

Изучение внутримышечных процессов на основе спектрального анализа механомиограммы

Аннотация

Изучены возможности получения информации о работе двигательных единиц в бицепсе плеча на основе регистрации и спектральной обработки его механомиограммы (ММГ) в ходе удержания утомляющего изометрического напряжения. Предложен набор характеристик спектра ММГ в виде суммарной мощности в диапазоне 1...60 Гц и процентных долей мощности в поддиапазонах 1...20, 20...40 и 40...60 Гц. Показано отсутствие стереотипа в работе двигательных единиц в разных записях, и исследована возможность получения полезной информации на основе анализа изменений комплекса параметров в ходе отдельных записей.

Введение

Для получения информации о процессах, протекающих в живых мышцах в условиях организма, наибольшее распространение имеют поверхностная и игольчатая электромиография (ЭМГ) [1], отражающие распространение по мембранам мышечных волокон стимулирующих импульсов от мотонейронов. Анализ соответствующих электрических сигналов, регистрируемых поверхностными или игольчатыми электродами, позволяет отслеживать процессы активации и деактивации двигательных единиц (ДЕ), изменение частоты их стимуляции, а также процессы синхронизации работы различных ДЕ [1], [2]. Известны попытки получения информации об этих же процессах на основе анализа механомиографических (ММГ) сигналов, регистрируемых акселерометрами или микрофонами, установленными на поверхность мышцы [3], [4]. Эти сигналы отражают поперечные механические пульсации мышечных волокон при их сокращении. При анализе интегральных характеристик мышечной активности, регистрируемых методами поверхностной ЭМГ и ММГ, принято использовать как амплитудные, так и спектральные параметры. На практике исследование спектральных параметров чаще всего сводится к определению медианной частоты спектра.

Удобной моделью для исследования внутримышечных процессов является утомление мышцы в ходе удержания изометрической нагрузки. Эта модель неоднократно использовалась для иллюстрации информативности методов поверхностной ЭМГ и ММГ на различных мышцах [3]-[7]. Эксперимент состоит в измерении максимальной силы изометрического сокращения мышцы (MVC) в серии из нескольких произвольных сокращений и в регистрации ЭМГ или ММГ в ходе последующего удержания заданного напряжения мышцей до момента невозможности испытуемым выполнять задание. Величина напряжения мышцы задается на уровне средних значений (порядка 50 % MVC) [6] или на уровне субмаксимальных значений (более 75 % MVC) [7]. Наблюдаемые изменения медианной частоты спектра интерпретируются в терминах процессов, связанных с работой двигательных единиц.

Задачей рассматриваемой работы является изучение возможностей получения дополнительной информации о работе двигательных единиц в мышце на основе экспериментов по регистрации ММГ в ходе удержания утомляющего изометрического напряжения бицепсом плеча за счет более детальной обработки и определения дополнительных спектральных параметров.

Методы

Эксперименты проведены на левом бицепсе плеча одного испытуемого-добровольца. Испытуемый сидел в кресле, плечо отводилось от туловища и располагалось горизонтально. Предплечье располагалось вертикально, опираясь локтем в упор динамометра. Запястье крепилось нерастяжимым ремнем к чувствительному элементу динамометра. Динамометр предварительно калибровался путем нагружения чувствительного элемента гириями. Не менее чем за 30 мин до записи данных производилось измерение максимальной развиваемой силы

(F_{max}) в серии из трех коротких сокращений. Сигналы с динамометра записывались в компьютер, и находилось значение F_{max} . В проведенной серии это значение составило $F_{max} = 260$ Н. Было проведено четыре записи данных при удержании силы $F = 130$ Н (50 % от максимальной) с интервалом между ними не менее 24 ч. Сокращение интервала между записями приводило к неполному восстановлению значения F_{max} и к уменьшению времени удержания заданной силы. Удержание силы испытуемым осуществлялось путем удержания заданных показаний цифрового индикатора, на который также подавался сигнал с динамометра. Запись сигналов ММГ и динамометра осуществлялась средствами аппаратно-программного комплекса (АПК) для исследования тремора [8]. Был использован одноосный акселерометр диаметром 26 мм весом 7 г, который двусторонней клейкой лентой крепился на поверхность бицепса. Нижний край акселерометра располагался на 80 мм выше локтевого сгиба. Запись осуществлялась специализированной программой АПК [8] средствами модуля интерфейса E14-440 фирмы «Л-Кард» с тактовой частотой 1280 Гц. Обработка записей также осуществлялась специализированной программой АПК [8]. Моменты времени начала и окончания удержания, по которым определялась длительность удержания заданной силы до отказа (T_f), засекались по сигналу с динамометра. Пример соответствующей записи представлен ниже на *рис. 1а*.

Обработка записей ММГ состояла в измерении параметров спектра в заданные моменты времени от начала удержания. Моменты времени соответствовали положению левого маркера окна анализа (размером 8192 точки – 6,4 с) и изменялись вручную от нуля, когда левая граница окна анализа устанавливалось непосредственно на момент выхода силы на заданный уровень, до максимального значения, когда правая граница окна анализа соответствовала моменту прекращения удержания, с шагом 5 с. Примеры записи ММГ в ходе удержания заданной силы и спектра ее отрезка представлены на *рис. 1б, в*. В ходе обработки определялись средние значения развиваемой силы в пределах окна анализа, а также следующие параметры спектра ММГ: суммарная мощность в полосе 60 Гц (P), процентные доли мощности в полосах 1...20 Гц (p_1), 20...40 Гц (p_2) и 40...60 Гц (p_3). Аналогичный способ обработки в диапазоне частот до 30 Гц и с другой разбивкой на поддиапазоны ранее использовался для анализа сигналов тремора [8]. Полосы частот выделены из следующих соображений. Включение в работу новых ДЕ можно ожидать на частотах стимуляции из нижней полосы [9]. Преимущественно в пределах этой полосы также происходит изменение частоты стимуляции медленных ДЕ (тип S) [9]. Их сокращения несут характер одиночных «твитчей» или зубчатого тетануса и должны давать вклад в пульсации. Средняя полоса характерна для частот стимуляции быстрых ДЕ, устойчивых к утомлению (тип FR) [9]. Здесь их сокращения имеют характер зубчатого тетануса и наиболее существенный вклад в сигнал ММГ можно ожидать от них. При переходе частоты стимуляции в верхнюю полосу частот их сокращения переходят в гладкий тетанус и вклад в сигнал ММГ здесь можно ожидать только от быстрых быстро-утомляемых ДЕ (тип FF). Кроме того, пульсации на частотах из верхней

полосы частот могут возникнуть как «разностные» – за счет несинхронности сокращений разных ДЕ на частотах из нижнего и среднего диапазонов. Таким образом, анализируя распределение мощности ММГ по выделенным полосам частот можно попытаться отследить работу ДЕ разного типа.

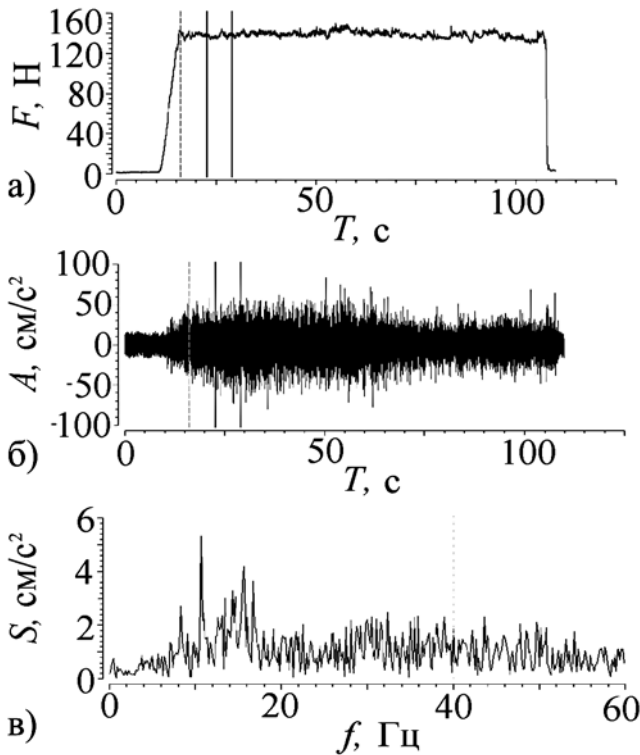


Рис. 1. Записи сигналов динамометра (а) и ММГ (б), а также спектр отрезка ММГ (в) из окна анализа, отмеченного сплошными вертикальными маркерами. Пунктирным маркером на графиках (а) и (б) отмечен момент начала удержания заданной силы

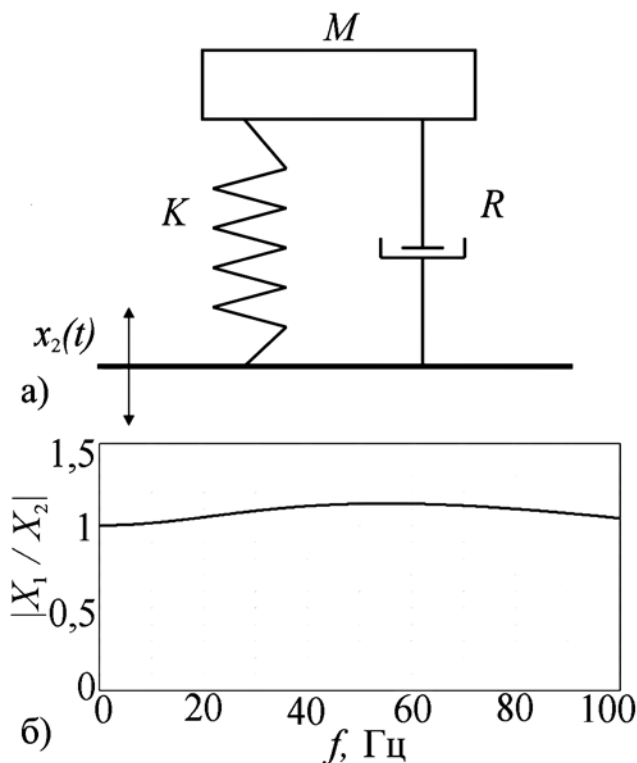


Рис. 2. Модель системы «датчик на тканях» (а) и результаты расчета в ней коэффициента передачи пульсаций основания на датчик (б); $f = \omega / 2\pi$ – линейная частота колебаний

Оценка возможных искажений спектра ММГ за счет резонанса датчика на тканях была проведена в рамках модели, представленной на *рис. 2а*. Принято, что датчик массой M закреплен на пружине с жесткостью K и на демпфере с демпфированием R , а колебания датчика x_1 задаются пульсациями основания x_2 . Уравнение движения такой системы будет иметь следующий вид:

$$M\ddot{x}_1 = K(x_2 - x_1) + R(\dot{x}_2 - \dot{x}_1). \quad (1)$$

В случае гармонических пульсаций $x_2 = X_2 e^{i\omega t}$ возникнут гармонические колебания датчика $x_1 = X_1 e^{i\omega t}$, где ω – круговая частота, а X_1 и X_2 – амплитуды. Коэффициент передачи пульсаций основания на датчик при этом запишется как

$$\frac{X_1}{X_2} = \frac{K + i\omega R}{K - M\omega^2 + i\omega R}. \quad (2)$$

При массе датчика $M = 7$ г и диаметре $d = 26$ мм график модуля функции (2) примет вид, представленный на *рис. 2б*. Для расчетов использованы выражения жесткости и демпфирования через эффективные модули упругости (E) и вязкости (V) тканей [8]

$$K = 4dE; \quad R = 4dV.$$

Значения E и V , измеренные на напряженном бицепсе средствами АПК [8] при силе прижатия 0,07 Н (7 г), составляют $E = 17$ кПа, $V = 74$ Па·с. Видно, что в полосе частот до 60 Гц искажения спектра колебаний за счет резонанса датчика на тканях не превышают 15 %.

Результаты и обсуждение

На *рис. 3* представлены графики суммарной мощности спектра ММГ в четырех сделанных записях. Время T_f удержания силы 50 % от максимальной в разных записях составило соответственно 102,5; 102,7; 100,8 и 103,9 с.

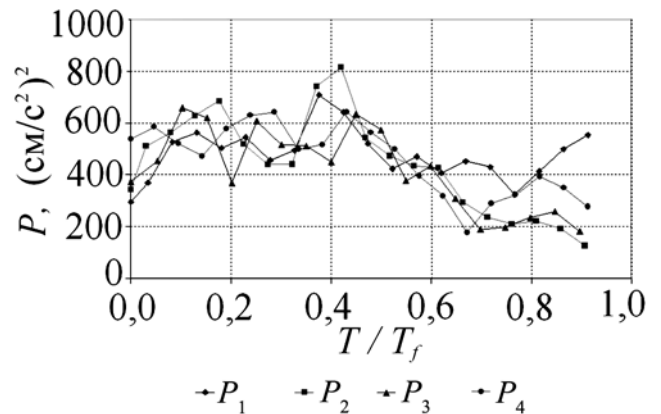


Рис. 3. Изменения мощности спектра ММГ в ходе удержания заданной силы в разных записях

Для всех записей характерно немонотонное поведение мощности спектра ММГ со всплесками и провалами значений. Моменты времени от начала удержания напряжения, когда происходят эти всплески и провалы, в разных записях разные. Причиной является отсутствие стереотипа управления работой двигательных единиц в ходе удержания утомляющей нагрузки, что вполне ожидаемо в соответствии с общим свойством живых систем [10]. Таким образом, имеет смысл только комплексный анализ поведения всех измеренных параметров в ходе отдельных записей без их усреднения. Для получения дополнительной информации о таком поведении произведен расчет «скользящего» коэффициента корреляции спектральных характеристик ММГ с развиваемой силой по трем соседним точкам. Полный набор графиков изменения всех параметров в ходе одной из записей (№ 2) представлен на *рис. 4*.

На *рис. 4а* обращает на себя внимание то, что удержание заданной силы 50 % MVC не является идеальным и что флуктуации мощности спектра ММГ коррелируют с флуктуациями развиваемой силы. Измеренное значение коэффициента

корреляции по целой записи составляет $k_{PF} = 0,68$. В разных записях эта величина изменяется в диапазоне $0,41 \dots 0,73$ со средним значением $0,60$. По-видимому, это можно объяснить тем, что увеличение развиваемой силы в значительной степени связано с включением в работу новых двигательных единиц (ДЕ) или с синхронизацией сокращений работающих двигательных единиц (процессы I типа), что одновременно приводит и к увеличению уровня пульсаций, регистрируемых датчиком ММГ. Неполная корреляция означает наличие процессов II типа, например изменения частоты стимуляции, приводящей к увеличению уровня развиваемой силы при одновременном уменьшении уровня пульсаций за счет перехода зубчатого тетануса в более гладкий. Также возможны процессы, связанные с утомлением и исчерпанием резервов развития силы, и процессы ограничения поперечных пульсаций при сокращении волокон, например за счет увеличения внутримышечного давления [4]. На рис. 4в видно, что в ходе удержания заданной силы интервалы времени с высокой корреляцией развиваемой силы и мощности спектра ММГ чередуются с интервалами времени, где такая корреляция падает и даже становится отрицательной. На первых можно предполагать преобладание процессов рекрутирования новых ДЕ и синхронизации сокращений уже работающих, на вторых – преобладание изменений частоты сокращений и других процессов II типа.

На графиках долей мощности в разных полосах частот, представленных на рис. 4б, видно характерное «зеркальное» изменение долей мощности p_1 и p_2 . Значение коэффициента корреляции в целой записи составляет $k_{p_1p_2} = -0,80$. В разных записях эта величина изменяется от $-0,53$ до $-0,80$ со средним значением $-0,67$. Это может быть связано с рекрутированием новых двигательных единиц, дающих дополнительные пульсации на частотах ниже 20 Гц, что приводит к одновременно увеличению доли мощности p_1 и уменьшению доли мощности p_2 . Также это может быть связано с увеличением частоты стимуляции работающих двигательных единиц и с переходом ее через граничную частоту 20 Гц, что одновременно приводит к уменьшению доли мощности p_1 и увеличению доли p_2 . На рис. 4в, г также видно чередование интервалов времени

высокой и низкой корреляции с развиваемой силой долей мощности спектра ММГ в разных полосах частот, по которым можно определить, какие ДЕ вносят основной вклад в развиваемую силу. Например, на начальном участке удержания заданной силы наблюдается ее рост, который происходит сначала при скачкообразном росте доли мощности спектра ММГ p_1 , а затем при уменьшении этой доли и зеркальном увеличении доли мощности p_2 . Все это говорит, по-видимому, о том, что сначала происходило рекрутирование ДЕ, работающих на низких частотах, а затем увеличение частоты их стимуляции с переходом через граничную частоту 20 Гц. Это подтверждается изначально высоким уровнем корреляции развиваемой силы и суммарной мощности спектра ММГ и последующим снижением этого уровня. Высокий уровень корреляции развиваемой силы с долей мощности p_2 здесь говорит о том, что именно ДЕ, перешедшие на сокращения с частотой выше 20 Гц, дают основной вклад в развиваемую силу.

Заключение

Проведенные эксперименты по регистрации ММГ бицепса в ходе удержания им изометрического напряжения величины 50 % MVC показали отсутствие стереотипа в работе двигательных единиц в разных записях. Получение полезной информации о работе двигательных единиц в ходе удержания заданной силы возможно только на основе анализа изменений комплекса параметров в ходе отдельных записей. Предложенный набор характеристик спектра ММГ в виде суммарной мощности в диапазоне $1 \dots 60$ Гц и процентных долей мощности в поддиапазонах $1 \dots 20$, $20 \dots 40$ и $40 \dots 60$ Гц является информативным и может быть использован для изучения процессов, связанных с работой двигательных единиц.

Работа выполнена в рамках государственного задания ИПФ РАН (тема № 0035-2019-0014).

Список литературы:

1. Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электромиография. – М.: Медицина, 1986. 368 с.

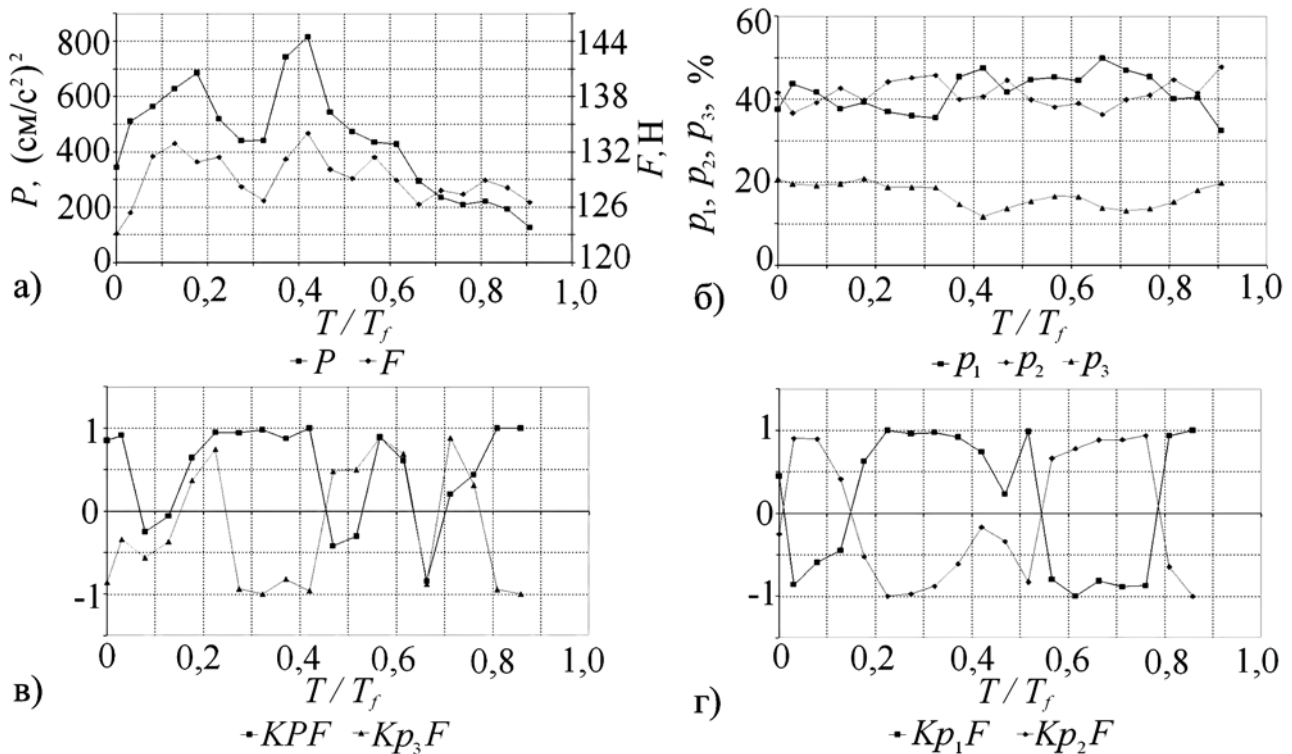


Рис. 4. Изменения развиваемой силы F и суммарной мощности спектра ММГ P в ходе удержания силы 50 % MVC в записи № 2 (а), изменения долей мощности p_1 , p_2 и p_3 в разных полосах частот (б) и коэффициенты корреляции спектральных характеристик с развиваемой силой (в), (г)

2. Chalchat E., Pignonier E., Bontemps B. et al. Characteristics of motor unit recruitment in boys and men at maximal and submaximal force levels // *Exp. Brain Res.* 2019. Vol. 237. PP. 1289-1302.
3. Orizio C., Gobbo M., Diemont B. et al. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2003. Vol. 90. PP. 326-336.
4. Ce E., Longo S., Limonta E., Coratella G. et al. Peripheral fatigue: New mechanistic insights from recent technologies // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2020. Vol. 120. PP. 17-39.
5. Madeleine P., Farina D., Farina R., Arendt-Nielsen L. Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2002. Vol. 87. PP. 327-336.
6. Kimura T., Hamada T., Watanabe T. et al. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2004. Vol. 92. PP. 533-539.
7. Limonta E., Cè E., Gobbo M., Veicsteinas A., Orizio C., Esposito F. Motor unit activation strategy during a sustained isometric contraction of finger flexor muscles in elite climbers // *Journal of Sports Sciences.* 2016. Vol. 34. № 2. PP. 133-142.
8. Тиманин Е.М., Густов А.В., Александрова Е.А., Устимкина М.А. Виброакустические методы и аппаратно-программный комплекс для неврологической диагностики / *Фундаментальные науки – медицине. Биофизические медицинские технологии. Монография. В 2-х т. Т. 2 / Под ред. А.И. Григорьева и Ю.А. Владимирова. – М.: МАКС Пресс, 2015. С. 194-215.*
9. Мышцы в спорте. Анатомия. Физиология. Тренировка. Реабилитация / Под ред. Й.М. Йегера, К. Крюгера; пер. с нем. под общ. ред. Д.Г. Калашникова. – М.: Практическая медицина, 2016. 408 с.
10. Еськов В.М., Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Вохмина Ю.В. Формализация эффекта «повторение без повторения» Н.А. Бернштейна // *Биофизика.* 2017. Т. 62. Вып. 1. С. 168-176.

*Евгений Михайлович Тиманин,
д-р техн. наук, ведущ. научный сотрудник,
Институт прикладной физики РАН,
г. Нижний Новгород,
e-mail: eugene@appl.sci-nnov.ru*

М.Н. Тимофеев, В.А. Кошуру, С.Я. Пичхидзе

Оптимизация параметров плазменного напыления порошков титана и гидроксиапатита

Аннотация

Рассмотрен вопрос оптимизации параметров плазменного напыления за счет использования искусственных нейронных сетей для подбора наиболее приближенных к реальным параметрам напыления порошков титана и гидроксиапатита на титановые изделия, сформированных при оптимальных значениях тока дуги 380...450 А, дистанции напыления 100...150 мм и дисперсности порошка титана 40...90 мкм. Близкие значения диапазонов наблюдаются для гидроксиапатита, в интересах обеспечения наибольшей адгезии и пористости покрытия к подложке.

Основной целью проведения экспериментов и исследований является определение взаимосвязей, позволяющих построить модель объекта и спрогнозировать поведение объекта исследований в ситуации с неизвестными условиями. Обычно при обработке экспериментальных данных используются методы математической статистики и анализа. Но при большом количестве входных параметров создание полиномиальных уравнений 6...8 порядка и выше требует затрат большого количества времени, при этом внесение изменений в уже построенную модель достаточно проблематично. Использование искусственных нейронных сетей (НС) позволяет исследователю не только изучить взаимосвязи входных векторов, но и оптимизировать построенную модель по мере накопления информации о поведении исследуемого объекта. НС удобнее классических математических методов вычислений при решении задач аппроксимации, экстраполяции с большим количеством входных параметров [1].

НС – это сети, состоящие из связанных между собой простых элементов – искусственных нейронов. Искусственный нейрон представляет собой элементарный процессор, состоящий из входного сумматора, нелинейного преобразователя и точки ветвления на выходе. Полученный сигнал служит входом для других нейронов или является выходом сети. Обычно НС состоит из входного слоя, узлы которого соответствуют компонентам входного вектора, одного или нескольких скрытых слоев и выходного слоя, с которого считывается результирующий вектор (*рис. 1*). Такие сети называют многослойными перцептронами [2]-[4].

Работа сети данного типа может быть рассмотрена как общее непрерывное нелинейное отображение пространства входных векторов на пространство выходных векторов. Это отображение полностью задается структурой сети и набором весовых коэффициентов каждого нейрона. Известно, что множество отображений, реализуемых НС, образует плотное множество в пространстве всех непрерывных отображений [5]-[7], поэтому НС в некотором смысле являются универсальными аппроксиматорами. В большинстве случаев для НС необходимо провести обучение, т. е. настроить параметры НС за счет моделирования среды, в которую эта сеть встроена. Технически обучение заключается в нахождении коэффициентов связей между нейронами.

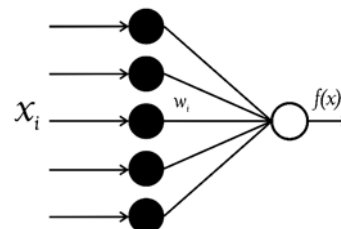


Рис. 1. Искусственный нейрон

Есть три основных метода обучения НС: с учителем, без учителя, с подкреплением. При обучении с учителем НС имеет массив данных, поступающий на входные векторы, и массив ответов на каждый входной вектор. Обучение без учителя