

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЗАДАЮЩИХ СИГНАЛОВ И КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРА ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ В РАБОЧЕЙ ЗОНЕ МАГНИТОГЕНЕРАТОРА

С. В. Наумова, А. И. Кедров, А. В. Голубев

ФГУП «РФЯЦ-ВНИИЭФ», г. Саров Нижегородской обл.

При исследовании влияния электромагнитного поля (ЭМП) на биообъекты различного уровня системной организации требуется не только обеспечить теоретическое обоснование и экспериментальное подтверждение биоэффективности того или иного вида ЭМП, но и обеспечить необходимые параметры в рабочей зоне генератора.

Целью работы является сформировать задающий сигнал генератора таким образом, чтобы с учетом характеристик входящих в генерирующий комплекс устройств обеспечить требуемые биоэффективные параметры ЭМП в его рабочей зоне.

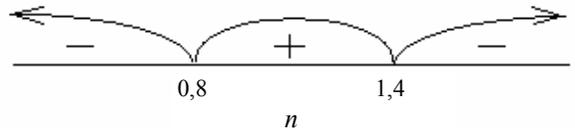
Объектами исследования влияния ЭМП в НИО-48 являются биологические объекты.

Сложномодулированный сигнал, используемый нами в биофизических экспериментах, представляет собой сигнал со сложной амплитудной модуляцией. Форма модулирующего сигнала выбирается на основании условий эксперимента.

Одним из наиболее изученных параметров, который является индикатором адаптационно-приспособительной деятельности целостного организма, является закономерность флуктуаций сердечного ритма.

В ранних исследованиях [1, 2], описанных в литературе и в наших собственных, было показано, что огибающие спектров хаотических флуктуаций частоты сердечных сокращений (ЧСС) биологических объектов (таких как человек, свиньи, крысы, мыши) в состоянии покоя описываются зависимостью вида $Y(f) = mf^{-n}$, где показатель степени n колеблется от 0,8 до 1,4 (рис. 1 и его огибающие).

вии, что огибающая спектра модулирующего сигнала имеет вид $U(t) = mf^{-n}$, будет вызывать различные ответные физиологические изменения в организме. Особенно это будет выражено на границе областей.



Для получения подтверждения этого предположения и соответствующего заданного биоэффекта необходимо было проведение экспериментальных работ в разных диапазонах n . Формирование задающих сигналов генераторов ЭМП и оптимизация их параметров осуществляется с учетом предварительно зарегистрированных ритмологических характеристик объектов исследования и имеющихся данных о технических возможностях и характеристиках аппаратуры, используемой при формировании ЭМП.

На основании чего необходимо было смоделировать задающий сигнал ЭМП, спектральная плотность которого зависит от частоты по закону f^{-n} , и подобрать его параметры таким образом, чтобы обеспечивать создание условий комфортного либо дискомфорта состояния организма в зависимости от его собственных ритмологических характеристик.

Работы проводились в радиодиапазоне нетепловой интенсивности от сверхнизких до сверхвысоких частот, и в качестве задающего сигнала ЭМП использовали сложномодулированный импульсный сигнал.

В работе представлены используемые математические методы обработки, моделирования и расчета параметров управляющего сигнала для формирования ЭМП.

Представленная методика ориентирована на подбор параметров ЭМП как индивидуально для отдельного объекта, так и для группы объектов, сходных по физиологическому строению.

Для реализации задающих сигналов был разработан программно-аппаратный комплекс, позволяющий подбирать параметры сигнала в соответствии с предъявленными требованиями к ЭМП, а также учитывая технические параметры аппаратуры.

При формировании сложномодулированного сигнала, где каждый изначальный сигнал имеет свои параметры, необходимо было учесть неизбежное искажение формы одного из них, что в свою очередь приводит к искажению спектрального представления результи-

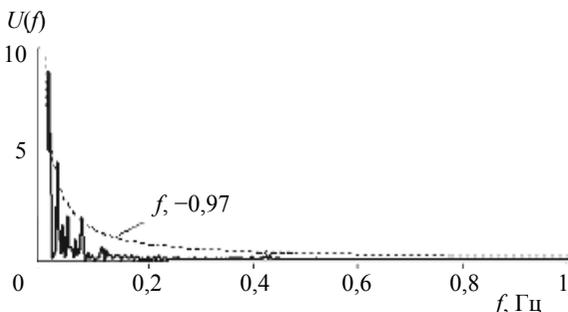


Рис. 1. Функции распределения (спектра) флуктуаций частоты сердечных сокращений человека в состоянии покоя и его огибающие

Основываясь на данной теории можно предположить, что воздействие импульсным магнитным полем (ИМП) с различными параметрами при усло-

рующего сигнала [3]. А как было сказано ранее, основным критерием для подбора и формирования задающего сигнала ЭМП является значение параметра n функции $U(t) = mf^{-n}$ огибающей спектра сигнала.

То есть чтобы получить импульсное ЭМП заданного биоэффекта, необходимо провести подбор и коррекцию исходных задающих сигналов.

Первоначально у нас имеются два разных сигнала, один из которых моделирующий (период которого T_m) и моделируемый импульсный сигнал (период которого T_n).

Если фиксировать длительность периода модулирующего сигнала T_m и его форму, в модулируемом T_n сигнале появятся импульсы случайной длины и формы. Если же сохранить форму модулируемого сигнала, придется скорректировать форму и период модулирующего сигнала.

Учитывая появление случайных импульсов и, соответственно, искажений в спектральном представлении итогового сигнала, то более предпочтительным является корректировка формы и периода T_m модулирующего сигнала с точностью до периода модулируемого T_n .

В проводимых нами работах несущий сигнал высокочастотного генератора модулировался после-

довательностью монополярных прямоугольных импульсов. Амплитуда полученного таким образом сигнала модулировалась еще раз другим низкочастотным сигналом.

На рис. 2 представлен пример импульсных прямоугольных сигналов и их модуляция сигналом в виде последовательности прямоугольных импульсов.

При формировании сигнала выяснилось, что при несовпадении начала и окончания фронтов прямоугольных импульсов и импульсов второй низкочастотной модуляции, а также изменение начальной фазы первого импульса приводит к искажению формы модулируемого сигнала. К тому же величина задаваемого периода модуляции модулирующего сигнала T_m , не зависит от периода модулируемого сигнала T_n , а значит, не всегда в период T_m уложится целое количество прямоугольных импульсов. Все это приводит к появлению в результирующем сигнале импульсов случайной длительности и формы, и вносит существенные искажения в спектр итогового сигнала.

На рис. 3 приведен пример отрезка сигнала в момент изменения формы модулирующего сигнала и его спектр.

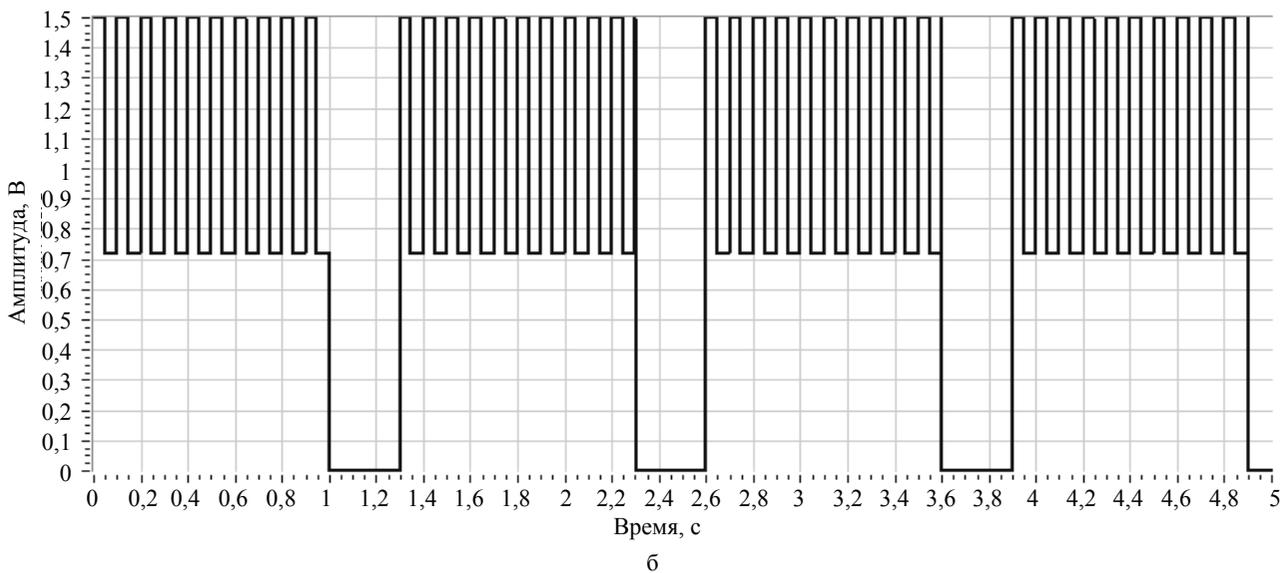
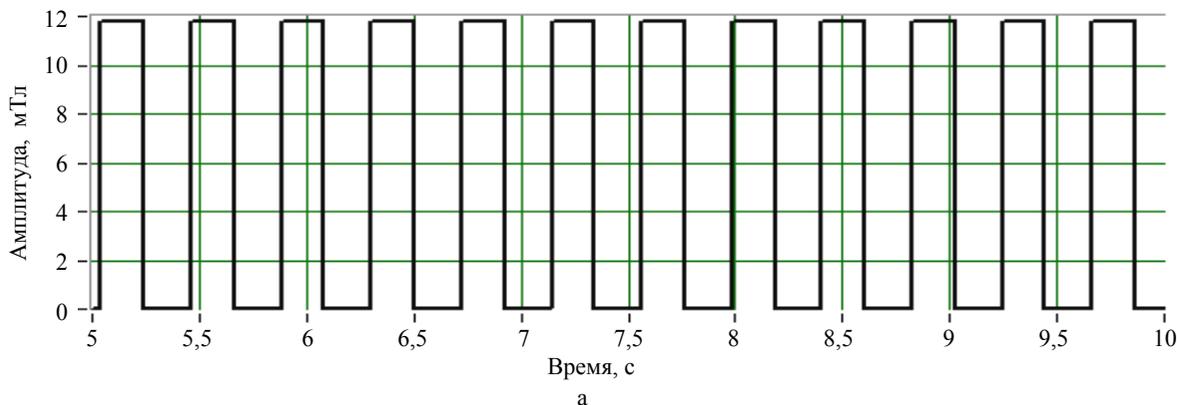


Рис. 2. Форма импульсов модулирующих амплитуду высокочастотного сигнала (а) и форма периода сигнала последующей амплитудной модуляции (б)

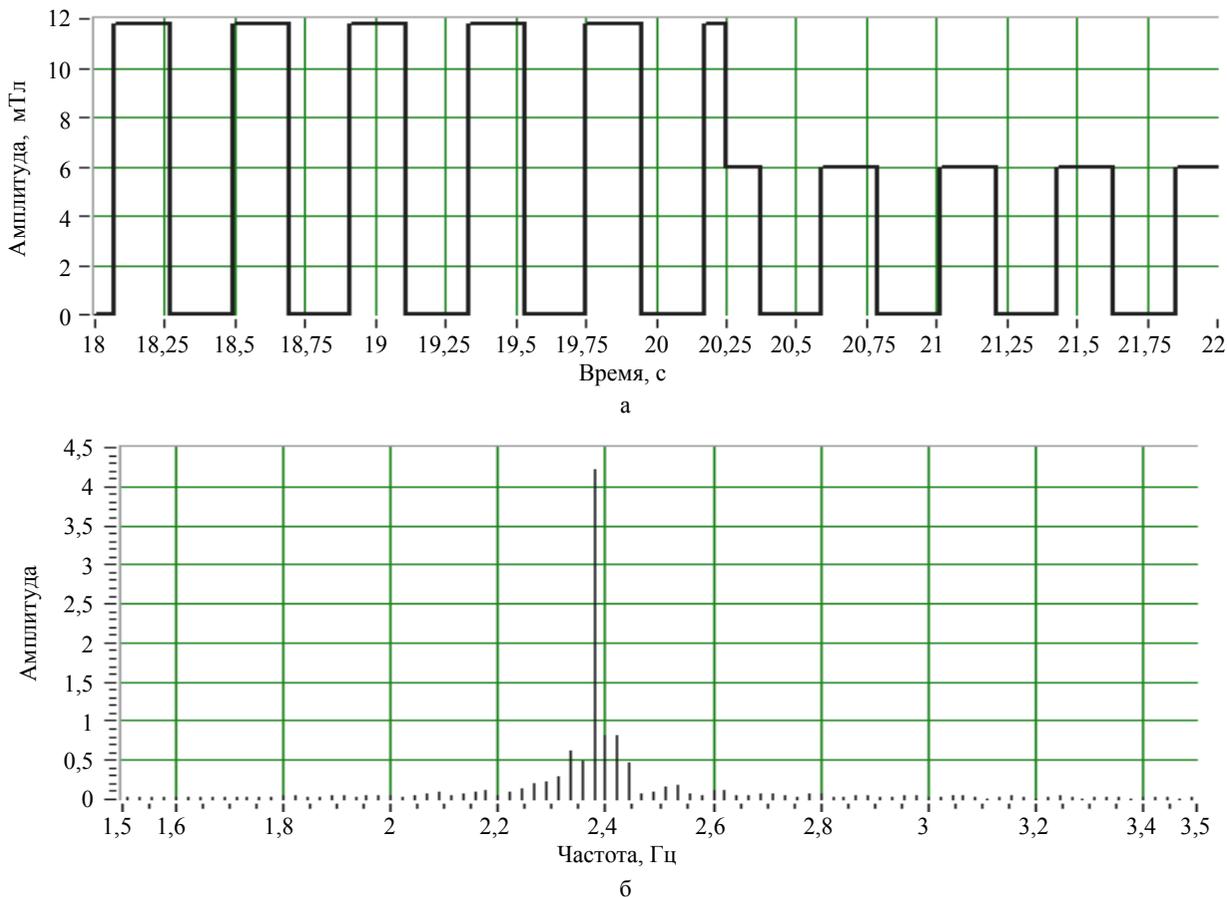


Рис. 3. Отрезок промодулированного сигнала (а) и спектр целого периода итогового сигнала (б)

С целью избежать подобных искажений формы модулируемого сигнала, необходимо скорректировать длины каждого отрезка модулирующего сигнала таким образом, чтобы они соответствовали целому количеству импульсов модулируемого сигнала, т. е. были кратны периоду следования прямоугольных импульсов $T_{и}$.

Это, в свою очередь, приведет к небольшому (в пределах $T_{и}$) искажению формы уже модулирующего сигнала, что, однако, не сильно отразится на спектре итогового сигнала.

Таким образом отрезок скорректированного сигнала и спектр периода итогового сигнала приведен на рис. 4(а, б).

При формировании задающих сигналов необходимо также учитывать ограничения, связанные с техническими параметрами аппаратуры. Так, например, нами предварительно строились характеристики зависимости значения сигнала генератора на входе от напряжения ЭМП (рис. 5). И таким образом задающий сигнал формировали в линейной области зависимости напряженности ЭМП в зоне воздействия от напряжения подаваемого на вход генератора.

Как было сказано выше, основным критерием выбора сигнала для формирования импульсного ЭМП было определение параметра n функции $U(t) = mf^{-n}$. Спектральное распределение сложномодулированно-

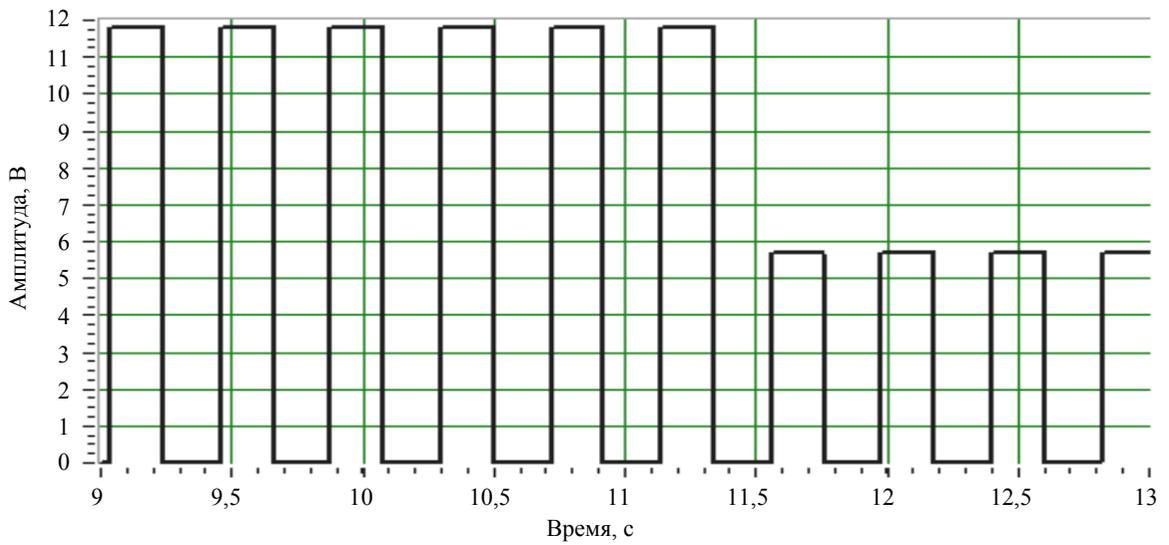
ного импульсного сигнала аппроксимировали степенной функцией и методом наименьших квадратов вычислялось значение n .

На рис. 6 приведен график спектрального распределения мощности сигнала и его огибающей.

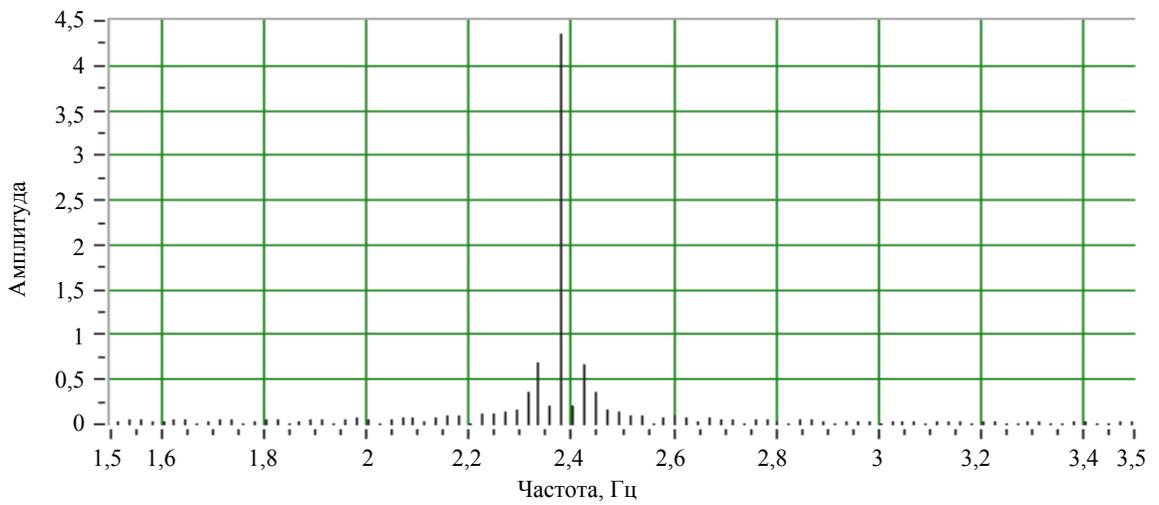
Теория спектрального анализа основана на том положении, что исследуемый сигнал имеет бесконечную длительность [4]. Действительные сигналы ограничены во времени. Это равносильно умножению сигнала на прямоугольную функцию, называемую естественным временным окном и вносит искажения в форму спектрального представления. Чем длиннее сигнал, тем меньше погрешность в вычислении показателя n .

На рис. 7–10 представлены графики спектрального представления программно-формируемого сигнала на входе используемого нами генератора ЭМП и сигнала регистрируемого миллитесламетром в рабочей зоне. А также показаны рассчитанные показатели степенных функций, аппроксимирующих первые гармоники в спектрах этих сигналов и достоверность такой аппроксимации.

На рис. 11 представлен пример графика распределение значения параметра n в зависимости от периода сигнала при постоянной длительности прямоугольных импульсах и пауз между ними. Из графика видно, что при увеличении периода сигнала разброс изменения значения параметра n уменьшается.



а



б

Рис. 4. Отрезок промодулированного сигнала после корректировки формы модулирующего сигнала (а) и спектр целого периода итогового сигнала (б)

ППЭ при усилении 20 %, 30 % и 100 %

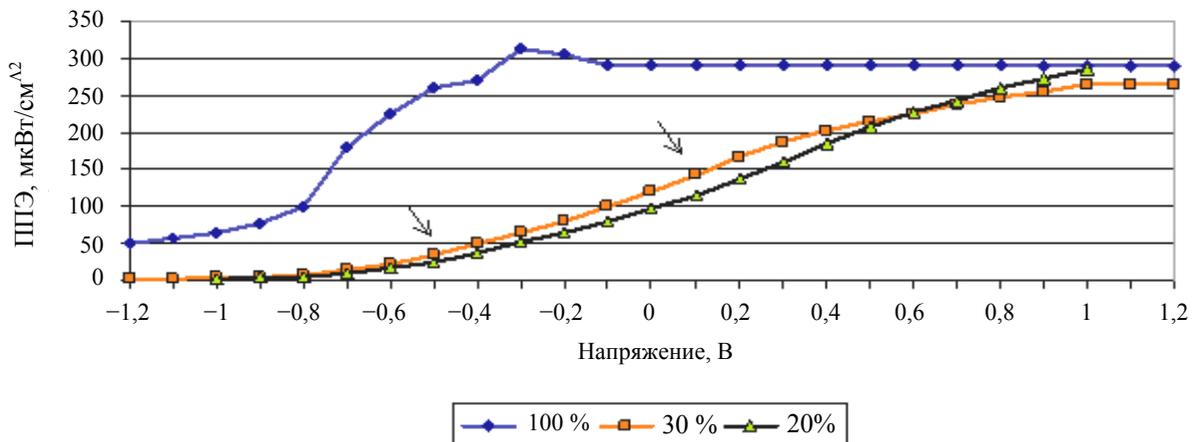


Рис. 5. Пример изменения значения ППЭ от напряжения на входе задающего генератора

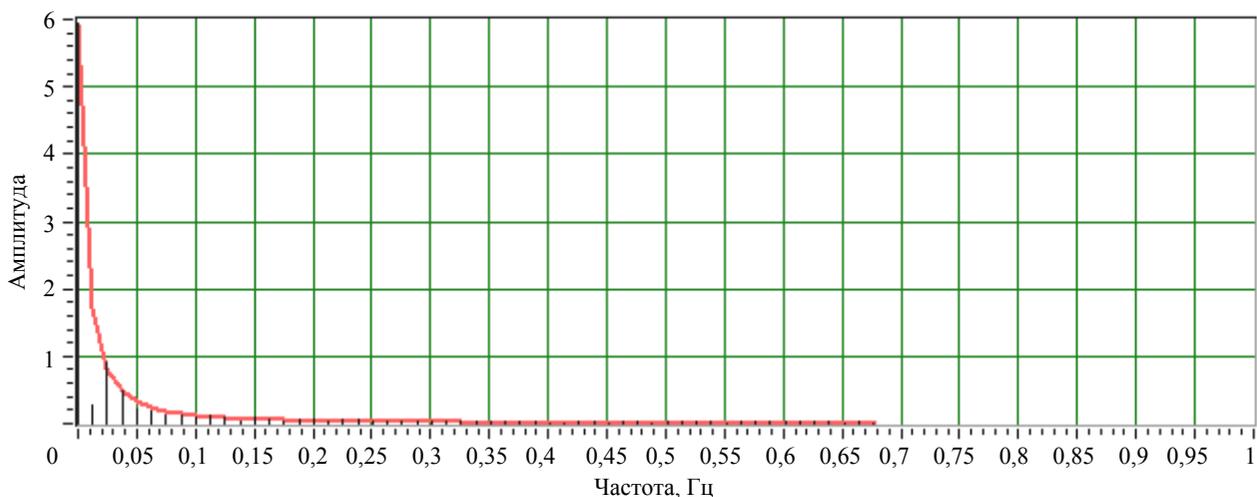


Рис. 6. Спектр мощности сигнала и его огибающая

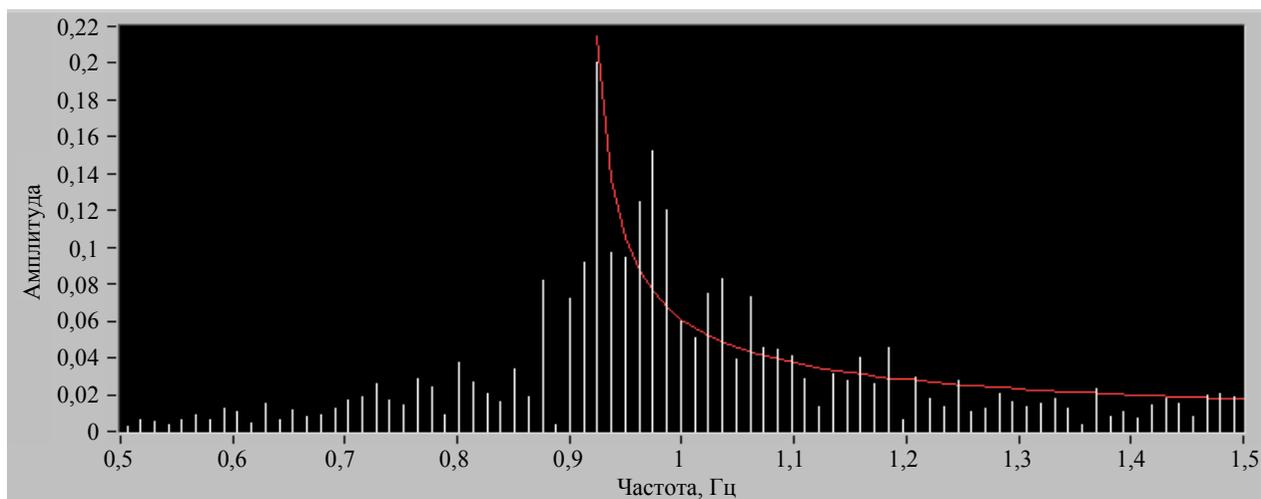


Рис. 7. Вид первой гармоники и аппроксимирующей кривой сформированного управляющего сигнала

Показатель степени аппроксимирующей функции $n = 0,65$.
 Достоверность аппроксимации $R^2 = 0,80$

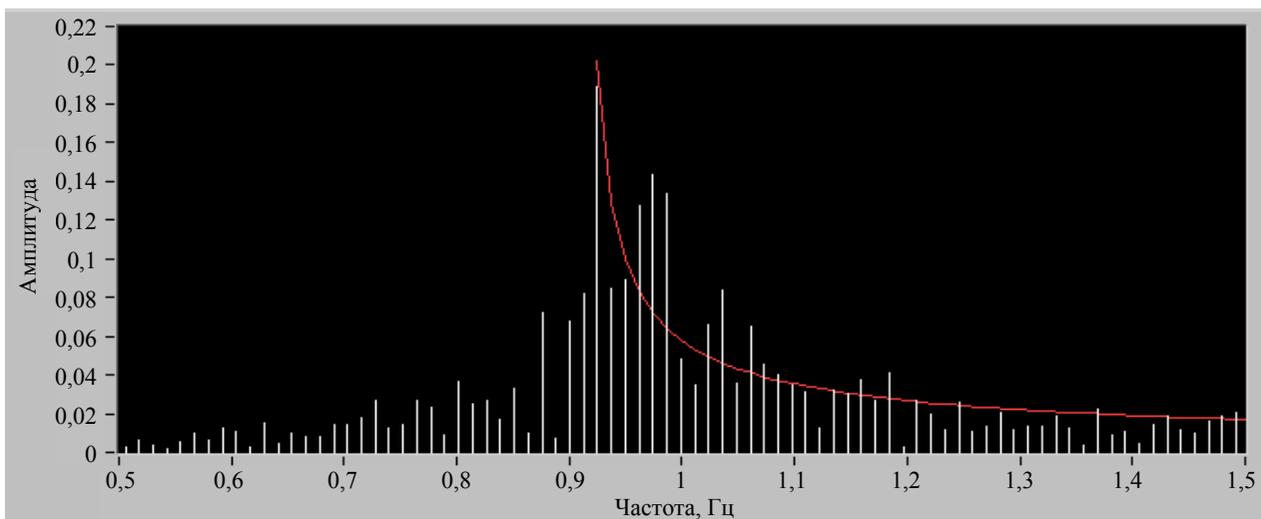


Рис. 8. Вид первой гармоники и аппроксимирующей кривой сигнала, зарегистрированного в рабочей зоне

Показатель степени аппроксимирующей функции $n = 0,64$.
 Достоверность аппроксимации $R^2 = 0,77$

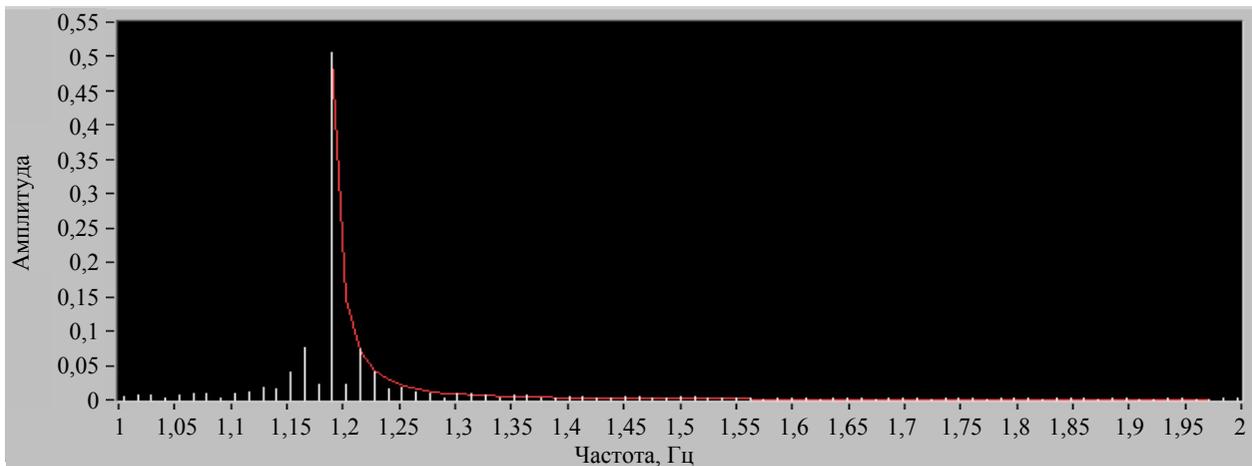


Рис. 9. Вид первой гармоники и аппроксимирующей кривой сформированного управляющего сигнала

Показатель степени аппроксимирующей функции $n = 1,79$.
 Достоверность аппроксимации (метод Пирсона) $R^2 = 0,94$

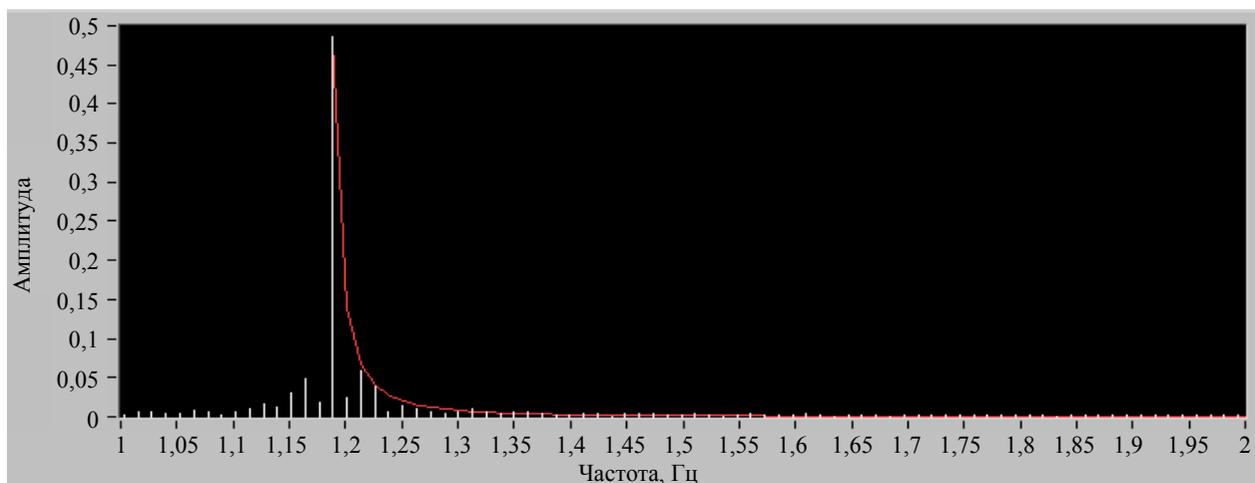


Рис. 10. Вид первой гармоники и аппроксимирующей кривой сигнала, зарегистрированного в рабочей зоне

Показатель степени аппроксимирующей функции $n = 0,79$.
 Достоверность аппроксимации $R^2 = 0,9477$

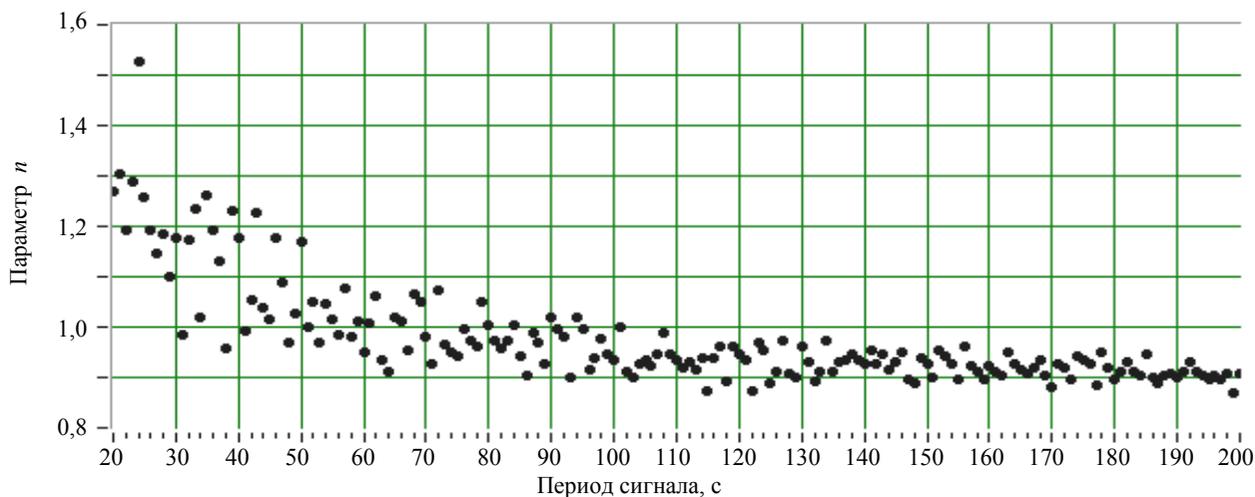


Рис. 11. Распределение значения параметра n в зависимости от периода сигнала

На следующем графике (рис. 12) показан пример огибающих соответствующие распределению ЧСС исследуемого животного и выбранного для него задающего сигнала ЭМП.

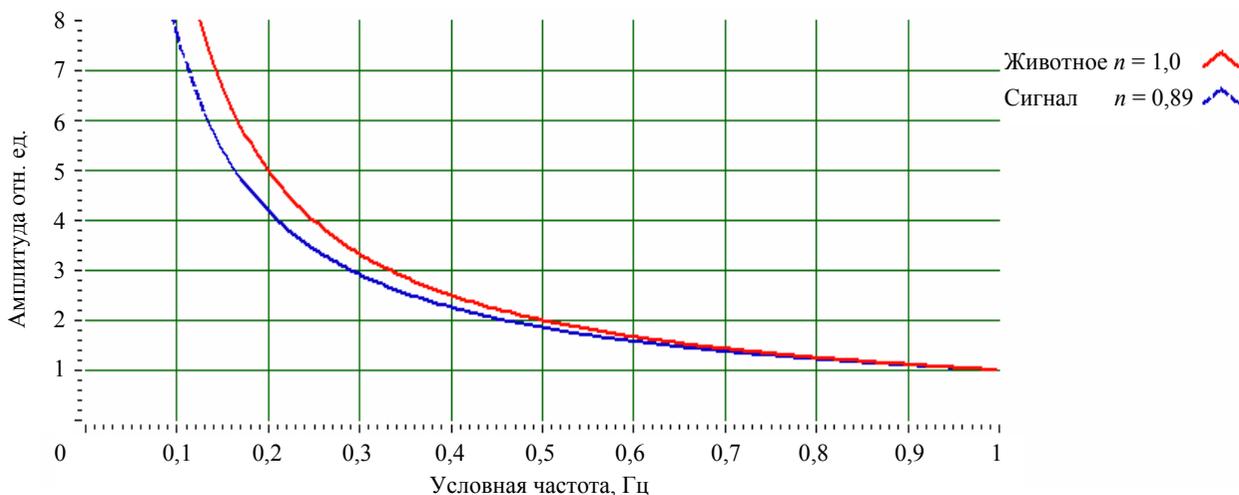


Рис. 12. Огибающие соответствующие распределению ЧСС исследуемого животного и выбранного для него задающего сигнала ЭМП

Заклучение

Представленная методика позволяет осуществлять подбор параметров ЭМП как индивидуально для отдельного объекта, так и для группы объектов, сходных по физиологическому строению.

Для обеспечения необходимых биоэффетов необходимо осуществлять формирование задающих сигналов генераторов ЭМП и оптимизацию их параметров с учетом предварительно зарегистрированных ритмологических характеристик объектов исследования и имеющихся данных о технических возможностях и характеристиках аппаратуры, используемой при формировании ЭМП.

Литература

1. Фролов М. В. Исследование состояний открытых систем: динамический подход // Методическое и техническое обеспечений психофизического эксперимента: Сборник статей. М.: Наука, 1993. С. 3–14.
2. Шноль С. Э., Коломбет В. А. О реализации дискретных состояний в ходе флуктуаций в макроскопических процессах // УФН. 1998. Т. 168, № 10. С. 96–109.
3. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных / Пер. с англ. М.: Мир, 1989.
4. Гоноровский И. С. Радиотехнические цепи и сигналы. М.: Радио и связь, 1986.