

### ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

*В.И. Горемыкин, Д.А. Усанов, Е.Е. Просова, А.П. Рытик, М.М. Григорьева*

#### Устройство для коррекции нарушений уродинамики верхних мочевых путей у детей с хроническим пиелонефритом

##### Аннотация

Приведены результаты исследования разработанного метода электростимуляции уродинамики при пиелонефрите. Описан принцип действия устройства для электростимуляции. Установлено, что после проведения курса электромиостимуляции скоростные показатели мочеоттока увеличились на 15...20 %, при этом продолжительность мочеоттока в большинстве случаев достигла нормальных показателей. В группе сравнения у детей с хроническим пиелонефритом, не получавших миостимуляции, показатели мочеоттока не изменились.

##### Введение

В работе [1] сообщалось, что характерной особенностью гладкомышечной ткани мочеоттока является наличие в околопочечной области медленноволнового высокоавтономного автоматизма, обеспечивающего возникновение и распространение электрических волн возбуждения до самого мочевого пузыря [2]. Авторами было установлено, что значительная разница в ритмогенезе двух крайних зон мочеоттока обеспечивает полярность направления перистальтики.

Традиционно считается, что пиелонефрит занимает одно из лидирующих позиций среди всех заболеваний в педиатрии, охватывая от 40 до 70 % населения [3]. В ходе современного высокотехнологического урологического обследования и лечения ребенок подвергается обязательным инвазивным лечебным и диагностическим манипуляциям, что приводит к повышению риска восходящего инфицирования [4]. Однако диагностика уродинамических нарушений у детей с хроническим пиелонеф-

ритом, не имеющих выраженной органической обструкции, проводится далеко не всегда. В то же время своевременное их выявление и успешная коррекция могут привести к существенному снижению рецидивов заболевания и соответственно предупредить развитие и прогрессирование хронической болезни почек у детей.

##### Цель работы

Создание устройства для неинвазивной стимуляции уродинамики при пиелонефрите в педиатрии.

##### Материалы и методы

Для нормализации уродинамики верхних мочевых путей использовали электромиостимуляцию. При электростимуляции передача импульсов с нервных окончаний на мышечные волокна вызывает мышечное сокращение, при этом улучшаются кровообращение и лимфоток, активизируется обмен веществ. Данный способ был выбран в связи с тем, что он явля-

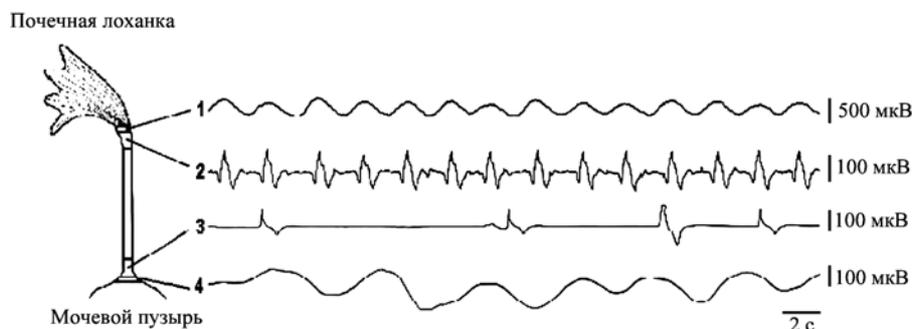


Рис. 1. Схематическое изображение мочеоттока с соответствующими типами зарегистрированных активностей [1]:

1 – медленноволновая активность области пиелоретерального соустья; 2 – спайковая активность области, непосредственно прилегающей к пиелоретеральному соустью; 3 – спайковая активность зоны, непосредственно прилегающей к соустью соединения мочеоттока с мочевым пузырем; 4 – медленноволновая активность соустья соединения мочеоттока с мочевым пузырем

ется неинвазивным и способствует восстановлению тонуса, сократительной и эвакуационной способности верхних мочевых путей, что, в свою очередь, способствует более быстрому купированию обострения, а также снижению рецидивов пиелонефрита. На рис. 1 представлен вид осциллограмм [1] участков мочеоточника.

Из рис. 1 видно, что период области 1 меньше периода участка 3 или 4. Кроме того, очевидно, что присутствует нерегулярность прохождения волн возбуждения в области 3 (рис. 1). Этот факт подтверждается физиологически: иннервация мочеоточника независима для разных его участков и осуществляется преимущественно из двух источников – почечного и тазового сплетений. При этом верхняя треть иннервируется преимущественно симпатически, нижняя – преимущественно парасимпатически [5].

При электростимуляции передача импульсов с нервных окончаний на мышечные волокна вызывает мышечное сокращение, при этом улучшаются кровообращение и лимфоток, активизируется обмен веществ. Для формирования импульсов использовали компьютер 1 (рис. 2), соединенный посредством порта USB с блоком формирования импульсов 2.

Блок 2 представляет собой отладочный модуль 3 MSP-EXP430G2 фирмы «Texas Instruments» на базе контроллера серии MSP430G2XXX и блока программного усилителя 4. Программа для компьютера написана на языке C# и позволяет в режиме реального времени управлять всеми характеристиками выходного сигнала миостимулятора.

На выходе блока 2 сформированный сигнал поступает на электроды 5.

Работа аппарата заключается в формировании на электродах 5 (рис. 2) бегущей пачки импульсов. Другими словами, на первую пару электродов I (рис. 3) относительно одного общего электрода 6 подают первую пачку импульсов, затем сигнал подают на вторую пару электродов II (рис. 3), затем на третью пару III (рис. 3) и после регулируемой задержки 4 (рис. 3) цикл возвращается на первую пару электродов. Общим электродом 6 является электрод, расположенный в области мочевого пузыря.

Для реализации лечения при помощи предложенного устройства пациента располагают на кушетке и накладывают электроды на область спины. Электроды устанавливают паравертебрально сверху вниз (рис. 2). Каждый электрод смазывают электропроводящим гелем или физраствором. Затем включают программу на компьютере и задают минимальные значения всех регулируемых параметров, после чего нажимают кнопку «СТАРТ» в интерфейсе программы. Варьируя амплитуду и частоту следования импульсов, одновременно контролируют при помощи УЗИ количественные характеристики мочеоточникового выброса в мочевой пузырь. Общее время воздействия обычно не превышает 10 мин с частотой переключения каналов 0,2 Гц.

Электростимуляцию проводили один раз в день в течение 5...10 мин импульсами возбуждения 1 (рис. 3) длительностью 5...10 мс с периодом следования 20...30 мс, сгруппированными в пачку 2 длительностью 0,3...0,6 с и частотой повторения 0,3...0,4 Гц, при амплитуде напряжения 3 (рис. 3) в импульсе 2...4 В, силой тока в импульсе 2...4 мА, временем задержки подачи импульсов между соседними парами I, II, III (рис. 3) паравертебральных электродов 1...3 с. Программно можно также регулировать время между пачками импульсов 5 и циклами повторений 4 (рис. 3).

После проведения курса электростимуляции (табл. 1 и рис. 3) проводилось контрольное исследование уродинамики верхних мочевых путей с помощью определения мочеоточникового выброса. Было установлено, что после проведения курса электростимуляции скоростные показатели мочеоточникового выброса увеличились на 15...20%, при этом продолжительность мочеоточникового выброса в большинстве случаев достигла нормальных показателей. В группе сравнения у детей с хроническим пиелонефритом, не получавших миостимуляции, показатели мочеоточникового выброса не изменились.

Исследование мочеоточникового выброса проводилось с помощью эхографии. Оно начиналось через 15...20 мин после стандартной водной нагрузки из расчета 10...15 мл/кг массы и проводилось при средней степени наполнения мочевого пузыря [7]. Сначала в В-режиме визуализировались мочеоточниковые выбросы, затем оценивались параметры выброса с помощью метода цветной доплерографии. В режиме ЦДК фиксировались выбросы мочи и определялись следующие показатели выброса: расположение, направление и частота (число выбросов в единицу времени). В режиме ИДМ оценивались количественные параметры: число пиков (волн), число выбросов в единицу времени, продолжительность одного выброса  $T$ , максимальная  $V_{max}$  и минимальная  $V_{min}$  скорости выброса. По аналогии с доплеровским исследованием кровотока вычислялись относительные, углозависимые индексы: пульсационный индекс  $PI$ , индекс резистентности  $RI$ .

При исследовании мочеоточниковых выбросов в В-режиме регистрировались выбросы, которые представляли собой эхогенные сигналы. Направление выбросов было ориентировано к противоположной стенке мочевого пузыря, траектории их пересекались в проекции средней линии, и они носили череду-

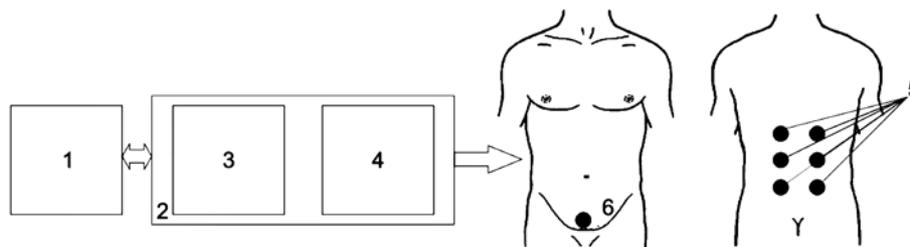


Рис. 2. Расположение парных электродов и одного общего

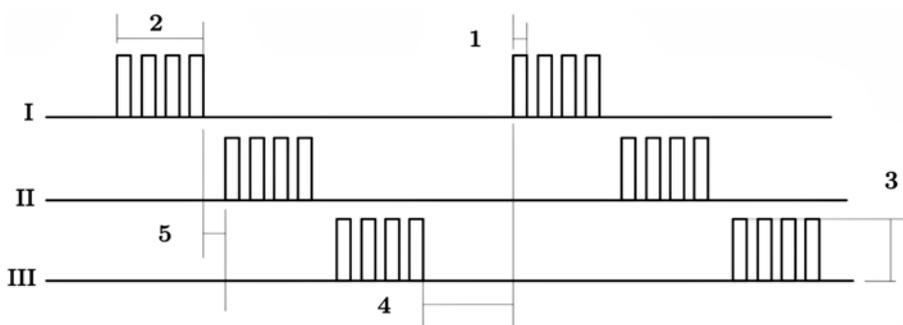


Рис. 3. Осциллограммы электромиоволн воздействия по всем трем каналам (I, II, III)

ющийся, независимый друг от друга характер. Сравнительная оценка всех качественных и количественных показателей мочеточникового выброса не выявила каких-либо достоверных половых различий.

## Результаты

В ходе работы были обследованы 108 детей в возрасте 5...15 лет. У 67 детей был выявлен вторичный обструктивный пиелонефрит, у 41 – вторичный дисметаболический пиелонефрит. Среди причин обструкции у 56 детей – внутривисцеральные и/или аберрантные сосуды, у 5 – дистопия почек, у 6 – удвоение почек. Из исследования были исключены дети, которым была необходима хирургическая коррекция обструктивной уропатии.

При изучении уродинамики верхних мочевых путей у детей с хроническим пиелонефритом было обнаружено, что число мочеточниковых выбросов за 1 мин у 80 % детей колебалось в нормальных пределах, для 15 % было повышено и для 5 % снижено. Для 90 % детей было выявлено снижение как максимальной, так и минимальной скорости мочеточникового выброса.

Таблица 1

### Допплерографические показатели мочеточникового выброса для детей с пиелонефритом

Возраст	$V_{\max}$ , см/с, при пиелонефрите	$V_{\max}$ , см/с, норма	$V_{\min}$ , см/с, при пиелонефрите	$V_{\min}$ , см/с, норма
5...10 лет	17,2	26,1	7,2	9,1
10...13 лет	15,5	40,0	3,8	14,0
13...15 лет	32	51,0	8,5	17,9

Как следует из результатов, приведенных в табл. 1, для 7 % детей наблюдалось увеличение максимальной и минимальной скорости мочеточниковых выбросов, а для 2 % детей регистрировались нормальные скоростные показатели. При оценке скоростных показателей разницы между скоростью выброса справа и слева выявлено не было. Показатели в разных группах детей достоверно не отличались. Также при исследовании было установлено: для 66 % детей был повышен IR, что было связано с преимущественным снижением максимальной скорости мочеточникового выброса, для 12 % IR был снижен за счет снижения максимальной и повышения минимальной скорости выброса и для 22 % регистрировались нормальные показатели IR, что соответствовало либо нормальным скоростным показателям, либо равномерному снижению как максимальной, так и минимальной скоростей. Продолжительность мочеточникового выброса была снижена для 44 % детей, для 29 % была повышена и лишь для 27 % была в норме. В большинстве случаев низкая продолжительность мочеточникового выброса сочеталась с низкими скоростями выброса. Таким образом, было выявлено нарушение уродинамики верхних мочевых путей у детей с хроническим пиелонефритом. В большинстве случаев у детей регистрировалось снижение скоростных характеристик мочеточниковых выбросов, а также уменьшение продолжительности выброса, что говорит о снижении

сократительной и эвакуационной способности верхних мочевых путей, т. е. о гипотонии мочеточников (табл. 2, рис. 4).

Таблица 2

### Допплерографические показатели мочеточникового выброса у детей с пиелонефритом до и после электромиостимуляции

Возраст	$V_{\max}$ , см/с, до стимуляции	$V_{\max}$ , см/с, после	$V_{\min}$ , см/с, до стимуляции	$V_{\min}$ , см/с, после
5...10 лет	17,2	20,6	7,2	8,6
10...13 лет	15,5	18,6	3,8	4,56
13...15 лет	32	36,8	8,5	9,7

У всех детей с хроническим пиелонефритом необходимо прицельно выявлять уродинамические нарушения. Своевременная и упорная коррекция нарушенного пассажа мочи будет являться ключевым патогенетическим звеном в профилактике рецидивов микробно-воспалительного процесса и развития хронической болезни почек у детей.

## Выводы

В процессе исследования было выявлено, что предлагаемый способ восстановления уродинамики верхних мочевых путей позволяет восстанавливать их тонус, сократительную и эвакуационную способность. Таким образом, при нормализации уродинамики сокращаются длительность и число обострений пиелонефрита, так как нарушение уродинамики является одним из основных компонентов развития пиелонефрита. Данный способ является неинвазивным, что позволяет его использовать в педиатрии, причем у детей любого возраста, а также не только в условиях стационара, но и в амбулаторной практике.

### Список литературы:

1. Симонян Л.Г., Ванцян В.Ц., Мелконян Н.Н. и др. Влияние анемизации на характеристики электрической активности дистальной области мочеточника крыс // Медицинская наука Армении НАН РА. 2010. № 3. С. 32-39.
2. Казарян К.В., Ванцян В.Ц., Тиранян А.С. и др. Автономность спонтанного ритмогенеза околопузырной области мочеточника кошки // Журнал эволюционной биохимии и физиологии. 2008. Т. 44 (3). С. 274-277.
3. Игнатова М.С. Проблема прогрессирования болезней почек у детей и современные возможности ренопротекции // Нефрология и диализ. 2005. Т. 7. № 4. С. 428-434.
4. Малкоц А.В., Коваленко А.А. Пиелонефрит у детей: этиология и патогенез, классификация, течение, диагностика и лечение / В кн.: Нефрология детского возраста. Т. 4. – М.: Изд-во «Медпрактика-М», 2005. С. 250-251.
5. Вишневецкий Е.Л., Лоран О.Б., Вишневецкий А.Е. Клиническая оценка расстройств мочеиспускания. – М.: Терра, 2001. 96 с.
6. Захарова И.Н. Клинические и патогенетические аспекты тубулоинтерстициальных заболеваний почек у детей / Автореф. дис. д-ра. мед. наук. – М., 2001. 39 с.

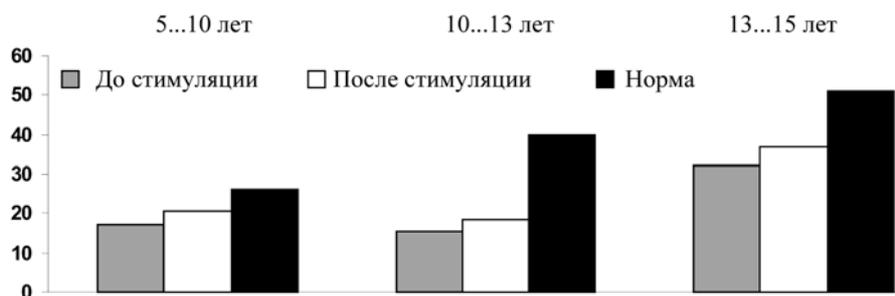


Рис. 4. Допплерографические показатели мочеточникового выброса у детей с пиелонефритом до и после электромиостимуляции

7. *Нестеренко О.В., Горемыкин В.И., Мецеракова Е.Е. и др.* Нарушение уродинамики у детей с вторичным хроническим пиелонефритом // *Современные проблемы науки и образования.* 2013. № 2.

*Елена Евгеньевна Просова,*  
аспирант,  
кафедра факультетской педиатрии,  
ГБОУ ВПО «Саратовский государственный  
медицинский университет им. В.И. Разумовского»,  
*Андрей Петрович Рытик,*  
доцент,  
кафедра медицинской физики,  
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный  
университет им. Н.Г. Чернышевского»

*Владимир Ильич Горемыкин,*  
профессор, д-р мед. наук,  
зав. кафедрой факультетской педиатрии,  
ГБОУ ВПО «Саратовский государственный  
медицинский университет им. В.И. Разумовского»,  
*Дмитрий Александрович Усанов,*  
профессор, д-р физ.-мат. наук,  
зав. кафедрой физики твердого тела,  
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный  
университет им. Н.Г. Чернышевского»,  
*Марина Михайловна Григорьева,*  
врач, детский хирург ДЭОГХ,  
КБ им. С.Р. Миротворцева,  
г. Саратов,  
e-mail: mesherjkoval@mail.ru

*Д.В. Кондрашин, А.В. Иващенко, О.В. Лайва*

## Система контроля и коррекции угловых отклонений стоматологического инструмента

### Аннотация

В статье рассмотрен прибор для установки дентальных имплантатов, осуществляющий контроль и коррекцию угловых отклонений стоматологического инструмента в процессе операции.

### Введение

Для восстановления жевательной эффективности при частичном отсутствии зубов проводится операция дентальной имплантации. Имплантат является искусственным корнем. На имплантаты как на опоры устанавливаются ортопедические конструкции, креплением протезов к имплантатам служит абатмент.

Операции по установке имплантатов проводят ручным инструментом в стоматологическом кресле под местной или общей анестезией. Во время операции врач формирует канал в кости с резьбой, куда в последующем вкручивает имплантат. После полной остеоинтеграции имплантата в него вкручивается абатмент – непосредственно опора будущего протеза – и устанавливается сам протез. Для опоры мостовидного протеза врачу нужно установить минимум два имплантата, при создании больших мостовидных протезов количество имплантатов может достигать четырнадцати.

В современной литературе для надежного крепления протеза и долгого функционирования имплантата рекомендуется устанавливать имплантаты с учетом следующих требований [1]:

- ось сверления канала для имплантата выбирается вдоль нормали к вершине альвеолярного гребня или вдоль оси соседних зубов, после того как врач убедится, что при этом не будут задеты жизненно важные органы;
- углы конвергенции (схождения) осей соседних имплантатов должны быть как можно меньше. Имплантаты устанавливаются в кость максимально параллельно;
- для посадки протеза углы конвергенции осей абатментов также должны быть минимальны.

Если конвергенция осей имплантатов выше рекомендуемого, то приложенная со стороны протеза нагрузка неравномерно распределится по костному ложу, что, в свою очередь, за-

пустит компенсаторные процессы организма. В результате в тех местах контакта имплантата с костью, где нагрузка велика, кость будет убывать, установленный имплантат приобретет патологическую подвижность и в конце концов его придется удалять. При параллельном расположении имплантатов окклюзионная нагрузка равномерно распределится вдоль оси имплантата, увеличивая срок службы конструкции.

В клинической практике при различных условиях операции конвергенция осей отдельных имплантатов может достигать 10...15° [1]. В современной литературе по стоматологии даются практические рекомендации по установке имплантатов, в которых называется оптимальной конвергенция в 3...6° [1].

Операция по имплантации проводится ручным инструментом, навесу, в ограниченных условиях обзора поля операции [2]. При таких условиях нелегко выбрать оптимальную ось сверления канала и еще сложнее не отклониться от нее во время сверления. Врачу требуются немалый профессиональный опыт и практические навыки, чтобы он мог провести операцию по установке имплантата с соблюдением всех требований.

Для решения задачи правильной установки имплантатов современные компании предлагают системы, которые контролируют положение наконечника физиодиспенсера во время операции и выводят на монитор врачу его текущее положение [3], [4].

### Материалы и методы

Предложен альтернативный прибор для измерения и контроля угловых отклонений стоматологического инструмента во время установки дентальных имплантатов.

Структурная схема прибора представлена на *рис. 1*.

Прибор контроля углового положения стоматологического инструмента состоит из излучателя, фотоприемника, модуля сбора и обработки измерений и модуля индикации.

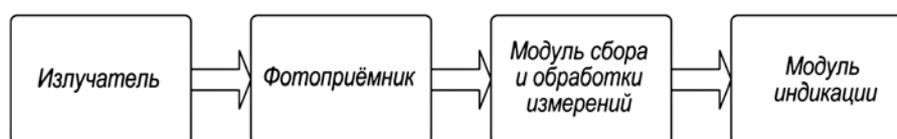


Рис. 1. Структурная схема прибора контроля и коррекции угловых отклонений стоматологического инструмента