

3. Кусочно-постоянная нечеткая величина

$$\mu_{X_1}(x) = \begin{cases} \mu_0; & x \in [a, b] \\ 0; & \text{иначе} \end{cases}$$

$$\mu_{X_{t+\tau}}(x) = \begin{cases} \mu_0 e^{-\frac{(x-a)^2}{2\sigma^2\tau}}; & x < a \\ \mu_0; & x \in [a, b] \\ \mu_0 e^{-\frac{(x-b)^2}{2\sigma^2\tau}}; & x > b \end{cases}$$

Введем *обозначение*: Обозначим нечеткую величину с такой функцией распределения возможности как $M(\mu_0, a, b, \sigma^2)$. Множество нечетких величин класса $M(\mu_0, a, b, \sigma^2)$ включает в себя множество нечетких величин класса $\Omega(\mu_0, a, \sigma^2)$ и множество четких величин.

Нечеткая величина класса $M(\mu_0, a, b, \sigma^2)$ в результате устаревания не выходит за пределы данного класса. Это свойство делает возможным построение новых методов оценки достоверности информации.

Список использованных источников

1. Дюбуа Д., Прад А. Теория возможностей. Приложения к представлению знаний в информатике. Пер. с фр. – М.: Радио и связь, 1990.
2. Алтунин А.Е., Семухин М.В. Модели и алгоритмы принятия решений в нечетких условиях.

УДК 616.61

ИСКУССТВЕННАЯ ПОЧКА

Чистякова И.Б., Шопин Г.П., Лофицкий И.В., Акулов С.А.

Искусственная почка обеспечивает проведение диализа. (Диализ-греч. *dialysis*- разложение, отделение-метод очистки коллоидных растворов высокомолекулярных веществ от низкомолекулярных примесей, основанный на свойстве некоторых мембран пропускать только вещества с малой молекулярной массой). Важнейшим химическим элементом диализирующей жидкости, используемой для диализа, является натрий, концентрацию которого необходимо контролировать очень точно. Существующие отечественные диализаторы не позволяют осуществлять индивидуальный подбор для пациента концентрации натрия в диализирующей жидкости, что существенно ограничивает их функциональные возможности. Структурная схема устройства, в котором решена эта задача, приведена ниже.

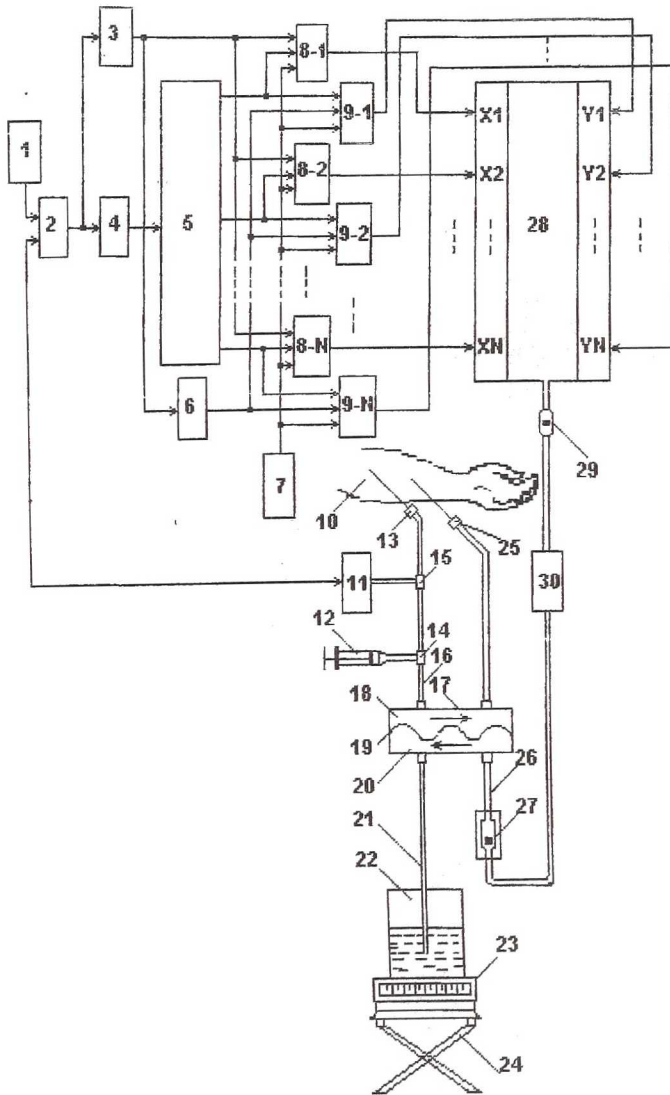


Рисунок 1 - Искусственная почка.

Искусственная почка (рис.1) содержит источник опорного напряжения 1, блок сравнения 2, блок анализа знаков 3, блок выделения модуля 4, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 5, элемент НЕ 6, генератор тактовых импульсов 7, элементы ЗИ первой и второй групп 8-1,8-2,...,8-N и 9-1,9-2,...,9-N, датчик концентрации натрия (в крови пациента) 10, шприц 12, отводящий артериально-венозный шунт 13, первый и второй соединители 14 и 15, внекорпусную цепь крови 16, гемодиализатор 17,

секцию для крови 18, полупроницаемую мембрану 19, секцию для диализирующей жидкости 20, выходную линию 21, средство для сбора отработанной диализирующей жидкости и ультрафильтрата 22, взвешивающее устройство 23, подвижную опору 24, подводящий артериально-венозный шунт 25, входную линию 26, расходомер 27, резервуар диализирующих компонентов 28, зажим 29, стерильное соединительное устройство 30.

Сосудистую систему пациента (рис.1) подсоединяют с помощью отводящего 13 и подводящего 25 артериально-венозных шунтов к внекорпусной цепи крови 16, связанной с гемодиализатором 17. Последний разделён на две секции 18 и 20 полупроницаемой мембраной 19 известного типа с высокой проницаемостью, имеющей площадь 0,3... 1,5 кв.метра. По секции 18 проходит кровь, а по секции 20 – в противотоке диализирующая жидкость. Кровь обычно течёт с расходом, лежащим в пределах 80...200 мл/мин. Гемодиализатор 17 обеспечивает производительность диализа не менее 40 мл/мин и производительность ультрафильтрации не менее 8 мл/ч/мм.рт.ст. Шприц 12, выход которого соединён первым соединителем 14 с артериальной стороной внекорпусной цепи крови 16, позволяет производить инъекции необходимых доз антикоагулянта, например, гепарина (после осуществления различных соединений).

Резервуар диализирующих компонентов 28 (рис.2) содержит первую, вторую и третью ёмкости 31, 32 и 33, дозаторы первой и второй

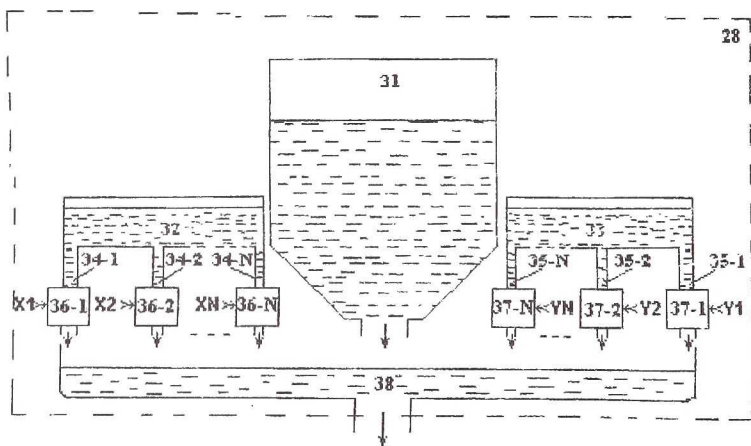


Рис.2 Резервуар диализирующих компонентов

групп 34-1, 34-2, ..., 34-N и 35-1, 35-2, ..., 35-N, управляемые клапаны первой и второй групп 36-1, 36-2, ..., 36-N и 37-1, 37-2, ..., 37-N и блок смешивания 38.

Заранее приготавливают некоторое количество свежей диализирующей жидкости нормальной концентрации, имеющей тот же состав, что и диализирующая жидкость, предназначенная для обычного диализа.

Её помещают в первую ёмкость 31 резервуара диализирующих компонентов 28 (рис.2). Объём ёмкости 31 составляет не менее 40 л. Диализирующая жидкость имеет, как один из возможных, следующий состав, мэкв/л: натрий 139,5; калий 3,75; магний 1,5; хлорид 100,25; лактат 45,5.

Во вторую ёмкость 32 резервуара 28 помещают диализирующую жидкость того же состава, но с повышенной (примерно в 1,5 раза) концентрацией элементов.

Объём ёмкости 32 составляет не менее 4 л. В третью ёмкость 33 резервуара 28 помещают дистиллированную воду. Объём ёмкости 33 составляет не менее 4 л. Все ёмкости изготавливаются из пластмассы. Необходимо, чтобы они имели регуляторы уровней и были проградуированы в литрах. Будучи предварительно нагретыми, например, в водяной ванне, примерно до температуры 40 градусов Цельсия, они сохраняют диализирующую жидкость и воду при достаточной температуре во время работы, не давая пациенту ощущения холода.

Входную линию 26 изготавливают из гибкой пластмассы. Она соединяет входное отверстие секции для диализирующей жидкости 20 гемодиализатора 17 с резервуаром 28 посредством известного в данной области техники стерильного соединительного устройства 30. Зажим 29, также известного типа позволяет регулировать расход диализирующей жидкости, задавая ему нужные значения, которые можно измерять при помощи расходомера 27.

Средство для сбора отработанной диализирующей жидкости и ультрафильтрата 22, связанное с атмосферой и имеющее объём немного больший, чем сумма объёмов емкостей 31,32 и 33 (рис.2) резервуара диализирующих компонентов 28, соединяется при помощи выходной линии 21 с выходным отверстием секции для диализирующей жидкости 20 гемодиализатора 17.

Выходную линию 21 также изготавливают из гибкой пластмассы. Она опущена на дно средства для сбора отработанной диализирующей жидкости и ультрафильтрата 22, которое размещено на взвешивающем устройстве 23, расположенном выше уровня земли и установленном на подвижной опоре 24 .

Искусственная почка (рис.1) работает следующим образом. Первоначально с помощью датчика концентрации натрия 11, вход которого связан вторым соединителем 15 с артериальной стороной внекорпусной цепи крови 16 вблизи её входа, регистрируется текущее значение концентрации этого вещества в крови пациента 10. При этом на выходе датчика 11 формируется постоянное напряжение, пропорциональное регистрируемой концентрации.

В блоке сравнения 2, реализованном на базе вычитателя, определяется разность выходных напряжений датчика концентрации натрия 11 и источника опорного напряжения 1 (последнее пропорционально значе-

нию концентрации натрия в диализирующей жидкости нормальной концентрации, находящейся в первой ёмкости 31 (рис.2) резервуара 28). Разностный сигнал с выхода блока сравнения 2 поступает на входы блока анализа знаков 3 и блока выделения модуля 4. АЦП 5 формирует цифровой код, пропорциональный его входному напряжению (модулю разностного сигнала на выходе блока выделения модуля 4). АЦП 5 содержит N разрядов, причём “вес” каждого последующего разряда, начиная со второго, меньше предыдущего в два раза.

В зависимости от знака разности концентрации натрия в диализирующей жидкости нормальной концентрации в ёмкости 31 и концентрации натрия в крови пациента 10 (от полярности выходного напряжения блока сравнения 2) выходной код АЦП 5 может нести информацию об избытке или недостатке натрия в указанной диализирующей жидкости индивидуально для каждого пациента. Искусственная почка обеспечивает равенство концентраций натрия в крови пациента и в диализирующей жидкости на выходе резервуара диализирующих компонентов 28. Это связано с тем, что, если для диализа использовать диализирующую жидкость, концентрация натрия в которой превышает норму, у больного может повыситься артериальное давление, возникнуть жажда и головная боль. И наоборот, при концентрации натрия в диализирующей жидкости ниже нормы у больного могут появиться судороги, тошнота и рвота.

Так, если напряжение на выходе блока сравнения 2 имеет отрицательный знак (концентрация натрия в крови пациента 10 выше, чем в диализирующей жидкости нормальной концентрации в ёмкости 31), то на выходе блока анализа знаков 3 формируется логическая “1”, означающая разрешение на добавление натрия в выходную диализирующую жидкость резервуара 28. Если напряжение на выходе блока сравнения 2 имеет положительный знак (концентрация натрия в крови пациента 10 ниже, чем в диализирующей жидкости нормальной концентрации в ёмкости 31), то на выходе блока анализа знаков 3 формируется логический “0”, означающий запрещение на добавление натрия в выходную диализирующую жидкость резервуара 28 (и разрешение на добавление в неё дистиллированной воды).

Таким образом, определяется, что необходимо добавить в выходную диализирующую жидкость резервуара диализирующих компонентов 28: диализирующую жидкость повышенной концентрации или дистиллированную воду - по уровню логического сигнала на выходе блока анализа знаков 3, и в каком количестве - по коду на выходе АЦП 5.

Выходное напряжение блока анализа знаков 3 поступает на вход элемента НЕ 6 и одновременно на первые входы элементов 3И первой группы 8-1,8-2,...,8-N. Напряжение с каждого выхода АЦП 5 поступает одновременно на второй вход одноимённого элемента 3И первой группы 8-1,8-2, ...,8-N и первый вход одноимённого элемента 3И второй группы

9-1,9-2, ...,9-N. Выходное напряжение элемента НЕ 6 поступает на вторые входы элементов 3И второй группы 9-1,9-2, ...,9-N.

Разрешение о подаче того или иного компонента в выходную диализирующую жидкость резервуара 28 осуществляется выходным сигналом (логической «1») генератора тактовых импульсов 7. Сигнал с выхода генератора 7 поступает на третьи входы элементов 3И первой и второй групп 8-1,8-2, ...,8-N и 9-1, 9-2, ...,9-N.

Сигнал с выхода каждого элемента 3И первой группы 8-1,8-2, ...,8-N поступает на одноимённый управляющий вход первой группы X_1, X_2, \dots, X_N резервуара диализирующих компонентов 28, а сигнал с выхода каждого элемента 3И второй группы 9-1,9-2, ...,9-N поступает на одноимённый управляющий вход второй группы Y_1, Y_2, \dots, Y_N того же резервуара.

Если в выходную диализирующую жидкость резервуара 28 необходимо добавить диализирующую жидкость повышенной концентрации, то на его управляющих входах первой группы X_1, X_2, \dots, X_N формируется соответствующий код. При этом на всех его управляющих входах второй группы Y_1, Y_2, \dots, Y_N будет присутствовать логический «0».

Если в выходную диализирующую жидкость резервуара 28 необходимо добавить дистиллированную воду, то на его управляющих входах второй группы Y_1, Y_2, \dots, Y_N формируется соответствующий код. При этом на всех его управляющих входах первой группы X_1, X_2, \dots, X_N будет присутствовать логический «0».

Резервуар диализирующих компонентов 28 (рис.2) работает следующим образом. В исходном состоянии в первую ёмкость 31 наливают диализирующую жидкость нормальной концентрации (её возможный состав приведён ранее), во вторую ёмкость 32- диализирующую жидкость повышенной концентрации, в третью ёмкость 33 - дистиллированную воду. Из первой ёмкости 31 диализирующая жидкость нормальной концентрации с заданным расходом поступает в блок смешивания 38. Последний выполнен из пластмассы. Из второй ёмкости 32 диализирующая жидкость повышенной концентрации поступает в дозаторы первой группы 34-1,34-2, ...,34-N и через каждый из них в одноимённые управляемые клапаны первой группы 36-1,36-2, ...,36-N.

При наличии логической «1» на каком-либо из управляющих входов первой группы X_1, X_2, \dots, X_N резервуара диализирующих компонентов 28 (управляющих входов клапанов 36-1,36-2, ...,36-N), одноимённый управляемый клапан пропускает диализирующую жидкость повышенной концентрации через одноимённый дозатор в блок смешивания 38.

При наличии логического «0» на каком-либо из управляющих входов первой группы X_1, X_2, \dots, X_N резервуара диализирующих компонентов 28, одноимённый управляемый клапан перекрывает движение

диализирующей жидкости повышенной концентрации (через одноимённый дозатор) в блок смешивания 38.

Из третьей ёмкости 33 дистиллированная вода поступает в дозаторы второй группы 35-1,35-2,...,35-N и через каждый из них - в одноимённые управляемые клапаны второй группы 37-1,37-2,...,37-N.

При наличии логической «1» на каком-либо из управляющих входов второй группы Y_1, Y_2, \dots, Y_N резервуара диализирующих компонентов 28 (управляющих входов клапанов 37-1,37-2,...,37-N), одноимённый управляемый клапан пропускает дистиллированную воду через одноимённый дозатор в блок смешивания 38.

При наличии логического «0» на каком-либо из управляющих входов второй группы Y_1, Y_2, \dots, Y_N резервуара диализирующих компонентов 28, одноимённый управляемый клапан перекрывает движение дистиллированной воды (через одноимённый дозатор) в блок смешивания 38.

Каждый из управляемых клапанов первой и второй групп 36-1,36-2,...,36-N и 37-1,37-2,...,37-N резервуара диализирующих компонентов 28 (рис.2) имеет преобразователь «напряжение-перемещение» и средство перекрытия сечения одноимённого дозатора, представляющие собой, например, электромагнит и стальной шарик соответственно. Для исключения химического взаимодействия с диализирующей жидкостью повышенной концентрации или дистиллированной водой стальной шарик должен быть покрыт защитным слоем, например, тефлоном.

Дозаторы первой и второй групп 34-1,34-2,...,34-N и 35-1,35-2,...,35-N выполнены на основе трубки из пластмассы, на которой крепится электромагнит (преобразователь «напряжение-перемещение») одноимённого управляемого клапана. Для того чтобы стальной шарик фиксировался в трубке дозатора, перекрывая её сечение, диаметр отверстия в нижней части дозатора выполняют меньшим, чем диаметр отверстия в его верхней части. При этом диаметр отверстия в верхней части дозатора должен быть больше диаметра шарика, а диаметр отверстия в его нижней части – меньше. Глубина канала верхней части всех дозаторов первой и второй групп 34-1, 34-2,...,34-N и 35-1,35-2,...,35-N должна быть одинаковой (перекрываемые сечения всех дозаторов расположены на одном уровне). При этом, на перекрываемых сечениях дозаторов 34-1,34-2,...,34-N создаётся одинаковое давление диализирующей жидкости повышенной концентрации, зависящее от уровня этой жидкости в ёмкости 32. Аналогично, на перекрываемых сечениях дозаторов 35-1,35-2,...,35-N создаётся одинаковое давление дистиллированной воды, зависящее от её уровня в ёмкости 33. Обе группы дозаторов содержат по N дозаторов, одноимённые дозаторы первой и второй групп по конструкции идентичны, причём площадь сечения нижней части каждого последующего дозатора, начиная со второго, меньше предыдущей в два раза. В соответствии с этой площадью в дозаторах будет изменяться и расход жидкости.

Если на обмотку электромагнита (управляющий вход клапана) поступает напряжение высокого уровня (логическая «1»), то своим магнитным полем электромагнит приподнимает стальной шарик над входным отверстием нижней части дозатора, давая тем самым диализирующей жидкости повышенной концентрации или дистиллированной воде через соответствующий дозатор свободно течь в блок смешивания 38.

Если на обмотку электромагнита поступает напряжение низкого уровня (логический «0»), то магнитное поле отсутствует, и стальной шарик под действием давления диализирующей жидкости повышенной концентрации или дистиллированной воды и собственного веса перекрывает входное отверстие нижней части соответствующего дозатора, не давая той или иной жидкости поступать в блок смешивания 38.

Таким образом, в блоке 8 происходит смешивание диализирующей жидкости нормальной концентрации, поступающей из первой ёмкости 31, либо с диализирующей жидкостью повышенной концентрации из второй ёмкости 32, либо с дистиллированной водой из третьей ёмкости 33, прошедшими через соответствующие дозаторы и управляемые клапаны первой или второй групп 34-1,34-2,...,34-N и 36-1,36-2,...,36-N или 35-1, 35-2,..., 35-N и 37-1,37-2, ..., 37-N.

Те из управляемых клапанов 36-1,36-2,...,36-N и 37-1,37-2, ..., 37-N, на управляющих входах которых присутствует логическая «1», могут находиться в открытом состоянии в течение всего диализного цикла. При этом на третьих входах элементов 3И первой 8-1,8-2,...,8-N и второй 9-1,9-2, ...,9-N групп (на выходе генератора тактовых импульсов 7) в течение всего цикла должна присутствовать логическая «1».

При ином режиме работы те же управляемые клапаны могут открываться периодически с частотой, задаваемой генератором тактовых импульсов 7 на время существования высокого уровня (логической «1») импульса на их управляющих входах. При этом длительность импульсов генератора 7 выбирается с учётом заданного расхода диализирующей жидкости нормальной концентрации на выходе ёмкости 31.

Диапазон изменения концентрации натрия в диализирующей жидкости на выходе резервуара диализирующих компонентов 28 (на выходе блока смешивания 38) задаётся следующим образом. В сторону увеличения концентрации – изменением уровня диализирующей жидкости повышенной концентрации в ёмкости 32. В сторону уменьшения концентрации – изменением уровня дистиллированной воды в ёмкости 33.

Точность поддержания концентрации натрия в диализирующей жидкости на выходе резервуара диализирующих компонентов 28 зависит от числа разрядов (N) АЦП 5 и резервуара 28, а также числа элементов 3И внутри каждой группы 8-1,8-2, ...,8-N и 9-1,9-2,...,9-N. Кроме того, на точность поддержания рассматриваемой концентрации влияет стабильность уровней жидкостей в первой 31, второй 32 и третьей 33 ёмкостях,

точность изготовления дозаторов 34-1,34-2,...,34-N и 35-1,35-2,...,35-N и точность установки их перекрываемых сечений на одном уровне.

После осуществления различных соединений цепь крови обрабатывают гепарином. Циркуляция крови создаётся во внекорпусной цепи крови 16, где она осуществляется естественным путём под действием сердцебиений пациента в результате артериально-венозной разности давлений между точками доступа к сосудам.

Затем зажим 29 открывают и его положение устанавливают таким образом, чтобы необходимый объём диализирующей жидкости протекал за период, отведённый для сеанса (6...8 часов). Диализирующая жидкость проходит внутри секции для диализирующей жидкости 20 гемодиализатора 17, а затем, абсорбирав загрязнения, которые диффундировали из крови пациента 10 через мембрану 19, она течёт по выходной линии 21 в средство для сбора отработанной диализирующей жидкости и ультрафильтрата 22.

Обычно кровь находится в гемодиализаторе 17 под давлением, немного превышающим давление диализирующей жидкости. Это приводит к переносу ультрафильтрацией воды и различных примесей из крови в диализирующую жидкость. Полученный таким образом ультрафильтрат вытекает с использованной диализирующей жидкостью в средство для сбора отработанной диализирующей жидкости и ультрафильтрата 22.

Расход ультрафильтрата можно регулировать, изменяя давление в секциях 18 и 20 гемодиализатора 17 и опуская или поднимая резервуар 22 (опору 24). Таким образом, расход ультрафильтрата можно увеличить, например, опуская средство для сбора отработанной диализирующей жидкости и ультрафильтрата 22 относительно гемодиализатора 17, т.е. опуская опору 24 и немного сужая внекорпусную цепь крови на выходе гемодиализатора 17 при помощи зажима (не показан).

Таким образом, предлагаемая искусственная почка обеспечивает проведение диализа с индивидуальным подбором для пациента концентрации натрия в диализирующей жидкости. Устройство позволяет: изменяя выходное напряжение источника опорного напряжения 1, определять индивидуальные границы концентрации натрия у пациента, в пределах которых у него не наблюдаются болезненные ощущения;

- изменяя уровни жидкостей в ёмкостях 32 и 33, выбирать необходимые диапазоны изменения концентрации натрия (безопасные для пациента) как в сторону увеличения, так и в сторону её уменьшения;
- изменяя число (N) элементов в группах и разрядов в блоках устройства, добиваться требуемой точности поддержания концентрации натрия в диализирующей жидкости;
- осуществлять текущий контроль концентрации натрия в крови у пациента;

- при наличии АЦП с памятью (с регистрами на выходе), осуществлять работу с однократным использованием датчика концентрации натрия 11;
проводить диализ, функционально изменяя концентрацию натрия в диализирующей жидкости, соответственно изменяя выходное напряжение источника опорного напряжения 1;
- при установлении уровня логического «0» на выходе генератора тактовых импульсов 7, проводить диализ с использованием диализирующей жидкости нормальной концентрации, содержащейся в ёмкости 31 (без коррекции её концентрации).

Список использованных источников

1. Стецюк Е.А., Лебедев С.В. Классический гемодиализ. — М.: Алтин, 1997.— 184 с.
2. Зельдин Е.А. Цифровые интегральные микросхемы в информационно-измерительной аппаратуре.— Л.: Энергоатомиздат, 1986.— 280 с.

УДК 62-135

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ УГЛОВ УСТАНОВКИ И РАСКРУТКИ ЛОПАТОК ТУРБОМАШИН ОДНИМ БЕСКОНТАКТНЫМ ДАТЧИКОМ

Щёголев В.В., Медников В.А.

Одной из задач при нахождении параметров движения лопаток турбомашин является определение их угловых положений.

В настоящее время существуют способы /1/, которые на основе информации, получаемой с датчиков в дискретные моменты времени, позволяют определять углы установки и раскрутки лопаток рабочего колеса газотурбинного двигателя (ГТД). Однако известные способы /1/ позволяют контролировать углы установки и раскрутки лопаток ГТД только в ограниченном диапазоне и имеют относительно низкую точность измерения. Кроме того, при реализации известных способов определения угловых положений лопаток необходимо использовать несколько датчиков. Например, для применения способа /1, стр. 41/ необходимо использовать три датчика и информацию об угле установки профиля лопатки.

Авторами разработан метод, позволяющий уменьшить количество датчиков, необходимых для определения угловых положений лопаток турбомашин.

Сущность предлагаемого метода поясняется схемой, представленной на рис.1, где обозначены: 1 - лопатка с угловым положением α в момент начала взаимодействия с вихретоковым преобразователем (ВТП), 2 - лопатка с угловым положением α в момент окончания взаимодействия с ВТП, 3 - чувствительный элемент (ЧЭ) ВТП, V - вектор линейной скоро-