

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В СИСТЕМЕ ЧРЕЗКОЖНОЙ БЕСКОНТАКТНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ

сифона. Вместе с тем при небольших расстояниях между элементом охлаждения и ТЭБ эффективнее все же является использование цельнометаллических теплопроводов, имеющих более простую конструкцию и технологию изготовления.

Выводы

В данной работе представлено описание математической модели холодильной установки, выполненной на базе ТЭБ слоистой конструкции с тепловыми термосифонами. Модель разбита на две составляющие, связанные с решением тепловой и термомеханической задачи для слоистого ТЭ и расчетом теплового поля теплового термосифона. Первая составляющая включает в себя численное моделирование двумерной задачи теплопроводности и термоупругости для ТЭ, вторая - решение задачи тепло- и массообмена для теплового термосифона.

Работа выполнена в рамках гранта Президента Российской Федерации по поддержке молодых ученых – кандидатов и докторов наук МК-6709.2010.8.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Патент 2269183 Российская Федерация, МПК H01L35. Термоэлектрическая батарея / Т.А. Исмаилов, М.Г. Вердиев, О.В. Евдулов, Н.Е. Меркухин; заявитель и патентообладатель ГОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет». - №2003134614, заявл. 28.11.03; опубл. 27.01.06. Бюл. № 3. – 4 с.
2. Ши, Д. Численные методы в задачах теплообмена. Пер. с англ. / Д. Ши. - М.: Мир, 1988. – 544 с.: ил.

Д.т.н., профессор Исмаилов Т.А., к.т.н., Евдулов О.В., к.т.н., Евдулов Д.В. - (8722) 62-37-15, unidgtu@yandex.ru, ГОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет».

УДК: 537.8; 61: 577.3

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ В СИСТЕМЕ ЧРЕЗКОЖНОЙ БЕСКОНТАКТНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ

А.Н. Лепетаев, Д.Н. Клыпин

В процессе работы проводились теоретические исследования различных беспроводных каналов передачи энергии и данных для специфических условий применения в биологических системах жизнеобеспечения деятельности человека. В результате исследований был определен тип беспроводного канала передачи энергии – индукционный; был выбран оптимальный диапазон частот передачи – 0,1...1 МГц; были созданы математическая модель системы передачи энергии и математический аппарат для расчета этой модели в виде программного обеспечения.

Ключевые слова: беспроводная передача энергии, расчет электромагнитных полей

Характерной чертой нынешнего тысячелетия является стремление к повышению качества и продолжительности жизни человека. Существенную роль в достижении этих целей играют успехи в разработке и использовании устройств, имплантируемых в организм человека – биоимплантатов. Спектр таких устройств в настоящее время охватывает все системы жизнедеятельности человека – от давно известных протезов и кардиостимуляторов до нейростимуляторов и микромашинных устройств для дозированной транспортировки лекарств.

Каждое из активных имплантируемых устройств, содержащих активные элементы (микросхемы и т.п.), требует электропитания. В настоящее время в имплантатах используются только невозобновляемые источники энергии – батареи, поэтому ресурс работы

имплантата ограничен. Для замены любого имплантата требуется оперативное медицинское вмешательство, что увеличивает риск инфицирования при каждой операции. Кроме того, нужно регулярно производить оценку состояния батареи имплантата, что производится только в лечебных учреждениях, с участием врача.

В настоящее время также происходит бурное развитие беспроводных технологий. В большей степени это относится к связи, но в то же время это развитие повлекло за собой увеличение интереса к бесконтактной передаче энергии для питания и зарядки «полностью беспроводных» устройств. Например, серийно выпускаются компьютерные мыши без батарей со специальным ковриком (семейство NB фирмы A4Tech), аккумуляторные зубные щетки с подзарядкой и т.п.

Постановка задачи

Работа проводилась по государственному контракту № 02.512.11.2302 «Модуль чрезкожной беспроводной передачи энергии для электропитания имплантированных систем» в рамках федеральной целевой научно-технической программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития науки и техники на 2007-2012 годы».

Разрабатываемый модуль системы бесконтактной передачи энергии предназначен для питания или зарядки элементов питания имплантатов через кожу. В качестве первоочередной цели выбран кардиостимулятор как наиболее массовое и востребованное в настоящее время изделие среди имплантатов.

Кардиостимулятор имплантируется под грудную мышцу, выполнен в корпусе из титана, современные модели имеют размеры до 50x40x7,5 мм, элемент питания – литиевая батарея емкостью 1,3...2 А·ч.

Предлагается в качестве элемента питания кардиостимулятора использовать аккумулятор. Наиболее пригодны для этих целей литиевые (литий-ион, литий-полимер) аккумуляторы, характеризующиеся наибольшей удельной энергоемкостью и малым саморазрядом. Поскольку современные кардиостимуляторы характеризуются небольшим потреблением, вполне достаточно будет емкости аккумулятора в 0,5 А·ч для получения периодичности зарядки в 1...2 года. Заряд аккумулятора должен происходить быстро, чтобы причинить организму пациента минимальный вред, а также уменьшить время процедуры. Поэтому заряд должен происходить максимально допустимым током, что для литий-ионных аккумуляторов составляет 1С (С – емкость элемента).

В качестве канала передачи энергии используется индукционный канал, как причиняющий наименьший вред организму. Известно, что тело человека примерно в 50 раз лучше поглощает электрическую составляющую электромагнитного поля, а индукционный канал характеризуется тем, что в нем основную часть составляет магнитное поле, а электрическое очень мало.

При выборе частоты преобразования следует учитывать степень опасности воздействия на организм и глубину проникновения в ткани. Глубина проникновения поля падает с ростом частоты и для частот свыше 100 МГц составляет не более 3 см (затухание в е раз). Частоты до 100 кГц считаются элек-

троопасными, так как могут вызывать фибрилляцию желудочков сердца. Частоты от 1 МГц до 40 МГц являются диатермическими (вызывают нагрев тканей организма).

Из рассмотренного выше вытекают следующие условия задачи:

- расстояние до имплантата L , мм 40;
- электропроводность корпуса имплантата σ_i , См/м $3,6 \cdot 10^6$ (Ti);
- диаметр приемной катушки, мм (определяется размерами имплантата) 50;
- средняя электропроводность тела человека σ_b , См/м 0,2 См/м;
- диэлектрическая проницаемость тела человека ϵ_b 40;
- передаваемая мощность, Вт (определяется как напряжение заряда 5 В на ток заряда 0,5 А) 2,5;
- частота сигнала накачки f , кГц 120.

Модуль чрезкожной системы зарядки аккумулятора кардиостимулятора состоит из излучающей и приемной катушек индуктивности, расстояние между которыми определяется глубиной размещения имплантата в теле человека.

Математический расчет задачи

Из приведенных условий видно, что задача расчета электромагнитных полей является квазистационарной, поскольку время задержки

$$\tau = L/c = 4 \cdot 10^{-2} / 3 \cdot 10^8 = 1,3 \cdot 10^{-10} \ll T = 1/f = 1 \cdot 10^{-5}.$$

Это означает, что при расчетах полей можно пренебрегать задержкой распространения сигналов и исключить соответствующие члены из уравнений Максвелла.

Поскольку передача энергии происходит с помощью магнитного поля, в качестве независимой переменной, через которую будут определяться все остальные расчетные параметры, следует взять векторный магнитный потенциал. При использовании соосной системы катушек трехмерную задачу можно свести к плоской осесимметричной задаче. При этом направления векторов плотности тока J , магнитного потенциала A и электрического поля E будут перпендикулярны плоскости сечения области решения задачи, и их можно рассматривать как скалярные величины. Векторы магнитного поля H и магнитной индукции B будут лежать в плоскости сечения области решения задачи. Для гармонического сигнала операция дифференцирования эквивалентна умножению на $j\omega$, где $\omega = 2\pi f$.

С учетом этих допущений основное уравнение выглядит так [1.. 3]:

$$(j\omega \cdot \sigma - \omega^2 \varepsilon_0 \varepsilon_r) A + \nabla \times \left(\frac{1}{\mu_0 \mu_r} \nabla \times A \right) = J, \quad (1)$$

где ε_0 – абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума ($\varepsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12}$), μ_0 – абсолютная магнитная проницаемость вакуума ($\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$), ε_r и μ_r – относительные (relative) величины диэлектрической проницаемости и магнитной проницаемости соответственно.

Учитывая связи между компонентами физических полей, уравнение (1) можно разложить на систему более простых уравнений:

$$\begin{cases} B = \text{rot}(A) \\ H = B / \mu_a \\ \text{rot}(H) = J + J_s \\ E = -j\omega A \\ J = E \cdot (\sigma + j\omega \varepsilon_a) \end{cases}, \quad (2)$$

где J_s – плотность внешних источников тока.

Такое представление задачи удобно тем, что в качестве промежуточных результатов получаются величины магнитных и электрических полей, что позволяет производить оптимизацию конструкции. В качестве источника магнитного поля при этом удобно задать величину плотности тока в области поперечного сечения излучающей катушки.

Расположим ось симметрии нашей задачи вертикально. Пусть sw и sh – соответственно ширина и высота области поперечного сечения излучающей (source) катушки, а sn – число витков этой катушки. Для приемной (receive) катушки аналогичные параметры будут обозначаться rw , rh и rn . Будем считать, что витки провода занимают все пространство области сечения, т.е. между ними нет промежутков. При единичном токе в проводе передающей катушки плотность тока будет равна:

$$J_s = \frac{sn}{sw \cdot sh} \quad (3)$$

Для приемной катушки при единичной величине тока в обмотке плотность тока будет равна:

$$J_r = \frac{rn}{rw \cdot rh} \quad (4)$$

Для того, чтобы рассчитать активную мощность в излучающей катушке, необходимо определить напряжение, наводимое на ее выводах. Пусть Δs – площадь сечения одного провода. Очевидно, что $\Delta s = sw \cdot sh / sn$. Для расчета величины напряжения (обозначим

его U_s) нужно просуммировать значения ЭДС, наводимых в отдельных проводах:

$$U_s = \sum_{i=1}^{sn} E_i \cdot 2\pi r_i = \frac{1}{\Delta s} \sum_{i=1}^{sn} E_i \cdot 2\pi r_i \cdot \Delta s \quad (5)$$

При малой величине Δs последнее выражение в (5) совпадает с величиной интеграла по объему:

$$U_s = \frac{1}{\Delta s} \int_V E dV = \frac{sn}{sw \cdot sh} \int_V E dV \quad (6)$$

При единичном токе катушки половина реальной части выражения (6) соответствует излучаемой мощности (со знаком минус, так как активная мощность определяется величиной противоэдс), а половина мнимой части этого выражения характеризует мощность, запасенную в индуктивности (реактивную мощность).

Для приемной катушки аналогично (6) можно найти величину напряжения, наводимого на ее выводах:

$$U_r = \frac{1}{\Delta s} \int_V E dV = \frac{rn}{rw \cdot rh} \int_V E dV \quad (7)$$

Пусть YL – проводимость нагрузки, подключенной к выводам приемной катушки. Тогда величина тока в проводах будет равна $I_r = U_r \cdot YL$, а плотность тока будет равна:

$$J_r = \frac{I_r \cdot rn}{rw \cdot rh} = \frac{rn \cdot U_r \cdot YL}{rw \cdot rh} = YL \cdot \left(\frac{rn}{rw \cdot rh} \right)^2 \int_V E dV \quad (8)$$

При наличии проводящих сред с различной величиной удельной проводимости и диэлектрической проницаемости (тело человека, корпус имплантата) решение системы (2) в аналитическом виде становится чрезвычайно трудным, поэтому необходимо использовать программы численного расчета, такие, как FlexPDE [4]. При описании областей, занимаемыми катушками, в этой программе следует задавать нулевое значение проводимости и ненулевую величину плотности тока. Для передающей катушки эта величина является константой, задаваемой выражением (3), а для приемной катушки будет определяться по формуле (8).

Однако такой подход наталкивается на проблемы численной неустойчивости методов расчета. Для чисто активной проводимости нагрузки YL еще удается найти решение (после манипуляций, связанных с настройками режима расчета и коэффициента демпфирования метода Ньютона-Рафсона), но для реактивной нагрузки процесс расчета расходится.

Для преодоления возникшего препятствия можно воспользоваться принципом суперпозиции полей (в силу линейности систе-

РАЗДЕЛ I. ОБЩИЕ ВОПРОСЫ СИНТЕЗА И АНАЛИЗА ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ

мы уравнений (2)), и провести расчет по следующей методике:

Задаем ненулевую плотность тока в области излучающей катушки по формуле (3) и нулевую плотность тока в приемной катушке, после чего по формулам (6) и (7) производим расчет напряжений на выводах приемной (U_{r1}) и передающей (U_{s1}) катушек;

Задаем нулевую плотность тока в области излучающей катушки и ненулевую плотность тока в приемной катушке по формуле (4), после чего производим расчет напряжений на выводах приемной (U_{r2}) и передающей (U_{s2}) катушек;

Принимая во внимание знаки величин напряжений и токов, и рассматривая напряжения как падения напряжения на сопротивлениях некоторого четырехполюсника, можно сделать вывод о том, что величины U_{s1} , U_{s2} , U_{r1} и U_{r2} представляют собой взятые со знаком минус компоненты матрицы сопротивлений \bar{Z} , связывающих токи в катушках и наводимые в них напряжения.

$$\begin{pmatrix} U_s \\ U_r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -U_{s1} & -U_{s2} \\ -U_{r1} & -U_{r2} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} I_s \\ I_r \end{pmatrix} = \bar{Z} \cdot \begin{pmatrix} I_s \\ I_r \end{pmatrix} \quad (9)$$

В выражении (9) U_s и U_r являются напряжениями на входе и выходе эквивалентного четырехполюсника. С учетом того, что $I_r = -U_r \cdot Y_L$ (в соответствии с правилами измерения токов и напряжений на выводах четырехполюсника), после решения системы уравнений (9) легко получаются все необходимые величины.

Напряжение на выводах приемной катушки:

$$U_r = \frac{I_s \cdot Z_{21}}{1 + Z_{22} \cdot Y_L} \quad (10)$$

Мощность в нагрузке:

$$P_L = \frac{|U_r|^2 \cdot Y_L}{2} = \frac{I_s^2 \cdot |Z_{21}|^2 \cdot Y_L}{2 \cdot |1 + Z_{22} \cdot Y_L|^2} \quad (11)$$

Активная мощность в нагрузке:

$$P_{Lr} = \frac{|U_r|^2 \cdot \text{Re}(Y_L)}{2} = \frac{I_s^2 \cdot |Z_{21}|^2 \cdot \text{Re}(Y_L)}{2 \cdot |1 + Z_{22} \cdot Y_L|^2} \quad (12)$$

Напряжение на выводах излучающей катушки:

$$U_s = I_s \cdot \left(Z_{11} - \frac{Z_{12} \cdot Z_{21} \cdot Y_L}{1 + Z_{22} \cdot Y_L} \right) \quad (13)$$

Активная излучаемая мощность:

$$P_s = \frac{I_s^2}{2} \cdot \text{Re} \left(Z_{11} - \frac{Z_{12} \cdot Z_{21} \cdot Y_L}{1 + Z_{22} \cdot Y_L} \right) \quad (14)$$

Коэффициент полезного действия:

$$\eta = \frac{P_{Lr}}{P_s} \quad (15)$$

Из (11) путем приравнянию нулю производной P_L по величине Y_L и решения полученного уравнения получается выражение для оптимальной величины нагрузки:

$$Y_{Lopt} = \frac{Z_{22}}{|Z_{22}|^2}, \quad (16)$$

откуда после подстановки в (11) получается выражение для максимальной величины мощности в нагрузке:

$$P_{opt} = \frac{I_s^2 \cdot |Z_{21}|^2 \cdot Z_{22}}{2 \cdot \left| Z_{22} + \frac{Z_{22}^2}{|Z_{22}|} \right|^2} \quad (17)$$

Для определения потенциальных возможностей системы электропитания был проведен расчет конструкции, в которой отсутствует проводящий корпус прибора (проводимость $\sigma_i = 0$). Зададим следующие геометрические параметры системы:

Внутренний радиус передающей катушки $s_{cr} = 40$ мм;

Число витков передающей катушки $s_{pn} = 25$;

Ширина сечения области витков передающей катушки $s_{cw} = 5$ мм;

Высота сечения области витков передающей катушки $s_{ch} = 5$ мм;

Расстояние от передающей катушки до границы раздела сред $s_{cd} = 10$ мм;

Внутренний радиус приемной катушки $r_{cr} = 25.5$ мм;

Число витков приемной катушки $r_{pn} = 25$;

Ширина сечения области витков приемной катушки $r_{cw} = 3$ мм;

Высота сечения области витков приемной катушки $r_{ch} = 5$ мм;

Расстояние от приемной катушки до границы раздела сред $r_{cd} = 40$ мм;

Частота возбуждения $f = 120$ кГц.

Результаты расчета (с учетом активных сопротивлений обмоток, которые были приняты равными 0.5 Ом):

$$\bar{Z} = \begin{pmatrix} 0,5 + 63,31i & 4,102 \cdot 10^{-4} + 2,569i \\ 4,102 \cdot 10^{-4} + 2,569i & 0,5 + 37,38i \end{pmatrix}$$

По формуле (17) при токе катушки возбуждения $I_s = 1$ А получаем мощность в нагрузке $P_{opt} = 1,65$ Вт.

Для автоматизации математических расчетов авторами был создан дескрипторный файл – сценарий расчета электромагнитных полей системы уравнений (2) в программе FlexPDE. На рисунках 1 и 2 приведены при-

меры расчета полей в области приемной катушки. Программа расчета полей зарегистри-

рована в ФГУ ФИПС.

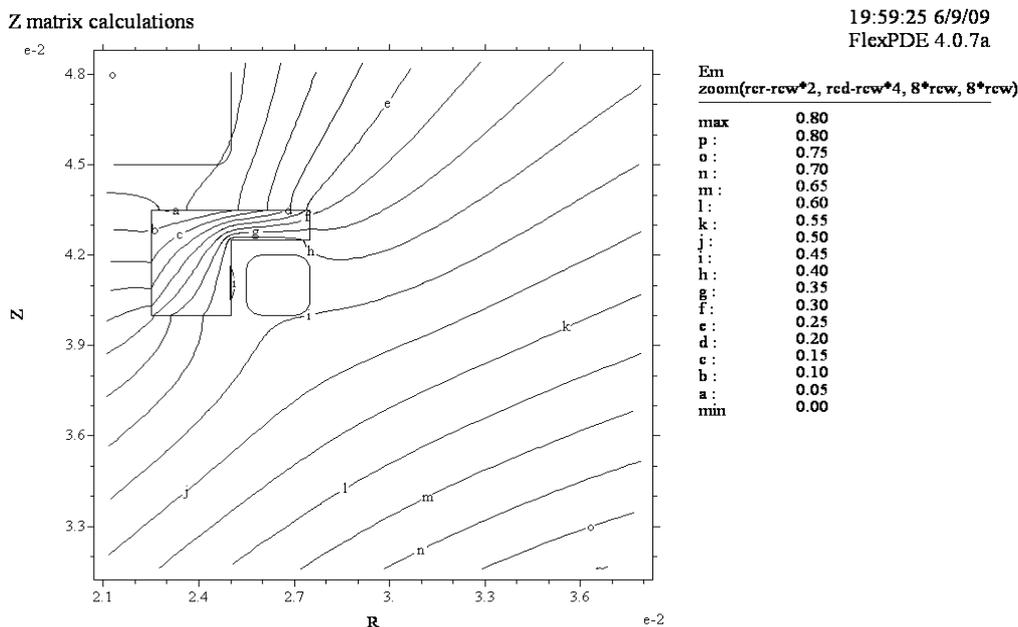


Рисунок 1 - Амплитуда напряженности электрического поля в районе приемной катушки при единичном токе в передающей катушке

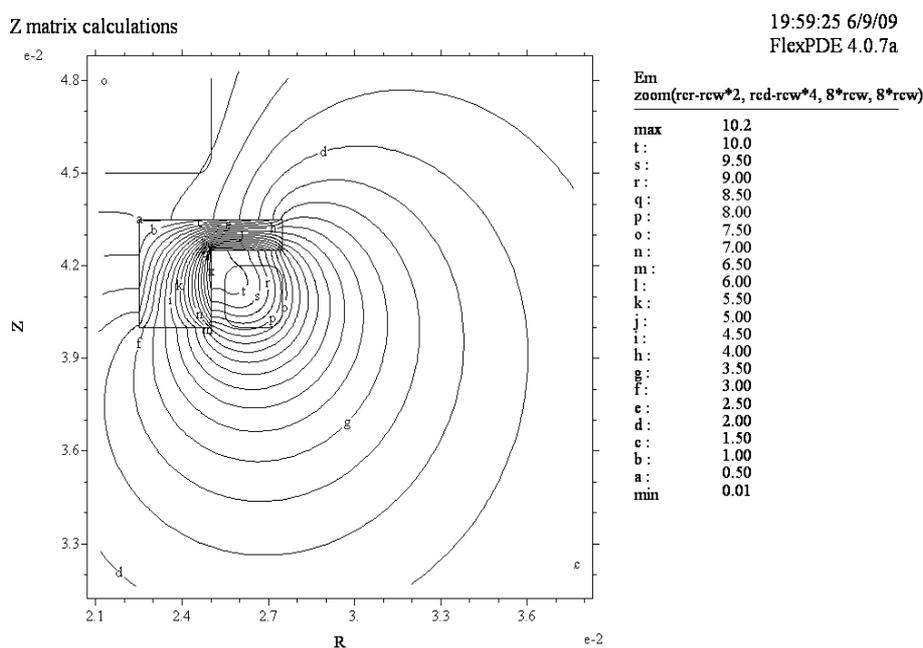


Рисунок 2 - Амплитуда напряженности электрического поля в районе приемной катушки при единичном токе в приемной катушке

Заключение

Используя созданный математический аппарат, можно рассчитать необходимые параметры системы для разных геометрических размеров, передаваемой мощности и условий возбуждения. Это позволяет создавать сис-

темы беспроводной передачи энергии для различных применений, как для питания и зарядки аккумуляторов медицинских биоимплантатов, так и для подзарядки батарей любых других устройств (мобильные телефоны и т.п.).

ЛИТЕРАТУРА

1. Бессонов, Л.А. Теоретические основы электротехники. Электромагнитное поле: учебник - 10-е изд. / Л.А. Бессонов - М. : Гардарики, 2003. - 317 с. - ISBN: 5-8297-0158-8
2. Теоретические основы электротехники : учебник для вузов в 3-х т. Т.3 Теория электромагнитного поля / под общ. ред. К.М. Поливанова - М. : Энергия, 1975. - 352 с.
3. Фальковский, О.И. Техническая электродинамика : учебник для вузов связи / О.И. Фальковский - М. : Связь, 1978. - 432 с.
4. [Электронный ресурс]. – режим доступа : <http://www.pdesolutions.com>
к.т.н., доцент **Лепетаев А.Н.** - lan@omgtu.ru, н.с. **Клыпин Д.Н.**, - кафедра радиотехнических устройств и систем диагностики Омского государственного технического университета, 8-(3812) 60-76-44, 644050, г. Омск, Мира 11

УДК 004.9

СИНТЕЗ ОПТИМАЛЬНЫХ ОПЕРАТОРОВ УПРАВЛЕНИЯ: МЕТОД ДВУХ МОДЕЛЕЙ

А.В. Максимов

Рассмотрена задача синтеза информационного и управляющего оператора в случае, когда свойства объекта управления точно не известны. Исследуется метод синтеза информационного и управляющего операторов с использованием двух моделей. Первая модель служит средством настройки параметров оператора управления и оценки его эффективности. Вторая, рабочая, – является упрощением задачи синтеза управляемой системы и используется в процессе ее функционирования.

Ключевые слова: управляемая система, информационный оператор, оператор управление, задача синтеза системы управления, математическая модель, метод двух моделей, идеальный оператор, идеальная модель

Представим структуру управляющей системы [1] в виде схемы на рисунке 1, где x_S , d , y – переменная внешней среды, информационный вектор и вектор выходов объекта, соответственно; $y = F(\cdot)$, $y \in Y(x_S, v)$, – оператор объекта; $v = \tilde{v}(\cdot)$, $v \in V$, – управляющий оператор; $d = \tilde{d}(\cdot)$, $d \in D$, – информационный оператор.

Определим системную цель управления:

$$\varphi(x_S, v, y) \rightarrow \max, \quad (1)$$

и рассмотрим соответствующую (1) задачу синтеза информационного и управляющего оператора в случае, когда свойства объекта управления точно не известны. Считаем, что оператор управления $\tilde{v}(d)$ и информационный оператор $\tilde{d}(x_S)$ заданы, при этом $d = x_S$. Требуется оценить эффективность управления, как значение целевого показателя $\tilde{W}(\cdot)$ в задаче (1):

$$\tilde{W}(\tilde{d}, \tilde{v}) = M_{x_S} [\min_{y \in Y(x_S, \tilde{v})} \varphi(x_S, \tilde{v}, y)]. \quad (2)$$

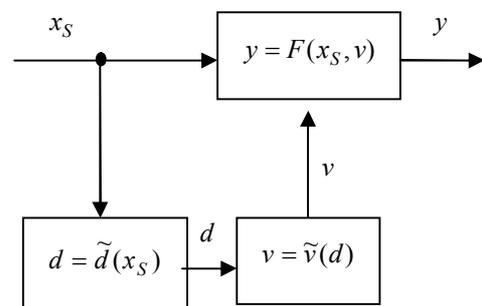


Рисунок 1- Структурная схема управляемой системы

В данном случае в целях упрощения записи используется простой проекционный оператор \tilde{d} и операция $M_{x_S}[\cdot]$ вычисления математического ожидания по случайному вектору x_S . Оценки эффективности управляемой системы, аналогичные (2), справедливы и в общем случае управляемых систем, в том числе, для систем с памятью по входу, когда информационный оператор зависит от прошлых значений x_S .

Наряду с (2) можно записать оптимистическую оценку эффективности управления в виде