

proposed. This method is founded on an optimal adaptive control of PAPR (Peak-to-Average Ratio) of OFDM signal. Each OFDM symbol on a place of unused subcarriers the special command symbols are changed, which one minimize a volume range of current implementation of OFDM signal by common mean-squared criteria. It is shown, that the algorithm, synthesized on the proposal method, can reduce PAPR in 2,9-3,2 dB and the power loss under BER does not exceed 0,2–0,3 dB.

УДК 519.233.2

МОДЕЛЬ СЛУХОВОГО ВОСПРИЯТИЯ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА НА ОСНОВЕ МЕТОДА РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ТОМОГРАФИИ

В.Г. Санников¹

¹ - Московский технический университет связи и информатики (МТУСИ), Москва, evb@mtuci2.ru

На основе выдвинутой гипотезы о том, что слуховая система построена по принципу реконструктивной томографии, развивается статистическая теория восстановления речевого сообщения, скрытого в наблюдаемом речевом сигнале. Показывается взаимосвязь функции плотности импульсов слухового нерва, как прообраз искомого речевого сообщения в пространстве Радона, с текущим спектром плотности мощности наблюдаемого речевого сигнала. Выводится формула обращения для восстановления, скрытого от наблюдения, речевого сообщения.

Метод реконструктивной томографии. Томография – одно из новейших развивающихся направлений в области получения и обработки информации. Её основную проблему можно сформулировать так: как по получаемым в томографическом эксперименте зашумленным проекционным данным «увидеть» (распознать) внутреннюю структуру скрытого от непосредственного наблюдения объекта (образа)? Математическую основу томографических методов составляет интегральная геометрия, оперирующая такими понятиями, как пространство и преобразование Радона. Обратимся вначале к тем исходным математическим соотношениям, на которых базируются современные методы реконструктивной томографии [1].

Пусть на плоскости, где введена прямоугольная система координат $\{x, y\}$, задана функция $c(x, y)$ – образ некоторого физического явления. Интегрируя данную функцию по прямой, описываемой уравнением

$$x \cos \varphi + y \sin \varphi - t = 0, \quad (1)$$

получим другую функцию $R(t, \varphi)$, где t – расстояние от начала координат до прямой (1), φ – угол, образованный с осью x перпендикуляром, опущенным из начала координат на эту прямую.

Подобное интегрирование можно рассматривать как некоторое преобразование, которое данной функции $c(x, y)$ на плоскости $\{x, y\}$ ставит в соответствие функцию $R(t, \varphi)$ на множестве всех прямых, задаваемых интегралами от $c(x, y)$ вдоль прямых. Это преобразование, называемое преобразованием Радона, задается соотношением

$$R(t, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} c(x, y) \cdot \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - t) dx dy, \quad (2)$$

где функция $R(t, \varphi)$ есть изображение функции $c(x, y)$ в пространстве Радона. В (2) $\delta(\bullet)$ – дельта-функция Дирака. Помимо этого о функции $R(t, \varphi)$ говорят как о проекции $c(x, y)$ или как о функции, которая описывает проекционные данные.

В задаче реконструктивной томографии исходными являются проекционные данные, связанные с функцией $R(t, \varphi)$. Функция $c(x, y)$ неизвестна, но известна функция $R(t, \varphi)$,

связанная с $c(x,y)$ преобразованием Радона (2). Требуется по функции $R(t, \varphi)$ восстановить функцию $c(x,y)$.

Существует много методов нахождения формул обращения и алгоритмов реконструкции (восстановления) $c(x,y)$ по $R(t, \varphi)$, описанных в указанной литературе. Важной в этом соотношении является обобщенная проекционная теорема, суть которой состоит в следующем. Пусть $w(t)$ – некоторая произвольная функция одной переменной t (здесь t не обязательно время), такая, что существуют два интеграла: первый – от произведения $w(t)R(t, \varphi)$ по переменной t и второй – от произведения $w(x\cos\varphi + y\sin\varphi) \cdot c(x,y)$, по переменным x и y . Тогда, если $R(t, \varphi)$ есть радоновский образ функции $c(x,y)$, то эти интегралы равны, т.е.

$$\int_{-\infty}^{\infty} R(\tau, \varphi) w(\tau) d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} c(x, y) w(x\cos\varphi + y\sin\varphi) dx dy. \quad (3)$$

В частности, при $w(\tau) = \delta(\tau - t)$ из (3) следует (2). Если положить $w(\tau) = \exp(j\omega\tau)$, то соотношение (3) приводится к виду

$$R_{\varphi}(\omega, \varphi) = c_{\varphi}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi), \quad (4)$$

где $R_{\varphi}(\omega, \varphi)$ - одномерное преобразование Фурье радоновского образа $R(t, \varphi)$ или спектр функции $R(t, \varphi)$ по переменной t , $c_{\varphi}(\omega_1, \omega_2)$, где $\omega_1 = \omega \cos \varphi$, $\omega_2 = \omega \sin \varphi$ - пространственный спектр функции $c(x,y)$. Заметим, что величина φ в (4) проявляет себя как некоторый параметр.

Из соотношения (4) следует, что одномерное преобразование Фурье радоновского образа $R(t, \varphi)$ по t равно функции, описывающей центральное сечение двумерного преобразования Фурье, соответствующее тому значению φ , при котором вычисляется преобразование Фурье функции $R(t, \varphi)$.

При $w(\tau) = 1$ из (3) следует важное равенство

$$\int_{-\infty}^{\infty} R(\tau, \varphi) d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} c(x, y) dx dy. \quad (5)$$

Данное равенство указывает на то, что интеграл от радоновского образа по переменной t , взятый по области, где функция $R(t, \varphi)$ отлична от нуля, не зависит от угла φ . Более того, значение этого интеграла равно двойному интегралу от функции $c(x,y)$, взятому по области, где $c(x,y)$ отлична от нуля.

Воспользуемся рекомендациями, которые даны в работе [1], относительно поиска решения задачи восстановления функции $c(x,y)$ и которые базируются на обобщенной проекционной теореме. В частности, известно, что по двумерному преобразованию Фурье $c_{\varphi}(\omega_1, \omega_2)$ можно найти саму функцию $c(x,y)$, используя обратное преобразование Фурье. Применяя его к (3), после ряда преобразований находим

$$\begin{aligned} c(x, y) &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} c_{\varphi}(\omega_1, \omega_2) \exp[-(j\omega_1 x + j\omega_2 y)] df_1 df_2 = \\ &= \int_0^{\pi} d\varphi \int_{-\infty}^{\infty} |f| R_{\varphi}(\omega, \varphi) \exp[-j\omega(x\cos\varphi + y\sin\varphi)] df, \end{aligned} \quad (6)$$

где $\omega_1 = 2\pi f_1$, $\omega_2 = 2\pi f_2$, $\omega = 2\pi f$.

Согласно (6) для восстановления $c(x,y)$ следует найти преобразование Фурье $R_{\varphi}(\omega, \varphi)$ ее радоновского изображения $R(t, \varphi)$ и затем вычислить двойной интеграл. Соотношению (6) можно придать иной вид, переходя от переменной ω к переменной t . Для этого введем в рассмотрение импульсную реакцию $g(t)$ фильтра с частотной характеристикой $\pi|f|$. Тогда соотношение (6) приводится к виду

$$c(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} d\varphi \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \varphi) g(x \cos \varphi + y \sin \varphi - t) dt. \quad (7)$$

В отличие от (6), здесь фигурирует само радоновское изображение, а не его преобразование Фурье. Из (7) следует следующее правило восстановления образа $c(x, y)$ по его проекционным данным $R(t, \varphi)$:

1. Вычисляется свертка данного радоновского образа с функцией $g(t)$ (импульсная реакция идеального дифференцирующего звена) в соответствии с соотношением

$$I(\tau, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \varphi) g(\tau - t) dt. \quad (8)$$

2. Аргументу τ функции $I(\tau, \varphi)$ в (8) присваивается значение

$$\tau = x \cos \varphi + y \sin \varphi. \quad (9)$$

3. Осуществляется интегрирование функции $I(x \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi)$ по φ , в результате чего восстанавливается функция $c(x, y)$ в соответствии с (7).

Рассмотренная выше задача восстановления функции $c(x, y)$ по ее проекционным данным $R(t, \varphi)$ относится к классу обратных задач, которые называют некорректно поставленными задачами. Строгое математическое определение «некорректности» дается в работе [2]. Физическая же суть «некорректности» проявляется в том, что если пользоваться точным решением некорректной задачи, то даже при небольших искажениях в проекционных данных это решение может существенно отличаться от искомой функции $c(x, y)$. Устранить это нежелательное явление можно путем регуляризации формул обращения.

Регуляризованная формула, соответствующая (7), имеет вид

$$c_B(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} d\varphi \int_{-\infty}^{\infty} R_u(t, \varphi) g_\alpha(x \cos \varphi + y \sin \varphi - t) dt, \quad (10)$$

где $g_\alpha(t)$ определяется равенством

$$g_\alpha(t) = \pi \int_{-\infty}^{\infty} |f| H_\alpha(2\pi|f|) e^{j2\pi ft} df, \quad (11)$$

В (10) $R_u(t, \varphi)$ в отличие от $R(t, \varphi)$ описывает не точные, а искаженные проекционные данные. В (11) $H_\alpha(|\omega|)$ - стабилизирующий множитель, представляющий собой четную частотную характеристику некоторого фильтра нижних частот, например, вида $H_\alpha(|\omega|) = \exp(-\alpha|\omega|)$. Здесь $\alpha \geq 0$ - регуляризирующий или стабилизирующий параметр, указывающий на то, как сильно проявляются высокие частоты при восстановлении функции $c(x, y)$.

Выбор того или иного вида стабилизирующего множителя H_α произволен. Выбор же конкретного значения параметра α связан с ожидаемым уровнем искажений. Таким образом, используя регуляризованную формулу обращения, функция $c(x, y)$ восстанавливается с ошибкой $\varepsilon(x, y) = c_B(x, y) - c(x, y)$. Однако формула обращения оказывается устойчивой, так что при небольших искажениях в проекционных данных $\varepsilon(t, \varphi) = R_u(t, \varphi) - R(t, \varphi)$ восстанавливается функция $c_B(x, y)$ мало отличающаяся от $c(x, y)$ по выбранному критерию точности.

Статистическая теория слухового восприятия речевых сигналов. Анализируя процессы преобразования речевого сигнала в различных отделах слуховой системы [3 - 5] и сравнивая их с алгоритмами томографической (послойной) реконструкции скрытых от непосредственного наблюдения закономерностей, можно выдвинуть гипотезу о том, что слуховая система построена по принципу томографической системы. Действительно, задача слуховой системы состоит в том, чтобы из принятого сложно модулированного

речевого сигнала выделить (восстановить) закодированное в нем речевое сообщение (речевой образ). С этой целью в ее периферической части формируются проекционные данные - сигналы сенсорных (частотных или высотных) каналов, которые характеризуют восстанавливаемый речевой образ под тем или иным углом зрения. Заметим, что данный угол зрения φ можно оценить как произведение характеристической частоты (резонансной частоты слухового фильтра) z -ого высотного канала на интервал наблюдения T , т.е. $\varphi(z) = T \cdot 2\pi f(z)$, где $f(z) = F_2 \text{sh}(bz) f(z)$ [5]

Далее в центральных отделах слуховой системы на основе этих данных восстанавливается скрытое от непосредственного наблюдения передаваемое звуковое сообщение (фонема, дифон, слово, звук и т.д.) Как это делается в слуховой системе никому еще не известно. Однако, на основе нейрофизиологических исследований реакций нейронов различных ее отделов существует целый ряд подтверждений тех процедур, какие используются в реконструктивной томографии.

Нейрофизиологические исследования нейронов высших отделов слуховой системы показывают наличие эффектов обострения фронтов импульсных стимулов так, как это, например, происходит при дифференцировании сигналов с импульсной реакцией, подобно той, которая определяется соотношением (11) при $\alpha=0$ [3]. Установлен факт не только дифференцирования, но и низкочастотной фильтрации импульсных откликов нейронов в синаптических окончаниях дендритов слуховых нейронов [3, 6 - 9]. Кроме того, в указанных работах отмечается, что в высших отделах слуховой системы существует множество нейронов (их называют нейронами-детекторами), которые реагируют на суммарный эффект от множества реакций, полученных от различных сенсорных каналов (под разными углами) так, например, как это отражено в формуле (10).

Предположив, что выдвинутая гипотеза справедлива, перейдем к математическим аспектам этой задачи. Пусть звуковой сигнал $s(t)$, содержащий информацию о некотором звуковом образе $c_s(t_1, t_2)$ воздействует на слуховую систему в течение времени локальной стационарности T_c . На периферии слуха скалярный сигнал $s(t)$ преобразуется в многомерный стохастический точечный процесс $dN(t, z)$, $0 < z < 24$ (z - высота тона в барках), отображающий реакции множества нейронов слухового нерва. При этом, как показано в работах [2, 8], в качестве математической модели такого точечного процесса выступает многомерный пуассоновский процесс с функцией плотности вероятностей вида

$$w(t_1, z_1; \dots; t_n, z_n; n) = \frac{1}{n!} \sum_{i=1}^n \mu_s(t_i, z_i) \cdot e^{-m}, \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (12)$$

где n - число импульсов, реализовавшееся в конкретном эксперименте на плоскости $[z, t]$, m - среднее число импульсов, связанное с плотностью импульсации $\mu_s(t) = dm(t)/dt$ соотношением

$$m(t) \cong \int_0^z dz \int_{t-0,5T_c}^{t+0,5T_c} \mu_s(t, \tau, z) d\tau. \quad (13)$$

Здесь текущая плотность импульсации $\mu_s(t, z)$ z -го слухового канала связана со средним значением статистики $E(z, t)$ соотношением [5]

$$\mu_s(t, z) = \frac{1}{T_c} m_s(t, z) = \frac{1}{T_c} \sqrt{K \cdot 0,5\pi a_2 \Delta f(z) G_s[2\pi f(z), t]}, \quad (14)$$

т.е. определяется текущим спектром плотности мощности (СПМ) $G_s[2\pi f(z), t]$ сигнала $s(t)$.

В (14) параметры l, k, a_2 - постоянные слуха, определенные в [5] и соответственно равные: $l=1/0,22$; $K=4$, $a_2=0,02$. Кроме того, здесь $G_s[2\pi f(z), t]$ - медленно изменяющаяся функция, практически постоянная на интервале T_c , и несущая информацию о восстанавливаемом звуковом образе $c(t_1, t_2)$.

Естественно предположить, что величины $\mu_s(t, z)$ характеризуют проекционные, топографические данные. Найдем взаимосвязь этой функции с функцией $R(t, \varphi)$ в соотношении (7). Для этого необходимо от переменной z перейти к переменной $\varphi = 2\pi f(z)T_c$. С учетом $f(z) = F_z \text{sh}(bz)$, находим

$$\frac{d\varphi(z)}{dz} = \frac{d}{dz} 2\pi T_c F_z \text{sh}(bz) = 2\pi T_c F_z b \text{ch}(bz)$$

или

$$dz = d\varphi / 2\pi T_c F_z b \text{ch}(bz) \Big|_{z=\Psi(\varphi)}. \quad (15)$$

Откуда получаем

$$z = \Psi(\varphi) = b_z \ln \left[\frac{\varphi}{\varphi_z} + \sqrt{1 + \left(\frac{\varphi}{\varphi_z} \right)^2} \right], \quad (16)$$

где $\varphi_z = 2\pi T_c F_z$.

Подставляя (15) в соотношение (12) получаем

$$m(t) \cong \int_{t-0,5T_c}^{t+0,5T_c} d\tau \int_0^\pi R_s(t, \tau, \varphi) d\varphi, \quad (17)$$

где функция проекционных данных $R_s(t, \varphi)$ равна

$$R_s(\tau, \varphi) = \frac{\mu_s(\tau, z)}{\varphi_z b \text{ch}(bz)} = \frac{\sqrt[4]{K \cdot 0,5\pi a_2 \Delta f(z) G_s[2\pi f(z), \tau]}}{T_c \varphi_z b \text{ch}(bz)} \Big|_{z=\Psi(\varphi)}. \quad (18)$$

Итак, функция $R_s(\tau, \varphi)$ характеризует проекционные данные искомого речевого образа. Эту функцию назовем прообразом в пространстве Радона неизвестного пока речевого образа $c(t_1, t_2)$, в котором аргументы t_1 и t_2 согласно соотношениям (7) и (10) равны: $t_1 = t \cdot \cos \varphi$, $t_2 = t \cdot \sin \varphi$.

Теперь, зная функцию $R(t, \varphi)$ и используя стандартную форму обращения (7), находим следующее правило восстановления звукового образа

$$c_s(t, t_1, t_2) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi d\varphi \int_{-\infty}^\infty R(t, \tau, \varphi) g_\alpha(t_1 \cos \varphi + t_2 \sin \varphi - \tau) d\tau. \quad (19)$$

На основе разработанной теории представляется, что в слуховой системе на уровне ее центральных отделов осуществляются следующие процедуры.

Вначале проекционные данные нормируются и приводятся к виду

$$R(t, \varphi) = \frac{R_s(t, \varphi)}{\int_{t-0,5T_c}^{t+0,5T_c} R_{vs}(t, \varphi) dt} = \frac{\sqrt[4]{G_s[2\pi f(z), t]}}{\int_{t-0,5T_c}^{t+0,5T_c} \sqrt[4]{G_s[2\pi f(z), t]}} \Big|_{z=\Psi(\varphi)}, \quad (20)$$

где знаменатель дроби представляет средние на интервале T_c проекционные данные, определяемые соотношением (18).

Нормировка (20) необходима для выполнения условия (5). При этом на данном этапе формируется так называемый слуховой спектр (18), содержащий полную информацию об исходном спектре плотности $G_s(\omega, t)$ речевого сигнала $s(t)$.

Затем на основе соотношения (19) формируется речевой образ, отражающий временную структуру передаваемого сообщения и связанный с интонационной структурой речевого сигнала. Например, на рис. 1 приведены три интонационных портрета

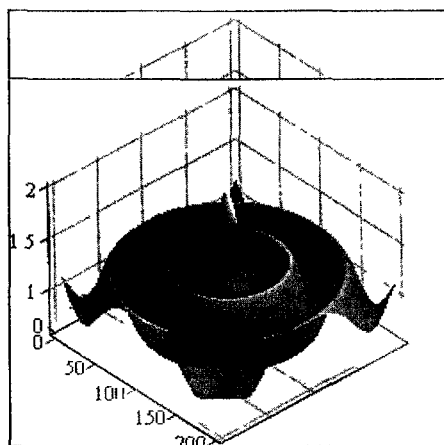
для вокализованных сегментов речи с периодом основного тона $T_0 = 2$ мс и 14 мс на интервале $T_c = 60$ мс (рис.1 а, б) и невокализованного участка (рис.1в). На вокализованных сегментах четко видна периодичность, характерная для голосового возбуждения; на невокализованных сегментах периодичности нет.

Из сказанного следует, что если модель речеобразования представляется в виде двух составляющих: голосового возбуждения и голосового тракта, то модель слуховой системы представляется в виде: формирователя слухового спектра с целью распознавания свойств голосового тракта и формирователя интонационного портрета с целью распознавания источника голосового возбуждения.

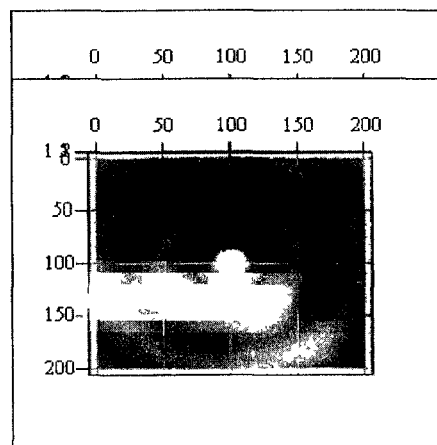
Библиографический список

1. Троицкий И.Н. Статистическая теория томографии.- М.: Радио и связь, 1989. – 240 с.
2. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. Учебное пособие для вузов. – М.: Наука, ГР ФМЛ, 1986. – 288 с.
3. Слуховая система. / Ред. Я.А. Альтман - Л.: Наука, 1990. - 620 с. (Основы современной физиологии).
4. Санников В.Г. Вероятностная модель слухового восприятия и проблема формирования звуковых образов. Збірка наукових прац: "Імовірнісні моделі та обробка випадкових сигналів і полів". Т.ІІ, Часть 2. -Тернопіль.: Інженерна Академія України, ХІРЕ, ТПІ, 1993. с. 42-47.
5. Санников В.Г. Теоретический анализ заметности искажений речевых сигналов по громкости их слухового восприятия // Электросвязь. – 2002. - № 12. С. 38-42.
6. Акоев Г.Н., Андрианов Ю.Н. Синаптическая передача в рецепторах акустико-латеральной системы. - Л.: Наука, 1989. - 139 с.
7. Бибииков Н.Г. Описание признаков звука нейронами слуховой системы наземных позвоночных. - М.: Наука, 1987. - 200 с.
8. Леонов Ю.П. Теория статистических решений и психофизика. - М.: Наука, 1977. – 223 с.
9. Цвикер Э., Фельдкеллер Р. Ухо как приемник информации: Пер. с нем. / Под ред. Б.Г. Белкина - М.: Связь, 1971. - 256 с.

а)



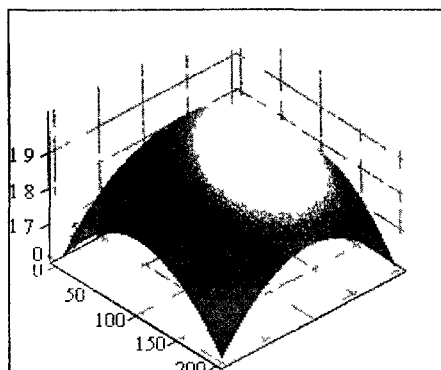
М



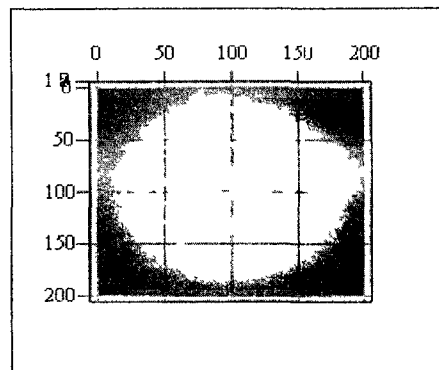
М

б)

в)



М



М

Рис 1 Томографические (интонационные) портреты вокализованных (а) $T_0=2$ мс, (б) $T_0=14$ мс и невокализованного (в) сегментов речи

A MODEL OF AUDITORY PERCEPTION OF SPEECH SIGNAL ON THE BASIS OF RESTORATIVE TOMOGRAPHY

V.G.Sannikov

The article considers statistical theory of reconstruction of a voice message in observable speech signals based on a hypothesis that auditory system is constructed on the principle of restorative tomography. The authors show the correlation of the function of auditory nerve impulse density as a prototype of the sought voice message in Radon space, with current spectrum of density of the observed speech signal power. The authors give an inversion formula to reconstruct voice messages in observable speech signals.

УДК 519.233.2

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ НАДЕЖНОСТИ МУЛЬТИСЕРВИСНЫХ СЕТЕЙ СВЯЗИ

Кузнецов В.В.¹, Кузьменко Г.Н.², Межуев Н.В.³

1 – профессор кафедры «Радиосистемотехника» ГОУ МАРТИТ

2 – директор Белгородского филиала ОАО «ЦентрТелеком»

3 – директор Московского филиала ОАО «ЦентрТелеком»

В статье приводятся материалы по подходам и оценке функциональной надежности мультисервисных сетей связи. Намечаются направления разработки научных и инженерных методик, которые могут быть применимы как при создании, так и при развитии мультисервисных сетей связи (МСС) региональными операторами электросвязи.

Надежность функционирования сложных систем (сетей) связи таких, как МСС находится в прямой зависимости от информационной нагрузки, то есть от параметров потоков заявок, поступающих в систему. Ошибки (сбои) работы таких систем обусловлены не только и не столько отказами технических средств, а во многом и