

**ИССЛЕДОВАНИЕ КЛАССИФИКАТОРА QRS-КОМПЛЕКСОВ
НА НЕЙРОННЫХ СЕТЯХ**

О.А. Прохорова

г. Самара, «Самарский государственный аэрокосмический университет
имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский
университет)»

На сегодняшний день основной причиной смертности в развитых странах являются сердечно-сосудистые патологии, в частности нарушения ритма сердца. Выявить аритмии можно с помощью метода классической электрокардиографии. Однако во многих случаях аритмии являются преходящими и не обнаруживаются этим методом по причине недостаточной продолжительности обследования. Выявить такие аритмии можно при наблюдении за большим количеством кардиоциклов, используя методы динамической электрокардиографии, например холтеровское мониторирование.

При холтеровском мониторировании электрокардиосигнал регистрируется в одном или нескольких отведениях в течение суток и более и, затем, анализируется в автоматическом режиме. В связи с этим возникает задача разработки алгоритмов, позволяющих с высокой степенью достоверности диагностировать различные аритмии. Ключевым моментом при решении этой задачи является классификация QRS-комплексов электрокардиосигнала на фоне действия помех различной природы.

В данной работе были исследованы классификаторы QRS-комплексов на нейронных сетях для различных признаковых пространств. Были рассмотрены основные принципы построения классификатора и вопросы, связанные с выбором существенных признаков.

Для того чтобы определить, к какому классу относится анализируемый QRS – комплекс, необходимо выделить соответствующие признаки. Причем для эффективной классификации важно определить наиболее информативные признаки, которые могут быть сформированы как во временной области, так и в частотной области. К признакам для классификации QRS – комплексов во временной области относятся амплитуда и длительность комплекса, площадь зубцов и другие. Известно, что форма QRS-комплексов, при наличии патологии отличается от формы нормального QRS-комплекса. Поэтому в качестве признаков для классификации использовались непосредственно отсчеты во временной области, соответствующие QRS-комплексу. С целью классификации составлялся вектор признаков из временных выборок кардиосигнала.

Было разработано три алгоритма классификации QRS-комплексов, которые различались выбором признаков для классификации и сложностью построения нейронной сети в качестве классифицирующего устройства.

Был проведен сравнительный анализ разработанных алгоритмов, путем моделирования этих алгоритмов в среде Matlab.

Для проведения исследования была сформирована база обучающих и тестирующих сигналов из базы данных MITDB. Полученная база данных состояла из двух групп кардиосигналов: первая группа кардиосигналов содержит QRS - комплексы, которые соответствуют норме, вторая группа кардиосигналов содержит QRS - комплексы, появление которых свидетельствует о наличии патологии (например, желудочковый QRS - комплекс).

Разработанные алгоритмы были исследованы по критериям точность классификации и помехоустойчивости.

Проведенные исследования показали, какой из алгоритмов классификации QRS-комплексов наиболее эффективен для оценки кардиосигналов. Эффективность алгоритма классификации QRS – комплексов складывается из нескольких параметров, таких как качество классификации, помехоустойчивость и величина времени затраченного на классификацию.

Алгоритм классификации, основанный на исходном описании QRS-комплекса во временной области, обладает низкой точностью классификации даже в отсутствии помех (75%). При появлении помехи в соотношении сигнал /шум равном 10 точность классификации уменьшается до 62,5%, а чувствительность выявления патологических QRS-комплексов становится неприемлемо низкой и составляет 50%.

Алгоритм классификации, основанный на вейвлет анализе QRS-комплекса, при отсутствии помех обладает достаточно высокой точностью классификации (92,5%), а чувствительность выявления патологических QRS-комплексов составляет 100%. Но при появлении помехи того же уровня что и кардиосигнал точность классификации уменьшается до 62,5%.

Алгоритм классификации, основанный на анализе спектра QRS-комплекса, при отсутствии помех обладает точностью классификации равной 90%, а при появлении помехи того же уровня что и кардиосигнал точность классификации составляет 80%.

Таким образом, можно сделать вывод, что достаточно высокая точность классификации при отсутствии помех присуща двум алгоритмам: алгоритму, основанному на преобразовании Фурье и алгоритму, основанному на вейвлет – преобразовании, и составляет 90% и 92,5% соответственно.

Наиболее помехоустойчивым оказался алгоритм, основанный на классификации по спектральному составу. Точность классификации данного алгоритма сравнима с алгоритмом на основе вейвлет анализа.

Таким образом, в качестве оптимального алгоритма классификации QRS-комплексов предпочтительно выбрать алгоритм, вектор признаков которого составляется из спектральных компонент QRS-комплекса.

УДК 616.12-073.97-71

РАЗРАБОТКА ВХОДНЫХ ЦЕПЕЙ УСИЛИТЕЛЯ ЭКГ НА БАЗЕ ПРОГРАММИРУЕМОЙ АНАЛОГОВОЙ ИНТЕГРАЛЬНОЙ СХЕМЫ

С.С. Куроедов, С.А.Акулов

г. Самара, «Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет)»

Разработка входных цепей усилителя ЭКГ на базе программируемой аналоговой интегральной схемы заключается в проектировании схемы предварительного усиления биопотенциалов сердца, основанной на применении программируемой аналоговой интегральной схемы (ПАИС). Показаны основные методики построения усилительных каналов электрокардиографов, их особенности и недостатки. Разработана структурная схема устройства, приведено описание её блоков, их назначение и предполагаемая методика реализации, выбрана элементная база. С помощью САПР AnadigmDesigner2 получены конфигурационные данные для ПАИС, реализующие разрабатываемую принципиальную схему. Описано построение входных буферов, дифференциального усилителя, драйвера нейтрального электрода, приведены характеристики каждого из элементов, их назначение и схема включения. С помощью САПР AnadigmFilter синтезирован режекторный фильтр второго порядка с загорающей частотой 50 Гц, базирующийся на неиспользованных остальными элементами ресурсах схемы. Смоделированы регистрируемые электрокардиографическими электродами биопотенциалы, произведено моделирование схемы. Представлены характеристики выходного сигнала, такие как амплитуда шума и полезного сигнала, отношение сигнала к шуму. Проведен ряд экспериментов по определению коэффициента ослабления синфазного сигнала. Сделаны выводы о результатах проектирования, систематизированы полученные характеристики схемы.