

## Многоканальный анализатор меридианных структур организма на базе аналоговых интерфейсов AFE

### Аннотация

В работе рассматривается техническая реализация устройств для исследования энергетического состояния меридианных структур организма на основе аналоговых интерфейсов AFE, предназначенных для измерения импеданса биообъектов. Применение микросхем AFE обеспечивает повышение точности измерений при уменьшении стоимости приборов для рефлексодиагностики.

В настоящее время в России и за рубежом разрабатывается и эксплуатируется большое число приборов и аппаратно-программных комплексов для рефлексодиагностики, основанных на регистрации энергетического состояния биологически активных точек (БАТ), составляющих основу меридианных структур организма.

Определенное место в структуре этих приборов занимают многоканальные анализаторы, позволяющие по реакции биологически активных точек определять энергетическую сбалансированность меридианной структуры человека. По величине энергетической сбалансированности (энергетического разбаланса) судят о функциональном состоянии организма в целом и его функциональных систем (ФС), о функциональном резерве (ФР), о состоянии защитных механизмов организма и пр. [1]-[7].

С точки зрения технической реализации, многоканальные анализаторы содержат в своем составе измерительные преобразователи, усилители, фильтры, коммутаторы, модули сопряжения с вычислительными средствами [4], [8].

В современной микроэлектронике все эти узлы и блоки содержатся в специализированных аналоговых интерфейсах, ориентированных на создание электрофизиологической аппаратуры высокого качества при минимальных технико-экономических затратах.

Специально для проведения многоканальных биоимпедансных исследований фирма «Texas Instruments» выпускает несколько микросхем, две из которых AFE 4300 и ADuMC 350 могут быть использованы при построении многоканальных анализаторов меридианных структур организма.

Структурная схема микросхемы AFE 4300 представлена на рис. 1. В контексте данной статьи блок измерения веса (верхняя часть схемы) не используется.

Для многоканального сканирования импеданса БАТ меридианной системы человека программируется цифровой анализатор частоты, последовательность цифровых кодов с которого преобразуется ЦАП в синусоидальный сигнал, сглаживаемый фильтром низких частот ФНЧ. Далее, через внешнюю цепочку, убирающую постоянную составляющую сигнала, он

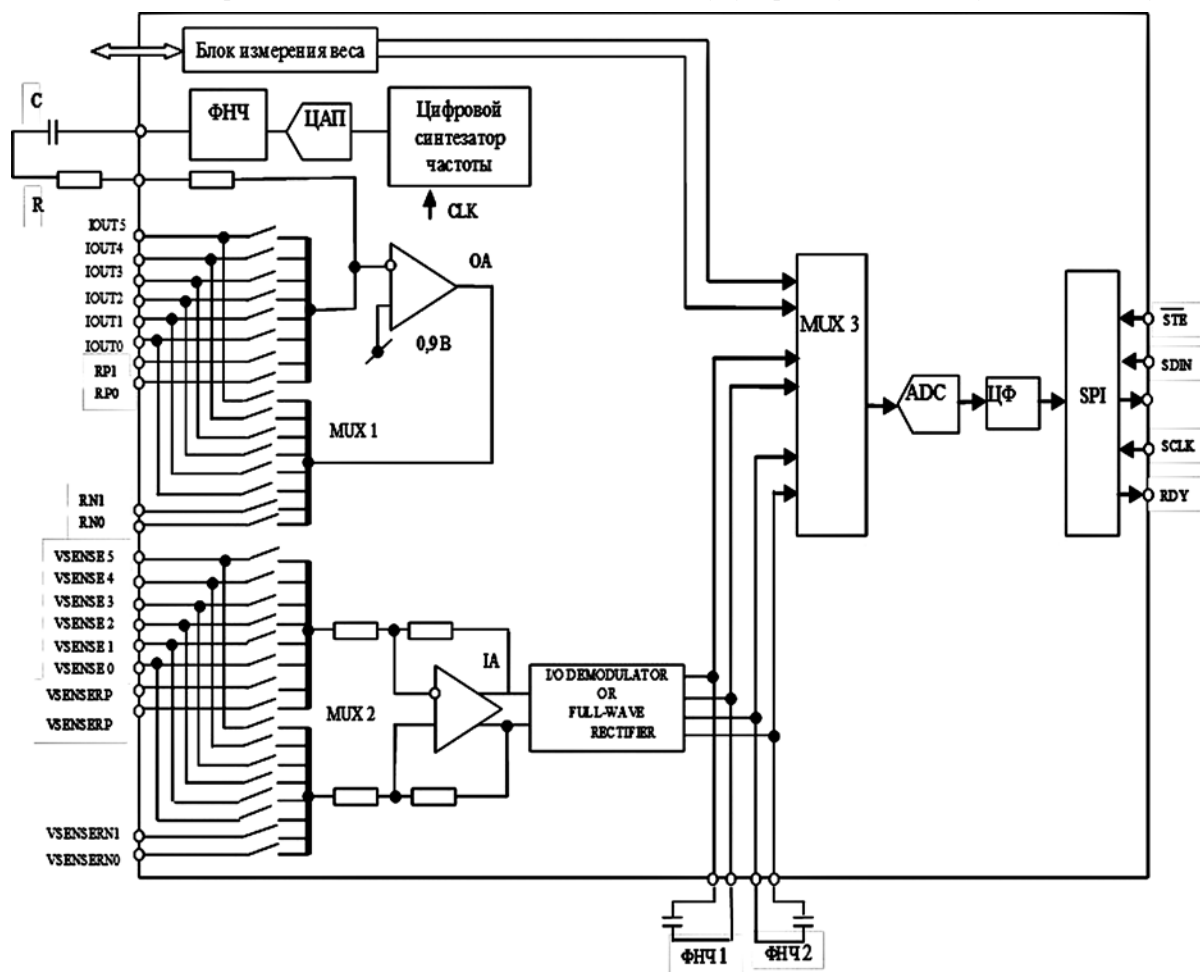


Рис. 1. Структурная схема AFE 4300

подается на операционный усилитель ОА и со смещением в 0,9 В через мультиплексор MUX 1 подключается к выводам микросхемы, с которых подается на систему электродов, подключаемых к БАТ. Сигналы, снимаемые с групп измерительных электродов через второй мультиплексор MUX 2, поступают на инструментальный усилитель ИА с подавлением синфазной помехи. Блок демодуляции с фильтрами низких частот выделяет из модулированных сигналов низкочастотную «огибающую» импедансов и через третий мультиплексор MUX 3 подает их на выходы аналого-цифрового преобразователя (ADC). После цифровой фильтрации (ЦФ) искомые фрагменты цифровых кодов преобразуются в стандартный последовательный код SPI.

Микросхема AFE 4300 имеет 8 каналов для подключения измерительных электродов. Однако это число легко увеличивается подключением нескольких микросхем, для чего выходной интерфейс SPI снабжен шиной управления коммутацией по выходу. Для предварительной обработки информации и при необходимости передачи к более мощным вычислительным устройствам микросхемы AFE 4300 подключаются к микроконтроллерам, имеющим стандартный порт SPI, и порты для подключения периферийных устройств (при необходимости) и средств связи, например Bluetooth.

При небольших требованиях к объему вычислений и простой графике может быть использован микроконтроллер типа STM32F (рис. 2).

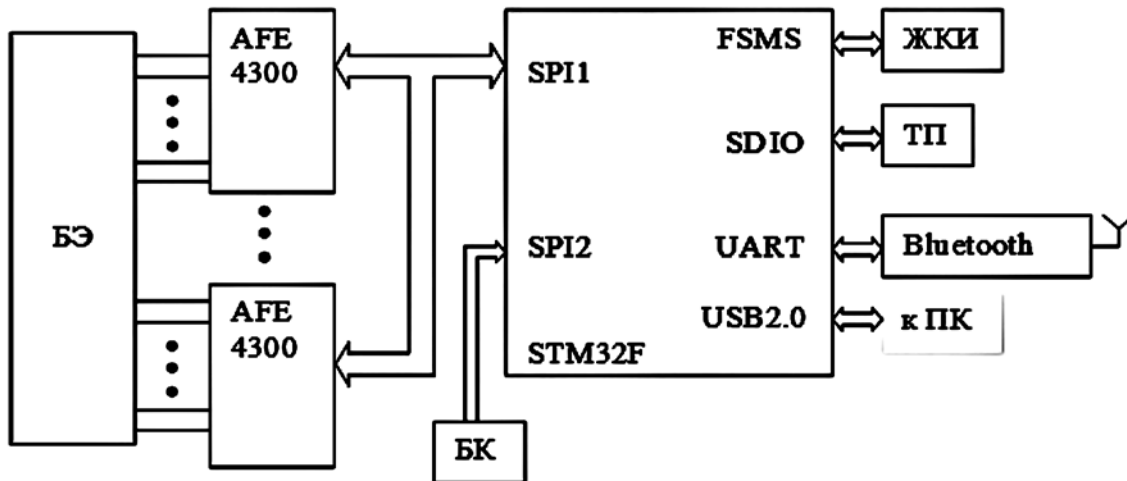


Рис. 2. Структура многоканального анализатора на основе AFE 4300

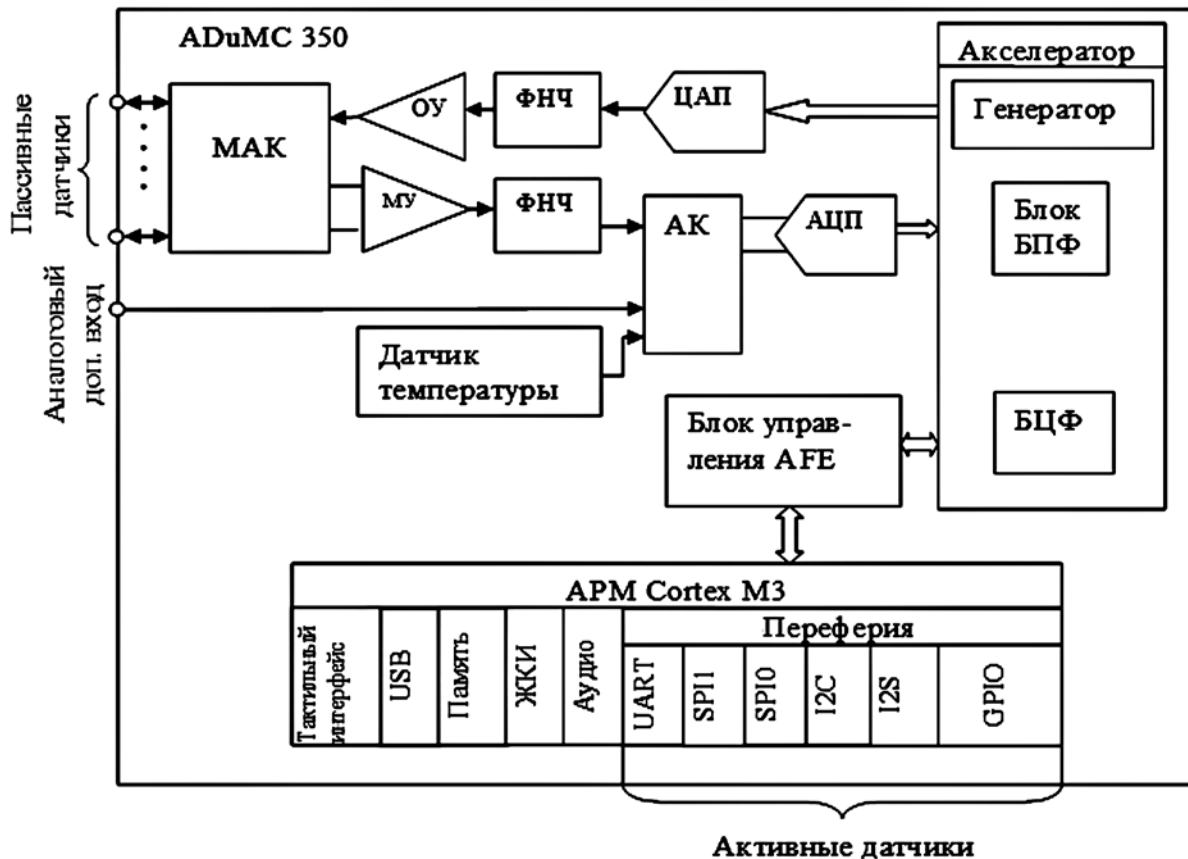


Рис. 3. Обобщенная структура многофункциональной микросхемы ADuMC 350

Конструкция блока электродов (БЭ) во многом определяется типом решаемых задач. Если функциональное состояние измеряется по точкам верхних и нижних конечностей, то используются соответствующие клипсы; при оценке ФС по сигнальным и седативным точкам используются одноразовые электроды кардиомониторов; для заднесрединного меридиана удобно использовать электродную матрицу и т. д.; конструкция некоторых типов электродов для рефлексодиагностики описана в работах [4], [7].

Задание режимов измерения и управления жидкокристаллическим индикатором реализуется блоком клавиатуры (БК). Для хранения результатов обследования и анатомических атласов меридиан может быть задействована твердотельная память (ТП), например SD-карты. При необходимости использовать более мощные вычислительные устройства к STM32F могут быть подключены радиомодуль Bluetooth и персональный компьютер ПК.

Для решения большого круга практических задач, в том числе прогнозирования и диагностики ранних стадий заболеваний, «представленных» на меридианных структурах, достаточно вычислительных мощностей современных планшетов и смартфонов. Их графические возможности позволяют представить пользователю цветовые графические модели меридианных структур, цветовая гамма которых соответствует распределению энергии (норма, избыток, недостаток) по системе меридиан человека.

Программное обеспечение как микроконтроллеров STM32, так и более сложных вычислительных средств строится в соответствии с рекомендациями, приведенными в работах [4], [9]-[11]. В работах [12]-[20] приведены математические модели по конкретным заболеваниям и функциональным состояниям.

Обобщенная структурная схема прецизионного микрочипа ADuMC 350 представлена на рис. 3.

Блок электродов, регистрирующих импеданс БАТ, подключается программно-управляемым матричным аналоговым коммутатором (МАК) ко входам инструментального усилителя (ИУ), и через фильтр нижних частот (ФНЧ) и аналоговый коммутатор (АК) сигналы поступают на 16-разрядный скоростной аналогово-цифровой преобразователь (АЦП). Вход АЦП через АК может быть подключен к дополнительному входу микросхемы или к встроенному датчику температуры, который может быть использован для калибровки блока электродов. С помощью фиксированных блоков акселерометра анализируемые сигналы с пассивных датчиков могут быть подвергнуты цифровой фильтрации (БЦФ). С помощью программно-управляемого сигнального генератора формируется сигнал зондирования БАТ, который достаточно точно измеряет емкость и импеданс с расчетом активной и реактивной составляющих, выделяемых блоком быстрого преобразования Фурье (БПФ).

Перед подачей на БАТ сигнал цифрового генератора подвергается фильтрации (блок ФНЧ) и усиливается операционным усилителем (ОУ). Сформированный таким образом зондирующий сигнал подается на выбранный электрод МАК.

Ядром цифровой части ADuMC 350 является микропроцессор ARM Cortex M3 (16 МГц) который работает со встроенной памятью Flash 384 кб, EEPROM 16 кб, SRAM 32 кб. Широкий набор периферийных коммутаторных устройств, включающих в себя контроллер USB, аудио, дисплей, тактильный интерфейс и набор последовательных портов создает возможность разработчикам конструировать медицинские приборы различного типа. Различные типы других активных медицинских приборов, датчиков и вычислительных средств подключаются к ADuMC 350 через систему портов, реализующих протоколы UART, SPI, I2C, I2S, GPIO.

Следует отметить, что вычислительной мощности ADuMC 350 достаточно, чтобы через радиомодуль Bluetooth непосредственно подключаться к смартфонам, планшетам, ноутбукам и т. д., что значительно упрощает структуру многоканального анализатора.

#### Список литературы:

1. Вельховер Е.С., Никуфоров В.Г. Клиническая рефлексология. – М.: Медицина, 1983. С. 19-83.
2. Лувсан Г. Традиционные и современные аспекты восточной рефлексотерапии. – М.: Медицина, 1986. 575 с.
3. Корневский Н.А., Хадеев Д.В., Яцун С.М. Прогнозирование возникновения и развития заболеваний кожи, имеющих представительство на биологически активных точках, с использованием нечетких решающих правил // Медицинская техника. 2008. № 2. С. 11-15.
4. Корневский Н.А., Крупчатников Р.А., Аль-Касасbeh Р.Т. Теоретические основы биофизики акупунктуры с приложениями в медицине, психологии и экологии на основе нечетких сетевых моделей. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. 528 с.
5. Нечушкин А.И., Мысов Г.В., Новикова Е.Е., Усанов С.С. Определение функционального состояния канала по изменению электрокожного сопротивления в одной точке / Игло-рефлексология. – Горький, 1974. С. 22-25.
6. Нахаенко Н.Е. Моделирование и алгоритмизация диагностики и рациональной микроволновой терапии на основе мониторинга статистического потенциала биологически активных точек. – Воронеж, 2002. 34 с.
7. Портнов Ф.П. Электростимуляционная диагностика. – Рига: Зинатне, 1980. 245 с.
8. Корневский Н.А., Филист С.А., Емельянов С.Г., Шевякин В.Н., Крупчатников Р.А. Полифункциональная компьютерная система рефлексодиагностики и рефлексотерапии // Медицинская техника. 2008. № 2. С. 20-24.
9. Корневский Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем // Медицинская техника. 2015. № 1 (289). С. 33-35.
10. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия «Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение». 2013. № 2. С. 99-103.
11. Корневский Н.А., Руцкой Р.В., Долженков С.Д. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2013. Т. 12. № 4. С. 905-909.
12. Корневский Н.А., Снопков В.Н., Гадалов В.Н. Математические модели рефлексорных систем организма человека и их использование для прогнозирования и диагностики заболеваний // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2012. Т. 11. № 2. С. 515-521.
13. Al-Kasasbeh R.T., Korenevskiy N., Alshamasin M., Klionskiy D. Bioengineering System for Prediction and Early Prenosological Diagnostics of Stomach Diseases based on Energy Characteristics of Bioactive Points with Fuzzy Logic // I. Biosensors and Bioelectronics. 2015. 6:4 / <http://dx.doi.org/10.4172/2155-6210.1000182>.
14. Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescou F., Alshamasin M., Alkasasbeh E., Smith A.P. Prediction of gastric ulcers based on the change in electrical resistance of acupuncture points using fuzzy logic decision making // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2013. Vol. 16. PP. 302-313.
15. Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescou F., Alshamasin M., Alkasasbeh E., Smith A.P. Prediction and Prenosological Diagnostics of Heart Diseases Based on Energy Characteristics of Acupuncture Points and Fuzzy Logic // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2012. Vol. 15. PP. 1476-8259.
16. Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescu F., Kuzmin A.A. Using Fuzzy Logic for Prediction of Occurrence, Aggravation and Pre-Nosological Diagnostics of Osteochondrosis of a

- Backbone's Lumba-Region / Proceeding of the IASTED International Conference Computational Intelligence. Honolulu, Hawaii, USA, 2009. PP. 190-194.
17. *Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescou F., Alshamasin M., Alkasasbeh E., Smith A.P.* Prediction and prenosological diagnostics of gastrointestinal tract diseases based on energy characteristic of acupuncture points and fuzzy logic / In: Bioinformatics and biomedical technology: Proceedings of the 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT 2011). 2011. Sanya, China.
18. *Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescou F., Alshamasin M., Alkasasbeh E., Smith A.P.* Fuzzy determination of the human's level of psycho-emotional // IFMBE Proceedings. 2013. Vol. 40. PP. 213-216.
19. *Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescou F., Alshamasin M., Alkasasbeh E., Smith A.P.* Fuzzy determination of the human's level of psycho-emotional / Proceedings of the 4<sup>th</sup> international conference in the development of biomedical engineering «Mega-Conference on Biomedical Engineering». Ho Chi Minh City, Vietnam. January 8-12. 2012. PP. 354-357.
20. *Korenevskiy N.A., Al-Kasasbeh R.T., Ionescou F., Alshamasin M., Alkasasbeh E., Smith A.P.* Fuzzy Logic for Prediction of Occurrence, Aggravation and Pre-Nosologic Diagnostics of Osteochondrosis of a Backbone's Lumba-Region / Proc. CI 2009, IASTED International Conference on Computational Intelligence. Honolulu, Hawaii, USA.

*Николай Алексеевич Корневский,  
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,  
Юрий Беркович Мухатаев,  
аспирант,  
Евгений Александрович Старцев,  
аспирант,  
кафедра биомедицинской инженерии,  
Юго-Западный государственный университет,  
Людмила Петровна Лазурина,  
д-р биол. наук, профессор,  
зав. кафедрой биологической и химической технологии,  
Курский государственный медицинский университет,  
г. Курск,  
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru*

*Н.А. Базаев, А.Н. Жигайло, Е.Л. Литинская, К.В. Пожар*

## **Основные подходы к созданию портативного аппарата для автоматизированной инсулинотерапии**

### **Аннотация**

В статье представлен обзор основных подходов к созданию портативной аппаратуры для автоматизированной инсулинотерапии (ААИ) пациентов с сахарным диабетом I типа. Приводится классификация существующей аппаратуры и элементов ААИ, а также отражены основные проблемы, связанные с их применением.

По оценкам ВОЗ, в настоящее время в мире диабетом страдает более 230 млн. человек (~ 6 % взрослого населения). В России распространенность сахарного диабета составляет 5,7 %, а численность больных – 9 млн. человек. По прогнозам, к 2025 году количество больных сахарным диабетом увеличится вдвое. Сахарный диабет требует постоянного контроля концентрации глюкозы в крови (КГК). Длительная гипергликемия и значительные колебания КГК могут привести к ряду осложнений (слепота, почечная недостаточность, болезни сердца, инсульт и др.). В то же время при болюсном введении инсулина существует риск гипогликемии. Таким образом, поддержание КГК в заданном диапазоне значений, соответствующих функциональной норме, является основной задачей при компенсации сахарного диабета. Основное направление развития медицинской техники в данной области связано с решением задачи постоянного автоматического введения инсулина в необходимом количестве, т. е. с созданием аппарата «искусственная поджелудочная» [1].

Аппаратура для автоматизированной инсулинотерапии (ААИ) включает в себя инсулиновый насос, монитор КГК или глюкометр, алгоритмы их управления и контроля, а также алгоритм краткосрочного прогнозирования КГК. Глюкометр производит измерения КГК, а также анализ и прогнозирование КГК. В то же время в режиме мониторинга он позволяет производить до 10 измерений в час, формируя тем самым трек КГК. Это позволяет анализировать динамику КГК, что играет немаловажную роль в прогнозировании КГК. Глюкометр связан с насосом, осуществляющим микродозирование и подачу инсулина, который по магистрали доставляется в тело пациента (подкожно или внутривенно). Система также может включать в себя смартфон, обеспечивающий беспроводную связь с ААИ и предоставляющий широкие возможности для пациента: калькулятор болюсов, удобный интерфейс, возможность визуализации трека КГК и мониторинга состояния

и работы глюкометра и инсулинового насоса и т. д. [2]. Структурная блок-схема ААИ представлена на *рис. 1*.

ААИ главным образом различаются по типу введения инсулина, количеству вводимых гормонов и типу мониторинга глюкозы. На *рис. 2* представлена классификация ААИ.

По типу введения инсулина ААИ делятся на аппараты для подкожного и внутривенного введения [3]. Чаще всего используют подкожный метод, который может быть реализован как с помощью инъекций, так и с помощью инсулиновых насосов.

Преимущество инъекций перед инсулиновыми насосами состоит в меньшей стоимости расходных материалов, меньшем риске заражения, меньшем количестве случаев ночного кетоацидоза; кроме того, при этом нет необходимости в хирургическом вмешательстве [4]. В то же время, благодаря инсулиновым насосам, количество проколов кожи значительно снижается, исчезает необходимость в инъекциях инсулина пролонгированного действия. Также инсулиновые насосы обеспечивают высокую точность дозирования.

Несмотря на эффективность подкожного способа введения инсулина, разработки с его применением были прекращены из-за свертывания крови, препятствующего нормальному функционированию возвратного катетера. Альтернативным способом введения инсулина является внутривенное введение. Внутривенное введение инсулина обладает следующими достоинствами: воспроизводимостью процесса усвоения инсулина, совмещенной с быстрым временем изменения от пикового значения до заданного уровня; близостью уровня инсулина в плазме к физиологическим значениям; восстановлением реакции глюкозагона на гипогликемию и физическую активность; сокращением случаев гипогликемии и т. д. Но применение перитонеального способа введения имеет также и ряд ограничений: агрегация инсулина в брюшной полости, развитие диабетического кетоацидоза, появление рубцов в