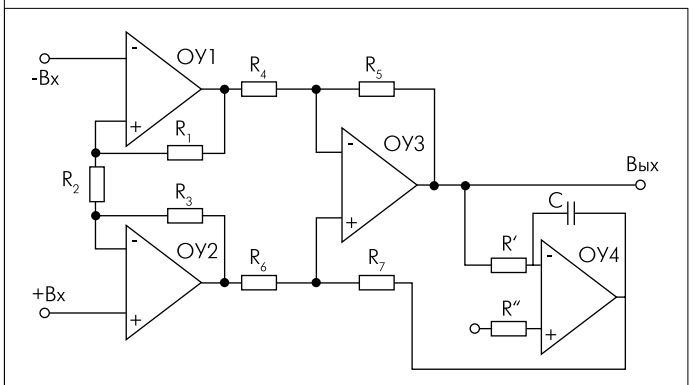


Рис.6. Схема компенсации постоянной составляющей на выходе инструментального усилителя

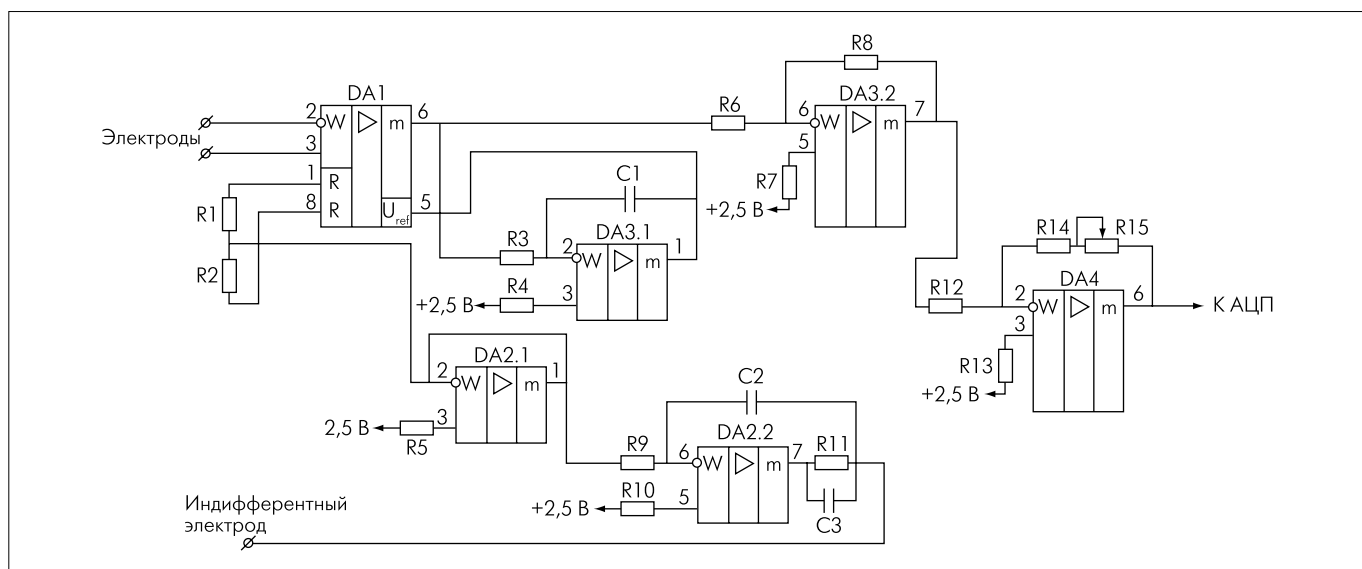


Рис.7. Принципиальная электрическая схема разработанного усилителя биопотенциалов

теля, используют индифферентный электрод (Right Leg Driver – RLD), с помощью которого на биообъект подается инвертированное напряжение синфазных помех, усиленное в несколько десятков-сотен раз [2]. В ходе экспериментов нами было установлено, что при отсоединении индифферентного электрода от поверхности кожи уровень помех увеличивается на порядок, что недопустимо при управлении протезом ЭМГ-сигналом. Чтобы индифферентный электрод не искажал полезный сигнал, он должен быть большого размера (до 4–5 см) и накладываться на участки кожи, расположенные на некотором расстоянии от исследуемых мышц и не богатые мышечной тканью. На основе результатов анализа различных вариантов индифферентного электрода мы пришли к выводу, что оптимальной является схема, представленная на рис.5. В сравнении с классической, эта схема нечувствительна к высокочастотным помехам, более стабильна и усиление ее достаточно велико (300).

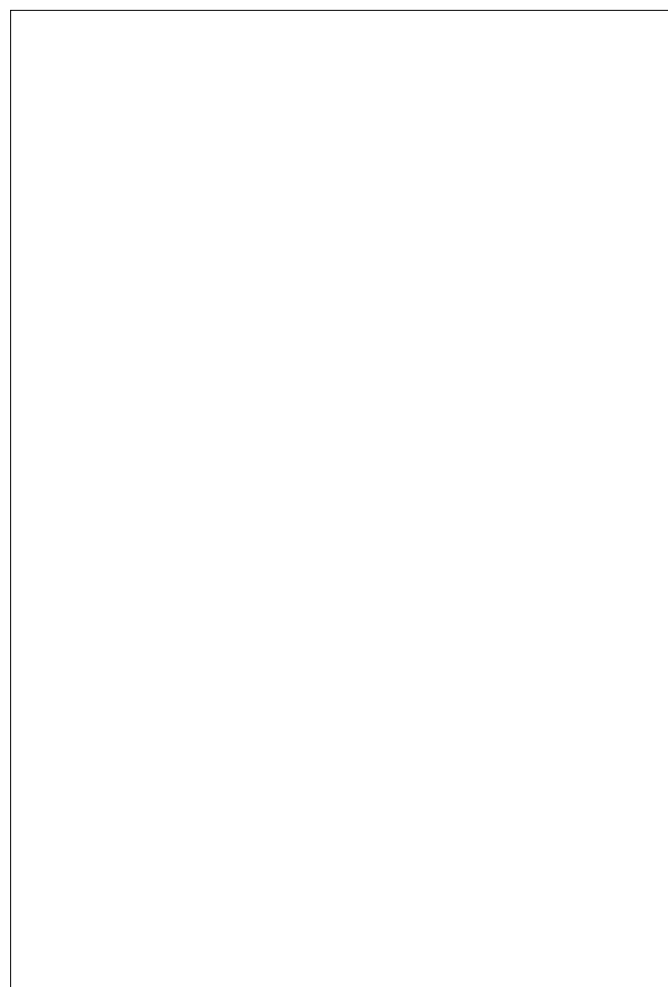
Чтобы исключить постоянную составляющую полезного сигнала (напряжения смещения, напряжения поляризации электродов) и установить частоту получаемого сигнала ниже 20 Гц, мы остановились на схемном решении, приведенном на рис.6. В этой схеме усилитель ОУ4 образует с конденсатором С и резистором R' фильтр с подавлением постоянной составляющей -3 дБ на частоте среза

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R' \cdot C}$$

Из представленных на рынке инструментальных усилителей наибольшего внимания, по нашему мнению, заслуживают микросхемы INA118 и AD620 компаний Burr Brown и Analog Devices, соответственно. Мы использовали обе микросхемы и в итоге пришли к выводу, что лучшие характеристики для наших целей у микросхемы INA118.

С учетом того, что максимальная амплитуда входного сигнала усилителя биопотенциалов для разных людей может изменяться в пределах от 20 мкВ до 6 мВ и что разрабатываемое

устройство является портативным с батарейным питанием, было принято решение использовать однополярное напряжение питания усилителей, равное 5 В, с искусственной виртуальной точкой общего потенциала (земля) 2,5 В. В результате разработанный усилитель биопотенциалов состоял из трех усилительных каскадов с возможностью регулировки усиления окончательного каскада в диапазоне 625–50000 (рис.7).



Однако в биоэлектрических системах управления наблюдается дефицит входной управляющей информации [1, 2]. Эту проблему можно решить за счет использования сигналов, поступающих непосредственно от нервной системы человека, поскольку объем полученной таким образом информации о различных состояниях организма велик и эффективность протеза существенно возрастает.

СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗАМИ НА ОСНОВЕ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ В ПЕРИФЕРИЧЕСКИЙ НЕРВ МИКРОЭЛЕКТРОДОВ

Новый класс имплантируемых в периферические нервы электродов (микроэлектродных массивов, МЭМ) появился благодаря интенсивному развитию технологий обработки полупроводниковых материалов – объемной и поверхностной микрообработки кремния, LIGA- (Lithographie, Galvanoformung, Abformung, или рентгенолитография, электроосаждение, формовка) и SIGA-технологий. МЭМ позволяют не только записывать электрические сигналы отдельных нервных волокон, но и стимулировать волокна электрическими импульсами и тем самым управлять сокращением отдельных мышц и создавать искусственные ощущения.

Материалы, используемые при изготовлении имплантируемых устройств

Материалы, пригодные для изготовления имплантируемых устройств, должны удовлетворять достаточно жестким требованиям. Они должны быть легкими, устойчивыми к внутренней среде организма и нетоксичными, не должны иметь острых краев и быть ломкими, разрушаться со временем и вызывать разрушение окружающих тканей. Проводящие материалы должны быть коррозионно-стойкими, а их потенциал поляризации – низким. Исследования, проведенные как *in vitro*, так и *in vivo* [3, 7–11], показали, что наиболее подходящими материалами для изготовления МЭМ являются кремний и его соединения (Si, SiO₂, Si₃N₄), полиамидные материалы (Pyralin PI 2611, PI 2566 и др.), металлы с низким потенциалом поляризации (платина, золото, иридий, оксид иридия, платино-

иридиевые сплавы). Например, ученые Фраунховерского института биомедицинской техники отдают предпочтение достаточно гибкому и легкому Pyralin PI 2611 с хорошими диэлектрическими свойствами [7]. В качестве материала электродов чаще всего используют платино-иридиевые сплавы и оксид иридия, в качестве материала проводников – золото.

Типы микроэлектронных массивов

Можно выделить следующие основные типы МЭМ: сетчатые (sieve electrodes), планарные массивы микроигл (planar shaft electrodes) и манжетные (cuffs electrodes) .

Сетчатые электроды применяются для имплантации в периферические нервы. Они располагаются в отверстиях (от нескольких десятков до сотен) пластины (подложки) размером 1–2 мм (рис.8), которая фиксируется на срезе нерва с помощью специальных гибких петель. Для крепления подложки пригодна и жесткая направляющая трубка, в которую вводится нерв до соприкосновения с подложкой. Через отверстия подложки прорастают (регенерируют) пучки аксонов (отростки нервной клетки, по которым нервные импульсы передаются от тела клетки к иннервируемым органам), формирующие электрический контакт нервных клеток с электродом. Электроды могут выполняться в виде металлического кольца, расположенного внутри отверстия подложки, или путем металлизации участка, окружающего отверстие (в этом случае надежность электрического контакта несколько ниже). Соединительные проводники, как правило, выполнены на подложке. Контактные площадки при этом могут находиться по краям подложки или на расстоянии 2–3 мм от точки фиксации (для уменьшения вероятности травмы нерва и нарушения электрического контакта [7]).

Как правило, площадь отдельного электрода составляет несколько квадратных микрометров, импеданс в зависимости от материала – 150–300 кОм, диаметр отверстий – 30–70 мкм, ширина соединительных проводников – 8–10 мкм, толщина подложки – 10–20 мкм.

Недостатки электродов этого типа – относительно большая масса МЭМ, сложность изготовления, а также больший, чем у других типов МЭМ, риск повреждения нерва при имплантации.

Планарные массивы микроигл (ПММ) в основном применяются для записи сигналов большого числа изолированных нервных волокон и представляют собой массив фиксированных на подложке микроигл. Острие каждой микроиглы, как правило, выполняется из оксида иридия [8] или сплава платина-иридий [12]. Вся остальная конструкция выполнена из диэлектрического биосовместимого материала. Контактные площадки располагаются на нижней поверхности подложки. Площадь подложки – несколько квадратных микрометров. Необходимо отметить универсальность МЭМ этого типа – они могут быть имплантированы как в кору головного мозга, так и в периферические нервы. Кроме того, благодаря хорошему пространственному разрешению они способны фиксировать сигналы небольших групп нейронов,

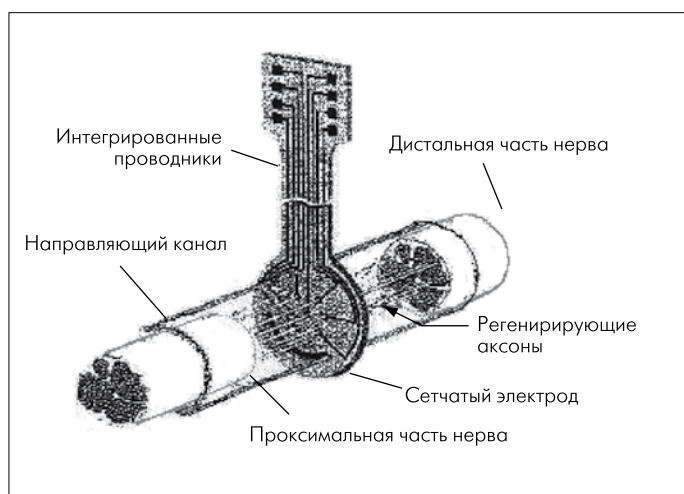


Рис.8. Сетчатый электрод

находящихся вблизи острия иглы. Имплантация подобных МЭМ достаточно проста и занимает чуть более двух часов [13].

Существуют различные варианты ПММ. Быстрый и надежный электрический контакт обеспечивает массив платино-иридиевых игл (диаметром 25 мкм), расположенных коаксиально внутри защитной кварцевой трубки, предназначенной для безопасной и надежной фиксации [12]. Более совершенная конструкция – так называемый массив электродов Юты (Utah Electrode Array – UEA) – содержит 100 микроигл длиной 1,5 мм, расположенных на кремниевой подложке со стороны квадрата 4 мм (рис.9а). Контактные площадки выполнены из золота. Для соединения МЭМ с электронными компонентами служат изолированные золотые проводники диаметром 30 мкм. Другой вариант МЭМ – так называемый наклонный массив электродов Юты (Utah Slanted Electrode Array – USEA) – отличается от предыдущего тем, что длина микроигл линейно изменяется от 0,5 до 1,5 мм (рис.9б). Благодаря этому достигаются более равномерное пространственное распределение электрических контактов "микроэлектрод – группа нейронов" (каждый электрод контактирует с нейронами, расположенными не дальше 200 мкм от него) и лучшее пространственное разрешение.

Контактные площадки выполнены по специальной технологии (MicroFlex Interconnection, MFI), позволяющей создавать качественные и надежные золотые микроразъемы с сопротивлением 40–100 Ом, которое практически не зависит от температуры и влажности. Применение разъемов такого типа облегчает процесс имплантации, делает его менее травмоопасным, увеличивает надежность и срок функционирования имплантируемой системы компонентов. В варианте МЭМ с интегрированными активными электронными компонентами (рис.9в) электроды расположены по всей длине микроиглы. Таким образом достигается равномерное трехмерное распределение электрических контактов в пространстве нерва. Ряд экспериментов по имплантации МЭМ этого типа [8, 9] (в том числе и с участием людей [13, 14]) показал возможность безопасного, стабильного и длительного их использования как для съема электрических сигналов нервных волокон, так и для стимуляции афферентных нервных волокон с целью создания искусственных ощущений.

Манжетные электроды, как правило, применяются для электрической функциональной стимуляции мышц, а также для регистрации сигналов афферентных нервных волокон. Электроды (до 12 шт.) относительно большой площади (от 70 мкм² до 2 мм²)

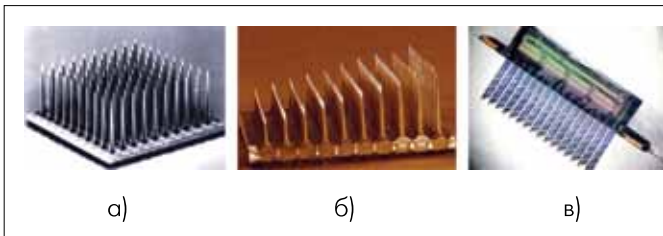


Рис.9. Планарные массивы микроигл типов – UEA (а); USEA (б) и МЭМ с интегрированными активными электронными компонентами (в) [8]

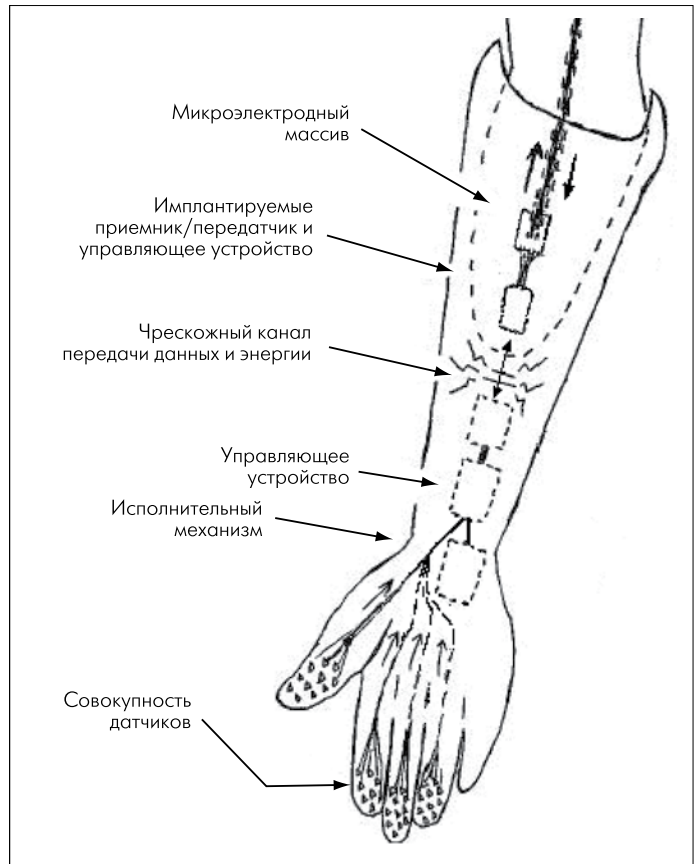


Рис.10. Обобщенная структурная схема нейроуправляемого протеза

расположены на внутренней поверхности гибкой пластины. При имплантации нерв "обертывают" пластиной и фиксируют ее так, чтобы электроды образовали контакт с поверхностью нерва. К достоинствам этого типа МЭМ можно отнести простоту изготовления и имплантации, а также малую травмируемость нерва, к недостаткам – небольшое число электродов, вследствие чего, по нашему мнению, применять этот тип электродов для управления протезами малоэффективно и нецелесообразно.

Обобщенная структурная схема нейроуправляемого протеза

При использовании имплантируемых электродов, так же как и внешних, необходимо усиливать сигнал, устранять помехи и

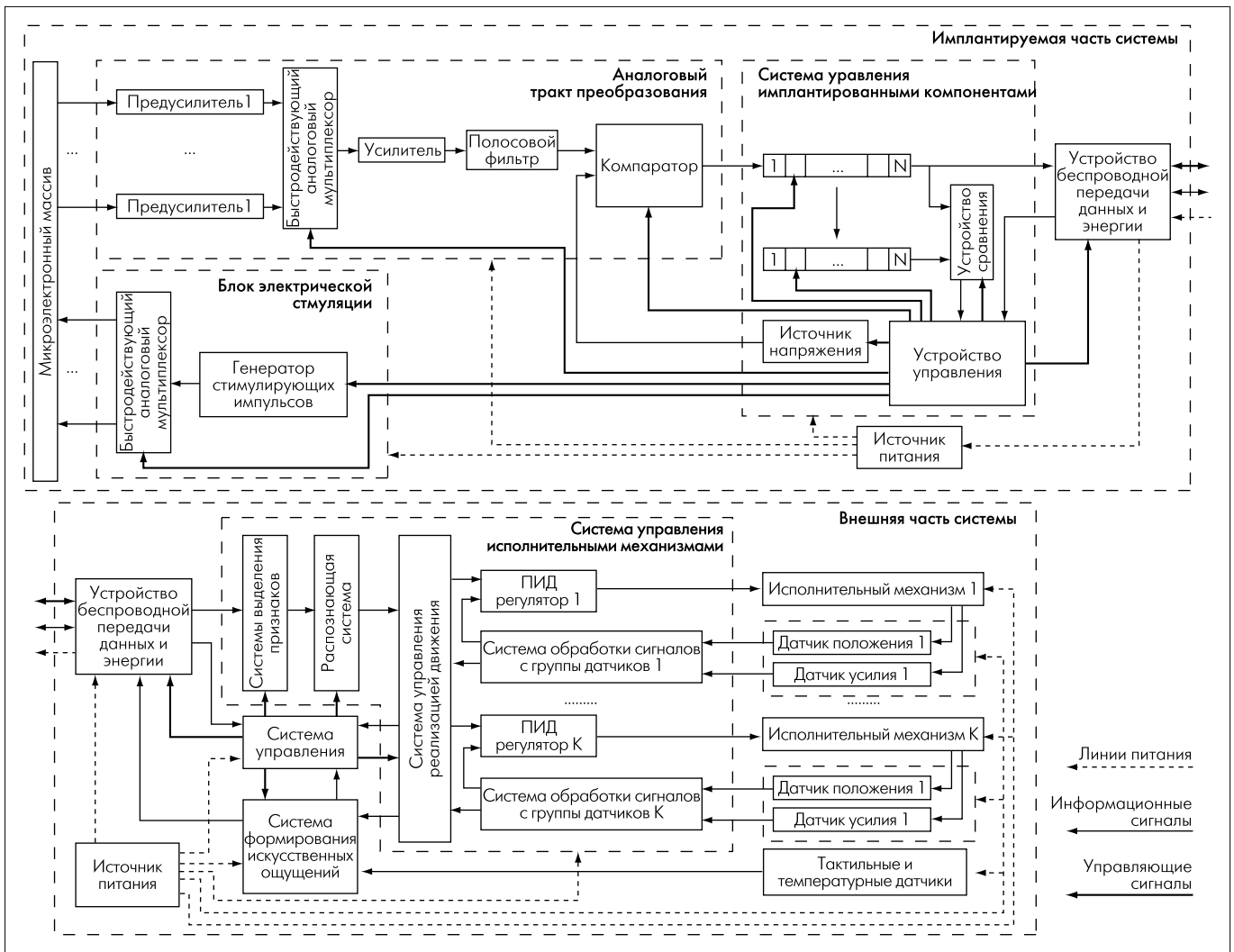


Рис. 11. Структура нейроуправляемого протеза с предварительной обработкой сигналов

шумы, оцифровывать получаемый сигнал и передавать его внешнему управляющему устройству. Внешняя часть протеза состоит из устройства приема и передачи данных и энергии в имплантируемую часть протеза, устройства управления системой, исполнительного механизма и датчиков (силы, положения, прикосновения, температуры и т.п.) (рис.10).

ТРЕБОВАНИЯ К КОМПОНЕНТАМ СИСТЕМЫ

Требования к усилителям сигналов практически не отличаются от общих требований к усилителям биологических сигналов – высокие значения входного импеданса, коэффициента подавления синфазной помехи, коэффициента усиления. К особым требованиям можно отнести низкие значения энергопотребления и напряжения смещения, его малый температурный дрейф, низкий уровень собственных шумов, микроисполнение. Этим требованиям удовлетворяют инструментальные усилители, применяемые для усиления биологических сигналов. АЦП должны иметь высокое быстродействие (до 10^7 выборок/с), разрядность не менее 10 бит, низкую погрешность преобразования. Этим требованиям удовлетворяет широкий класс АЦП (параллельные, сигма-дельта и т.п.). Решающие факторы при выборе АЦП – возмож-

ность микроисполнения и низкое энергопотребление.

Особую роль в системе нейроуправляемого протеза играет система беспроводной связи имплантированных компонентов и внешнего управляющего устройства, которая должна обеспечивать надежную передачу значительного объема данных и энергии через слой кожи и подкожного жира. Правда, возможно и применение имплантируемого с другими компонентами источника питания.

Известно, что спектр информационно полезной части сигнала, фиксируемого микроэлектродом, ограничен частотой 7,5 кГц. Исходя из этого, частота дискретизации была выбрана равной 30 кГц. Если принять, что разрядность 10 бит достаточна для дальнейшей обработки сигнала, то общая скорость передачи данных от 100 электродов должна составлять 30 Мбит/с. Требуемую скорость можно существенно уменьшить с помощью методов сжатия данных, используемых для передачи сигналов медицинской аппаратуры (методы распознавания пиков, вейвлет-анализ и др.). Но при этом возрастает сложность имплантируемых компонентов или увеличиваются их число и размеры. В качестве беспроводного передатчика можно использовать маломощный радиопередатчик с рабочей частотой, на которой поглоще-



ние радиоволн кожей и подкожным жиром минимально. Благодаря относительно хорошей световой проницаемости кожи можно также применять оптические приемники и излучатели. Известно решение, согласно которому для передачи управляющих команд и энергии имплантируемым компонентам используется индуктивная связь на частоте 2,64 МГц (скорость передачи – 6,5 Кбит/с), а для передачи регистрируемых сигналов – радиопередатчик на частоте 433 МГц (скорость – 330 кбит/с) [16].

Ученые Университета Рединга и клиники Рейдлафф для съема сигналов МЭМ, имплантированных в срединный нерв человека, использовали специально разработанный 25-канальный усилитель с усилением 5000, полосовой фильтр с полосой пропускания 250–7500 Гц и АЦП с частотой дискретизации 30 кГц/канал [17]. В работе [15] для создания имплантируемой системы, предназначенной для контроля состояния мочевого пузыря, показана возможность применения коммерческих приборов – инструментального усилителя с регулируемым коэффициентом усиления типа INA 103 и полосового фильтра UAF42 компании Texas Instruments.

ОСНОВНЫЕ ТРУДНОСТИ СОЗДАНИЯ СИСТЕМ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗАМИ С ИМПЛАНТИРУЕМЫМИ КОМПОНЕНТАМИ

Множество исследований показали возможность долгосрочной имплантации (до 1,5 лет) МЭМ. Однако для широкого применения таких систем срок имплантации МЭМ должен составлять несколько десятилетий. Основное препятствие к стабильной и долговременной имплантации, на наш взгляд, – реакция иммунной системы человека на любое чужеродное тело.

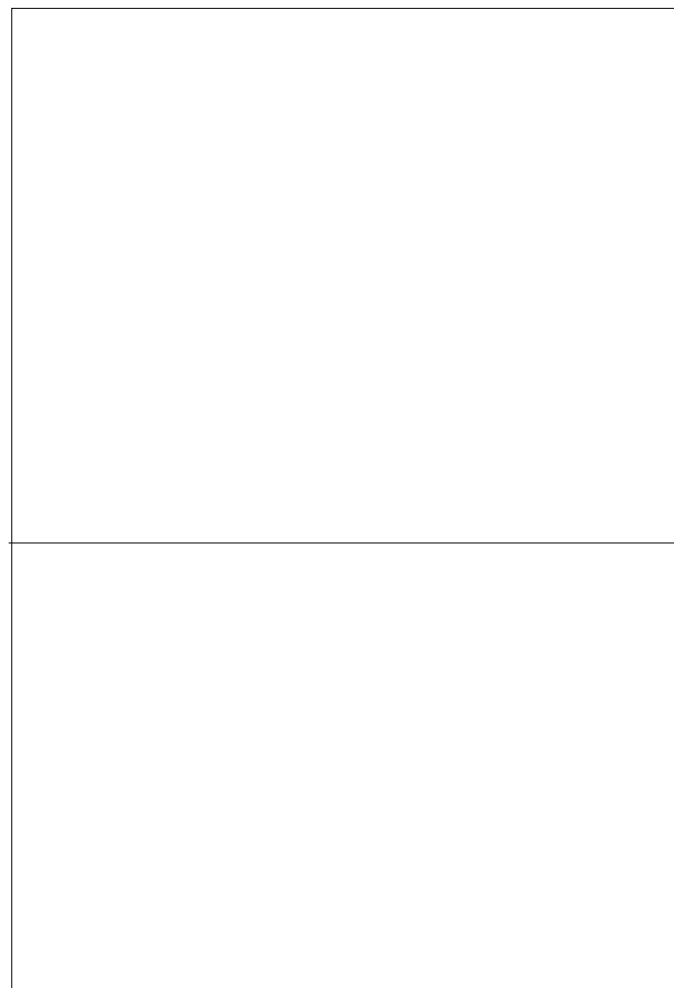
Для того, чтобы искусственная чувствительность протеза была близка к естественной, необходимо стимулировать множество афферентных путей, охватывающих наиболее важные участки кожи и контактирующих с объектом при различных манипуляциях. Согласно оценкам [18], срединный нерв содержит до 14000 тактильных афферентных путей, относящихся к рецепторам кисти. Так как наибольшая плотность рецепторов – на подушечках пальцев, то следует активировать афферентные пути этих рецепторов. Поскольку при имплантации возможно установление электрического контакта со случайными сенсорными волокнами, для каждого пациента следует экспериментально определять вид стимуляции каждого отдельного волокна (частоту, амплитуду и форму импульсов).

СХЕМА НЕЙРОУПРАВЛЯЕМОГО ПРОТЕЗА С ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКОЙ УПРАВЛЯЮЩИХ СИГНАЛОВ

В первом приближении можно считать, что анализ регистрируемых сигналов, позволяющих управлять протезом, заключается в выявлении пространственно-временного распределения электрических импульсов в ткани нерва, установлении соответствия этого распределения конкретному движению и определении параметров этого движения. Нами предложена схема управления протезом, в которой сигнал,

регистрируемый микроэлектродом, усиливается, фильтруется и поступает на вход компаратора, который сравнивает его амплитуду с заданным пороговым значением и таким образом фиксирует появление пика (рис.11). В регистр Rg1 блока управления имплантируемыми элементами записываются данные текущего цикла, в регистр Rg0 – данные предыдущего цикла. Если устройство сравнения фиксирует изменение данных двух последовательных циклов, информация передается внешним компонентам. В результате значительно уменьшается объем передаваемых данных и потребляемая схемой мощность. Внешняя система выполняет анализ полученных данных и выделяет признаки, по которым определяется вид движения и его параметры. Полученные данные поступают в систему реализации движения, управляющую исполнительными механизмами с учетом информации, получаемой от датчиков положения и усилия.

По нашему мнению, для детального и эффективного анализа нейросигналов целесообразно применять методы частотно-временного анализа (вейвлет-анализ, БПФ), для определения вида и параметров движения – методы распознавания образов (нейросетевые, статистические, методы нечеткой логики). При выборе аппаратных средств следует обратить внимание на программируемые логические интегральные схе-



мы, позволяющие реализовывать высокоэффективные параллельные вычислительные структуры.

Эффективная обработка и анализ регистрируемых сигналов в реальном времени, т.е. выделение и распознавание большого их числа, – непростая задача. Решить ее, по нашему мнению, можно путем разработки, поиска и выбора оптимальных алгоритмов и методов анализа регистрируемых сигналов; оптимальных структур систем, реализующих эти алгоритмы и методы. Эксперименты, проведенные на крысах, показали принципиальную возможность распознавания большого числа движений в реальном времени [12].

Следует отметить, что область применения имплантируемых МЭМ не ограничивается протезированием конечностей. Возможно, они смогут использоваться для восстановления слуха, зрения, управления состоянием мочевого пузыря, уменьшения болевых ощущений при хроническом болевом синдроме и т.п.

Развитие нейрофизиологии, нейрохирургии, микроэлектроники и технологии цифровой обработки сигналов привело к созданию нейроуправляемых систем управления протезами. Несмотря на значительный объем накопленных в этой области теоретических знаний и практического опыта, для успешного развития подобных систем управления предстоит преодолеть ряд трудностей. К ним можно отнести: обеспечение безопасной и долговременной (10–20 лет) интеграции МЭМ в нервную систему человека; уменьшение степени повреждения нервных клеток и окружающих тканей при имплантации; разработку эффективных хирургических методов имплантации; разработку устройств беспроводной связи имплантируемого и внешнего блоков системы; разработку эффективных методов, алгоритмов и программно-аппаратных средств обработки и анализа фиксируемых нейроимпульсов в реальном времени; создание средств и методов реализации обратных связей путем формирования искусственных ощущений; разработку искусственных конечностей, максимально схожих с естественными (как по механическим, так и по эргономическим параметрам).

ЛИТЕРАТУРА

1. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А.Е. Биоэлектрическое управление. – М.: Наука, 1972.
2. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника и микропроцессорная техника. – М.: Высшая школа, 2005.
3. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 1982.
4. De Luca C. J. The use of surface electromyography in biomechanics". – Journal of Applied Biomechanics, 1997, 13 (2).

5. Roy SH, De Luca G, Cheng S, Johansson A, Gilmore LD, De Luca CJ. Electro-Mechanical stability of surface EMG sensors. – Medical and biological engineering and computing, 45, 2007.
6. De Luca C. J. Surface Electromyography: Edition and Recording/. – DelSys, 2002.
7. Stieglitz T. et al. Micromachined, Polyimide-based devices for flexible neural interfaces. – Biomedical Microdevices, 2000, v.2, N4.
8. Norman R. Technology insight: future neuroprosthetic therapies for disorders of the nervous system. – Nature clinical practice: neurology. Aug. 2007, v.3, N8.
9. Dhillon GS, Horh KW. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. – IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil Eng, 2005, v.3.
10. Harrison R.R.; Watkins P.T et al. A Low-Power Integrated Circuit for a Wireless 100-Electrode Neural Recording System. Solid-State Circuits. – IEEE Journal of Biomedical Engineering, Jan. 2007, v.42, N1.
11. Ludwig K.A., Uram J.D. et al. Chronic neural recordings using silicon microelectrode arrays electrochemically deposited with a poly(3,4-ethylenedioxythiophene) (PEDOT) film. – J. Neural. Eng., March 2006, v.3, N1, p.59–70.
12. R.R.Riso. Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback – moving closer to the bionic arm. – Technology and Health Care 1999, v.7.
13. Warwick K., Gasson M., Hutt B. et al. The Application of Implant Technology for Cybernetic Systems – Arch Neurol., Oct. 2003, v.60, N.10.
14. Schwartz A.B. et al. Brain-controlled interfaces: movement restoration with neural prosthetics. – Neuron, 2006, v.52.
15. Harb A., Hu Y., Sawan M., et al. Low-Power CMOS interface for recording and processing very low amplitude signals. – Analog integrated circuits and signal processing, 2004, v.39, N1.
16. Harrison R.R.; Watkins P.T. et al. A Low-Power Integrated Circuit for a Wireless 100-Electrode Neural Recording System Solid-State Circuits. – IEEE Journal of Biomedical Engineering, 2007, v.42, N1, p.123–133.
17. Warwick K., Gasson M., Hutt B. et al. The Application of Implant Technology for Cybernetic Systems – Arch Neurol., Oct. 2003, v.60, N.10.
18. US patent no.466083 filed on 2002-01-10, issued on 21.06.2005. Sieve electrode which can be connected to a nerve stump.