Введение

В 1902 году голландский ученый Виллем Эйнтховен изобрел струнный гальванометр для измерения электрической сердечной активности. Этот прибор стал одним из самых важных изобретений века. Изобретение электрокардиограммы (ЭКГ) произвело революцию в диагностике сердечно-сосудистых аномалий [1].

1. Механизм образования сигнала ЭКГ

Прохождение импульса по сердечной проводящей системе графически фиксируется по вертикали в виде подъемов и спусков изогнутой линии, представленной на рисунке 1. Эти пики обычно обозначаются латинскими буквами P, Q, R, S и T [2]. Пик U - это последняя неустойчивая и самая маленькая волна на ЭКГ, которая показывает круговое отклонение вверх. Иногда пик U может не наблюдаться из-за его небольшого размера [3]. Помимо записи пиков, на электрокардиограмме по горизонтали записывается время, в течение которого пульс проходит через определенные части сердца. Отрезок на электрокардиограмме, измеряемый его продолжительностью во времени (в секундах), называется интервалом [2].

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

Рисунок 1 – Лента ЭКГ, зубцы и интервалы

Сердце работает в нашем организме под руководством собственного водителя ритма, который вырабатывает электрические импульсы и направляет их в проводящую систему. Водитель ритма сердца расположен в правом предсердии в месте слияния полых вен, в синусе, и поэтому назван синусовым узлом, а импульс возбуждения, исходящий из синусового узла, называется синусовым импульсом.

Пик Р представляет собой отображение прохождения синусового импульса по проводящей системе предсердий и поочередное возбуждение сначала правого, а затем левого предсердий. Возбуждение правого предсердия проявляется восходящей ножкой зубца Р, нисходящая ножка возникает в результате охвата возбуждением левого предсердия [4].

Одновременно импульс, выходящий из синусового узла, направляется к атриовентрикулярному узлу. В нем происходит задержка импульса. Проходя по атриовентрикулярному узлу, электрический импульс не вызывает возбуждения прилежащих слоев, поэтому на электрокардиограмме пики возбуждения не записываются. Так формируется PQ интервал.

Далее электрический импульс достигает проводящих путей желудочков, проходит по путям, возбуждая при этом миокард желудочков. Этот процесс отображается на электрокардиограмме формированием комплекса QRS. Разность потенциалов миокарда желудочков возникает тогда, когда импульс, пройдя волокна Пуркинье, достигает миокарда желудочков. Левая ветвь пучка Гиса, пройдя через межжелудочковую перегородку, отдает волокна Пуркинье мышечным волокнам перегородки. Именно поэтому, возбуждение начинается в межжелудочковой перегородке, обращенной в полость левого желудочка. В этом случае записывается нисходящая волна зубца Q, затем возбуждается противоположная сторона перегородки – восходящая волна зубца Q. Этот зубец присутствует не всегда, он регистрируется только тогда, когда его потенциал больше потенциала правой стенки правого желудочка или когда потенциал последнего – снижен. Когда восходящая ножка зубца Q достигнет изолинии, начинает регистрироваться положительный потенциал верхушки и стенки правого желудочка, что на ЭКГ представлено в виде восходящего колена зубца R. Затем негативный потенциал верхушки и стенки левого желудочка возрастает настолько, что превышает потенциал правого желудочка и на ЭКГ регистрируется нисходящее колено зубца R. Таким образом, высота зубца R прямо пропорциональна времени нарастания потенциала левого желудочка. Зубец R — это самая крупная отметка на электрокардиограмме, так как мышечные клетки желудочков очень многочисленны и деполяризуются почти одновременно [5]. Возбуждение основания левого желудочка – нисходящее колено следующего зубца S - продолжение нисходящего колена зубца R. Возбуждение основания правого желудочка дает восходящее колено зубца S [4].

Охватив возбуждением желудочки, импульс угасает, потому что клетки миокарда не могут долго оставаться возбужденными. В них начинаются процессы восстановления своего первоначального состояния, бывшего до возбуждения. Все сложные механизмы этого процесса объединяют обычно одним понятием — процессы реполяризации. Процессы реполяризации отображаются графически на ЭКГ отрезком S—Т и пиком Т [2]. Зубец T шире и не такой высокий, как зубец R, так как реполяризация желудочков менее синхронизирована, чем деполяризация. К моменту завершения зубца T все клетки сердца находятся в состоянии покоя [5].

Формирование зубца U спорно. Обычно считается, что зубец U отражает реполяризацию волокон Пуркинье. Обычно зубец U имеет ту же полярность, что и зубец T [3].

В результате воздействия каких-либо факторов, импульсы, возникающие в предсердиях, не проходят к желудочкам, блокируются, т. е. синусовый узел перестает быть водителем ритма. Не получая импульсов «сверху», от водителя ритма более высокого порядка, желудочки перестали бы сокращаться, наступила бы смерть. Если бы желудочки не обладали функцией автоматизма. Но, не получив команды сверху, желудочки включают свой водитель ритма, правда более низкого порядка, в среднем 30 ударов в 1 минуту. Такой частоты достаточно, чтобы обеспечить «голодное» существование коры головного мозга, но недостаточное для выполнения какой-либо, пусть самой незначительной работы. На ЭКГ можно увидеть регулярные сокращения предсердий с обычной для них частотой (70 – 80 уд. в 1 мин.) и гораздо более редкие сокращения желудочков. Они занимают самые различные положения по отношению друг к другу. В этом случае говорят «зубец Р не привязан к комплексу QRS» [4].

1. Статистический анализ

Электрокардиография является ценным диагностическим средством, позволяющим с достаточно высокой точностью получить информацию о состоянии электрической активности сердечной мышцы. Сравнивая полученную запись с формой нормальной электрокардиограммы можно делать заключение о тех или иных изменениях в работе сердца.

Однако, при оценке полученных данных необходимо помнить, что данный метод при всей информативности не является абсолютным. К любому диагностическому средству, применимо правило, согласно которому, наличие патологических данных может подтвердить диагноз, тогда как их отсутствие не дает права отказаться от предполагаемого диагноза. Другими словами, последнее слово принадлежит клинической картине. Особенно это положение касается таких проявлений ишемической болезни сердца как стенокардия, предынфарктное состояние, когда нет органических изменений в миокарде, а преходящая ишемия может не найти своего отражения на ЭКГ.

Форма элементов ЭКГ (зубцов) зависит от последовательно протекающих в миокарде предсердий и желудочков процессов деполяризации и реполяризации. В случае нормального возбуждения обоих предсердий, вершина зубца Р получается уплощенной. Это происходит потому, что левое предсердие возбуждается позже правого на 0,02 сек, это и обусловливает появление плоской вершины Р. В нормальных условиях время полного охвата возбуждением обоих предсердий не превышает 0,1 сек. Высота зубца Р в норме составляет от 0.5 до 2-х мм.

Продолжительность PQ интервала зависит от времени распространения возбуждения по атриовентрикулярному (АВ) узлу и пучку Гиса. Длительность PR интервала измеряют от начала зубца Р до начала R или Q. В норме он равен от 0,11 до 0,20 сек., в зависимости от возраста и состояния миокарда. Таким образом, продолжительность интервала PQ (PR) складывается из двух величин: продолжительности зубца Р и продолжительности атриовентрикулярной проводимости. При оценке длительности PQ нужно учитывать ширину (продолжительность) зубца Р. Если удлинен PQ (больше 0,20 сек.), а зубец Р нормальный, можно говорить об удлинении атриовентрикулярной проводимости.

Если зубец Q присутствует на ЭКГ, его величина в норме не должна превышать 1/4 зубца R, а продолжительность - 0,03 сек. Истинная величина потенциала перегородки гораздо больше той, которая регистрируется на ЭКГ.

В условиях здорового сердца регистрация зубца R длится не более 0,02 сек. В норме высота зубца R находится в переделах от 6 до 16 мм (0,6 – 1,6 милливольта).

Зубца S в норме может не быть, если его потенциал невелик и прибор его не улавливает. На ЭКГ регистрируется прямая линия (изолиния - ST). Таким образом, время от начала регистрации зубца Q до конца зубца S характеризует скорость распространения возбуждения и по проводящей системе и по сократительному миокарду. В норме оно равно 0,06 - 0,10 сек. (Комплекс QRS).

Сегмент ST, как правило, совпадает с изолинией, но может быть смещен, чаще выше изолинии. Если следующий за ST зубец T не изменен, то такому смещению, не более 1 – 2 мм обычно не придают значения, не считая его патологическим признаком, но только при отсутствии каких-либо клинических проявлений. Смещение сегмента ST рассматривают как результат расстройства возбуждения вследствие повреждения отдельных отделов миокарда. Эти расстройства могут быть преходящими (приступ стенокардии, предынфарктное состояние), либо стойкими (инфаркт миокарда – элевация, гипертрофия миокарда – депрессия).

Различают депрессию интервала ST как отраженные (реципрокные, дискордантные) изменения при поражении миокарда противоположных отделов. Например: депрессия ST в I стандартном, a VL, V2, V4 при инфаркте задней стенки левого желудочка и гипертрофию левого желудочка при гипертензивной болезни. В первом случае депрессия будет горизонтально направленной параллельно изолинии. При гипертрофии депрессия сегмента будет косонаправленной, менее выражена начиная от зубца S и более выражена по мере приближения к зубцу Т. В результате такой депрессии вместе с первой (отрицательной) фазой зубца Т он (сегмент) образует неравнобедренный треугольник, форма которого напоминает блокаду левой ножки пучка Гиса. Разница в том, что при блокаде комплекс QRS будет уширен (> 0,10 сек). Еще одно отличие депрессии при гипертрофии от депрессии реципрокной – она стойкая и не изменяется в ближайшее время под действием медикаментов: проведение терапии антикоагулянтами, тромболитиками, нитроглицериновой пробы, после купирования приступа стенокардии и т.д..

Причина появления патологического зубца Q - изменение электрической активности, при которой в зоне поражения не возникает разности потенциалов. Электроды, расположенные над зоной инфаркта, регистрируют просто разность потенциалов в полости желудочка, а сам инфаркт сказывается электрическим «окном», электрическим «зиянием». Глубокий Q регистрируется при трансмуральных инфарктах. Таким образом, патологический Q (больше 0,03 сек. по ширине и более ¼ амплитуды зубца R) - всегда есть подтверждение инфаркта миокарда. Однако, его отсутствие не дает права отвергнуть наличие инфаркта миокарда, особенно в первые часы остроприступного периода.

Что касается вошедшего в употребление диагноза «острый коронарный синдром» со стойким подъемом сегмента ST или без стойкого подъема, то сам факт элевации говорит об острой ишемии миокарда.

При стенокардии наблюдаются депрессия сегмента ST , укорочение интервала PQ, снижение зубца Т [4].

2. Вариационный метод

Вариабельность сердечного ритма — это временной ряд (R-R) интервалов на интервале наблюдения. Наибольший разброс (R-R) интервалов свидетельствует о влиянии блуждающих нервов и дыхания и известен как дыхательная синусовая аритмия. По выраженности высокочастотных дыхательных колебаний ритма сердца оценивают состояние вагальных механизмов регуляции. Более медленные или низкочастотные колебания длительности (R-R) интервалов обозначаются как недыхательная синусовая аритмия и связаны с симпатическими сегментарными и надсегментарными отделами ВНС, а также гуморальными влияниями на водитель ритма сердца.

Вариационная пульсометрия предназначена для изучения закона распределения (R-R) интервалов как случайных величин. Для этого строятся гистограммы распределения (R-R) интервалов в координатах: количество (R-R) интервалов K — длительность (R-R) интервалов τ. Из всего многообразия гистограмм распределения ВСР наиболее типичными являются гистограммы, представленные на рисунке 2.

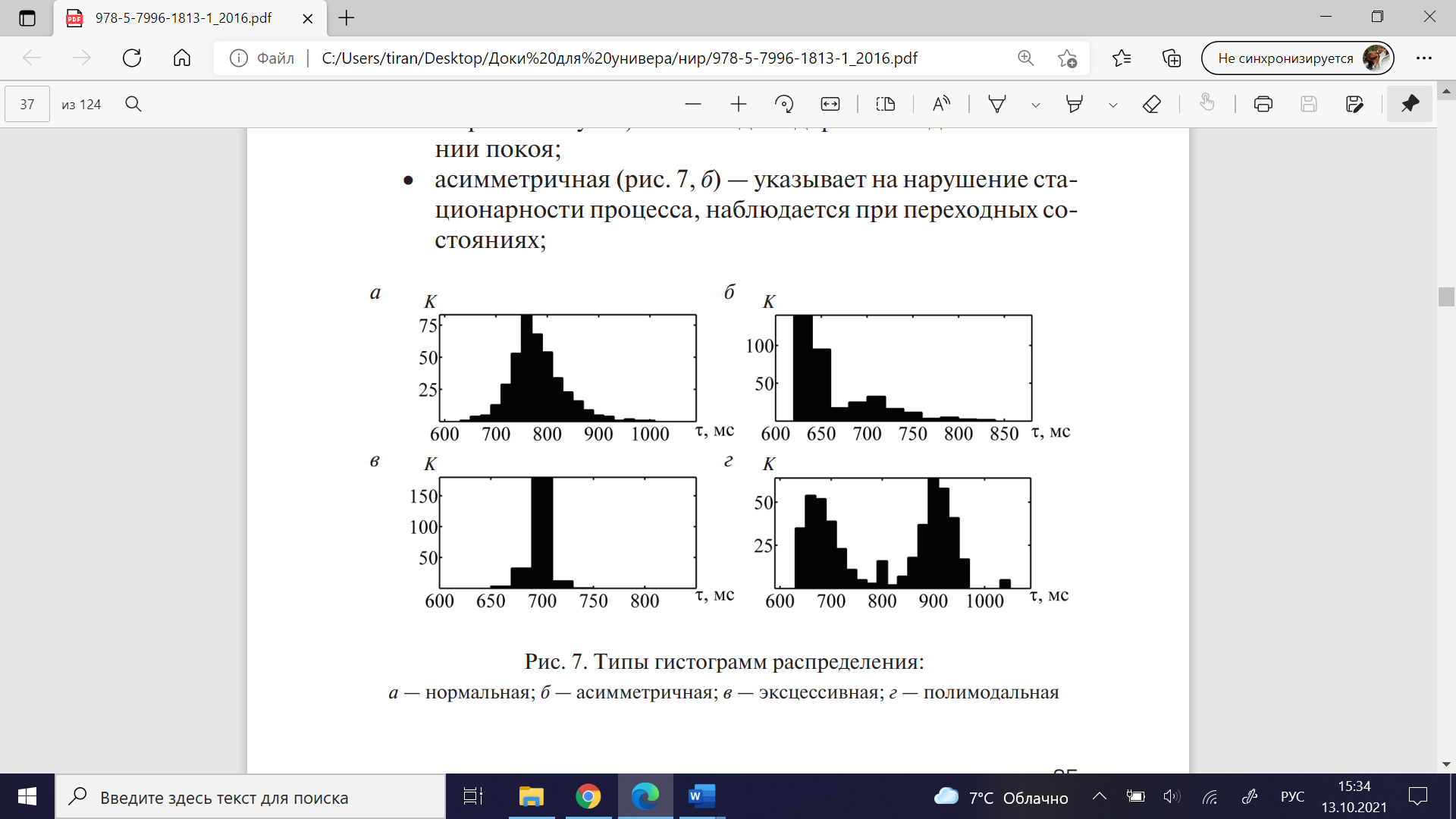


Рисунок 2 – Типы гистограмм распределения: а – нормальная, б – ассиметричная, в – эксцессивная, г - полимодальная

· Нормальная гистограмма, близкая по виду к кривым Гаусса, типична для здоровых людей в состоянии покоя;

· Асимметричная — указывает на нарушение стационарности процесса, наблюдается при переходных состояниях

· Эксцессивная — характеризуется очень узким основанием и заостренной вершиной, регистрируется при выраженном стрессе, патологических состояниях;

· Полимодальная — обусловлена наличием несинусового ритма (мерцательная аритмия, экстрасистолия), а также множественными артефактами при регистрации ВСР [5].

3. Метод Фурье и спектральный анализ

Ключевыми задачами анализа кардио-сигналов является не только обнаружение комплексов и анализ их формы, но и выявления характерных зависимостей в спектре. В этой связи новые возможности открывает использование стандартного преобразования Фурье и спектрального анализа для получения частотно-временного представления сигнала. В основе преобразования Фурье лежит идея представления периодической функции, все сигналы ЭКГ являются именно такими, в виде суммы отдельных гармонических составляющих (синусов и косинусов с различными амплитудами A, периодами Т и, следовательно, частотами ω) [5]. Преобразование Фурье преобразует сигнал из временной области в частотную, и можно легко найти амплитудный и фазовый спектр каждой частотной составляющей. Быстрое преобразование Фурье значительно сокращает время умножения, необходимое для вычисления дискретного преобразования Фурье, и значительно повышает скорость обработки [6].

Для минимизации шумовой компоненты реализуется первичная обработка во временной области – сглаживание при помощи полиномов Лагранжа-Сильвестра. Первичная фильтрация в частотной области негативно сказывается на дальнейших результатах обработки. После первичной обработки сигнала во временной области производится спектральный анализ с использованием быстрого преобразования Фурье:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

где 0 ≤ k ≤ N– 1, N – количество перемножения комплексных чисел.

Преобразование Фурье предполагает наличие периодического, но сглаженного сигнала. Исходные оцифрованные данные показывают, что тот пик, отвечающий за резкое сжатие желудочков, наиболее близко соответствует δ-функции с амплитудой в 3–5 раз больше чем у пиков P (сжатие предсердий) и T (расслабления желудочков). Это представляет наибольшую «нагрузку» на результаты спектрального анализа. Временное представление ЭКГ сигнала в виде двух функций, периодически появляющегося пика δ-функции и сглаженного сигнала с пиками P и T, приводит к получению спектров с адекватно интерпретируемыми гармоническими составляющими. Интерполирование полученного разрыва при помощи полинома Лагранжа – Сильвестра:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

f(λ) – функция, которая определена на спектре матрицы А; λ(k) – нули минимального полинома ψ(λ) матрицы А; mk – степень полинома;

практически, дали наилучшие результаты спектрального анализа.

Спектральный анализ применяется для количественной оценки частотно-временных изменений колебательных процессов в сигнале ВСР. Применение спектрального анализа позволяет наглядно представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторных механизмов, участвующих в его организации. При спектральном анализе сигналов ВСР выделяют следующие спектральные компоненты: высокочастотная (High Frequency — HF), низкочастотная (Low Frequency — LF), очень низкочастотная (Very Low Frequency — VLF) и ультранизкочастотные (Ultra Low Frequency — ULF). Согласно российским и западным стандартам исследования спектральных характеристик ВСР проводят в следующих диапазонах частот [10; 60]:

· диапазон HF — от 0,4–0,15 Гц (2,5–6,5 с);

· диапазон LF — от 0,15–0,04 Гц (6,5–25 с);

· диапазон VLF — от 0,04–0,003 до Гц (25–333 с);

· диапазон ULF — частоты ниже 0,003 Гц.

При анализе кратковременных 5-минутных записей диапазон ULF не анализируется. Активность парасимпатического звена вегетативной нервной системы и активность автономного контура регуляции характеризуются мощностью высокочастотной составляющей спектра HF. Мощность низкочастотной составляющей спектра LF характеризует преимущественно состояние симпатического центра регуляции сосудистого тонуса.

Мощность очень низкочастотной составляющей спектра VLF обусловлена влиянием на ритм сердца надсегментарного уровня регуляции, поскольку амплитуда этих волн тесно связана с психоэмоциональным напряжением и функциональным состоянием коры головного мозга.

При спектральном анализе ВСР применяют прямое дискретное преобразование Фурье в частотный спектр дискретного сигнала x(kΔt) :

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

где N — количество отсчетов сигнала x(kΔt); k = l = 0, 1, …; (N — 1) — номер отсчета; ∆t — интервал времени между отсчетами; T = (N — 1)∆t — временной интервал анализируемого сигнала; Δw= 2pi/T – шаг спектра в частотной области.

Для преобразования частотного спектра X(lΔw) в дискретный сигнал x(kΔt) используют обратное преобразование Фурье:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

Под спектральной мощностью понимается следующее выражение:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

Далее вычисляют:

· абсолютную спектральную мощность в каждом частотном диапазоне HF, LF и VLF:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

где LHFf , LHFi , LLFf , LLFi , LVLFf , LVLFi — номера граничных отсчетов спектральной мощности Pl в каждом частотном диапазоне HF, LF и VLF

· суммарную мощность спектра (Total Power — TP), которая определяется как сумма мощностей в диапазонах HF, LF и VLF

· нормированное значение мощности в каждом частотном диапазоне в процентах от суммарной мощности спектра ТР — HFn, LFn и VLFn;

· индекс вегетативного баланса — LF/HF;

· индекс централизации

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

· индекс активации подкорковых нервных центров

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

Значения интенсивностей нормированных значений спектральных составляющих ВСР в норме, %:

HFn.......................... 10–30

LFn .......................... 15–45

VLFn ........................ 20–60

У преобразования Фурье есть свои недостатки. Оно характеризует сигналы глобально, но игнорирует локальную информацию. Быстрое преобразование Фурье предоставляет подробную информацию о частоте, оно не может предоставить никакой информации относительно времени появления частотных компонентов для нестационарного входного сигнала. Эта проблема может быть решена с помощью кратковременного преобразования Фурье (КПФ). Оно может использоваться для преобразования нестационарного сигнала из временной области в частотно-временную область с использованием оконной функции, которая также называется оконным преобразованием Фурье. С помощью КПФ можно вычислить распределение энергии сигнала ЭКГ, а затем передать в алгоритмы классификации для диагностики.

КПФ и нейронная сеть 2D-CNN использовались для классификации аритмий ЭКГ. Сигналы ЭКГ во временной области были сначала преобразованы в частотно-временные спектрограммы с помощью КПФ. Впоследствии спектрограммы на основе КПФ были поданы в 2D-CNN, что привело к средней точности 99,00%. КПФ извлекает частотно-временную информацию, касающуюся точного местоположения частотных компонентов сигнала ЭКГ [6]. Хотя кратковременное преобразование Фурье делит длительный сигнал на короткие сегменты равной длины, а затем вычисляет преобразование Фурье отдельно для каждого сегмента, большая ошибка кратковременного преобразования Фурье заключается в его фиксированном разрешении. Обычно ширина оконной функции зависит от того, как представлен сигнал. Широкое окно дает лучшее разрешение по частоте, но плохое разрешение по времени. Узкое окно дает хорошее временное разрешение, но плохое частотное разрешение. Чтобы преодолеть этот недостаток, используется вейвлет-преобразование [7].

4. Вейвлет-преобразование

Вейвлет-анализ как мощный метод обработки сигналов для анализа временных рядов с множеством различных временных масштабов может разложить сигнал во временной шкале на сдвинутые и масштабированные версии базового вейвлета. По сравнению с преобразованием Фурье, вейвлет-преобразование предоставляет переменное «частотно-временное окно», которое позволяет нам динамически изменять его масштаб. Размер окна будет увеличиваться в области низких частот и сужаться в области высоких частот, поэтому это подходящий инструмент для всех диапазонов частот, что приводит к повышению точности как во временной, так и в частотной области. Вейвлет предоставляет метод сжатия или улучшения функций. Благодаря высокому разрешению по времени и частоте, вейвлет-преобразование может распознавать абстрактные и скрытые особенности сигналов ЭКГ. Существуют различные базы вейвлетов, такие как Морле, Мексиканская шляпа, Мейер, Добеши, Симлет и Койфлет, Хаар и биортогональные вейвлеты. Жизненно важно выбрать подходящую основу вейвлета и соответствующее количество уровней разложения для интересующего сигнала с использованием вейвлет-преобразования. Различные базы вейвлетов имеют свои характеристики и подходят для конкретного приложения, например, вейвлет Хаара прост и быстр, обеспечивая при этом эффективность памяти, и он может разделять сигнал и шум без значительной потери информации о сигнале. Вейвлет Мейера наделен лучшими характеристиками локализации, в то время как биортогональный вейвлет полезен для реконструкции сигнала, поскольку он имеет линейные блоки фазовых фильтров с симметричным свойством. Вейвлет Добеши обладает симметрией с энергетическим спектром, в основном распределенным вокруг низких частот, что, как обнаружено, более подходит для обнаружения R-пика. На практике соответствующую вейвлет-функцию следует выбирать в соответствии с такими параметрами, как поддерживающая длина, симметрия, исчезающий момент, регулярность и подобие. При разумном выборе баз вейвлетов следует должным образом учитывать эти свойства для конкретного приложения. В семействе вейвлетов с дискретным вейвлет-преобразованием (ДВТ) легко работать на компьютере, а эффективность вычислений относительно выше по сравнению с другими типами вейвлетов. ДВТ также наиболее широко используется при анализе ЭКГ [3, 5].

Перед преобразованием одномерного сигнала ЭКГ в двумерное изображение необходимо определить положение зубца R сигнала ЭКГ. Для его нахождения также можно применить ДВТ.

Вейвлет-преобразование даёт хорошие результаты в улучшении защиты от помех и точности группового обнаружения QRS. Согласно теории вейвлет-преобразования, точка пика зубца R соответствует пересечению нуля максимумов модуля. Положение пика зубца R определяется путем определения положение максимумов модуля зубца R, а затем начальная и конечная точки зубца QRS ищутся вперед и назад в соответствии с положением пика R [8].

Вейвлет-преобразование расширяет сигналы с точки зрения вейвлет-функции, которая локализована как по времени, так и по частоте, оно может обеспечить хорошее временное разрешение для высокочастотных событий и хорошее частотное разрешение для низкочастотных событий.

Для сигнала f(t) его непрерывное вейвлет-преобразование (НВТ) формулируется как:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание



где *ɑ* - параметр масштабирования, а τ - параметр трансляции (сдвига), где *ɑ* ∈ R и *τ* ∈ R, *ψ* — анализирующий базисный вейвлет; *f(t)* — исходный сигнал. Параметр масштабирования может либо сжимать, либо расширять сигнал. Когда ɑ относительно мало, сигнал будет более сжатым; когда ɑ большое, сигнал будет растянутым. Cвязь масштабирующего параметра ɑ с частотой выражается формулой:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

где *fc*– центральная частота вейвлета; *delta* — время дискретизации исследуемого сигнала; *f* — анализируемая частота [5].

Параметр перевода связан с положением окна, поскольку окно сдвигается через сигнал. Базисная функция вейвлета ψɑ, τ(t) получается путем преобразования и масштабирования исходного вейвлета ψ(t), который является непрерывным как во временной, так и в частотной областях. Символ над чертой обозначает операцию комплексного сопряжения. Более конкретно, ψɑ, τ(t) определяется по формуле (1):

Изображение выглядит как текст, снимок экрана, компьютер

Автоматически созданное описание

Дискретное вейвлет-преобразование - это любое вейвлет-преобразование, или вейвлеты которого дискретно дискретизируются. Чтобы получить ДВТ, в *F(ɑ, τ)* параметр масштабирования ɑ должен быть дискретизирован как *ɑ = bj*, где *j* ∈ Z и *b*> 0, а параметр переноса τ должен быть дискретизирован как *τ = bjkT*, где *k* ∈ Z и *T*> 0. Здесь *j* - частотная шкала; *k* - масштаб времени; *T* - постоянная, зависящая от материнского вейвлета. В частности, когда *b* = 2 и *j*> 0, ДВТ называется «диадическим» [3, 9].

Информационные особенности вейвлет-преобразования анализируются по данным ВР индекса вегетативного баланса

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

где *LFвп* и *HFвп* — вейвлет-преобразования интенсивностей периодических составляющих ВСР в диапазонах частот *LF* и *HF* соответственно.

Функционал Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описаниене является гладкой функцией, а параметры его «выбросов» (локальных дисфункций) изменяются при функциональных нагрузках.

Для идентификации локальных дисфункций AF функционала Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описаниеприменяется решающее правило:

Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описание

где Δ – порог принятия решения о наличии дисфункций функционала Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описаниев норме, Δ = 10.

В качестве параметров локальных дисфункций AF функционала Изображение выглядит как текст

Автоматически созданное описаниеприменяют количество дисфункций *N*, максимальное значение *Aмакс* их амплитуды и интенсивность *Aintense* на интервале наблюдения [5].

5. Использование нейронных сетей для классификации ЭКГ

Нейронные сети были впервые использованы для обработки сигналов ЭКГ в 1990 году для диагностики, категоризации и обнаружения QRS и оказались интересными. Применение нейронных сетей также оказалось полезным при классификации и обнаружении с расширенными вычислениями. С годами такие алгоритмы искусственного интеллекта были расширены для классификации нормальных и аномальных сигналов и сопоставления с образцом [1].

Нейроны в сети глубокого обучения активируются в соответствии с входными данными, которые были ЭКГ в этих исследованиях. Их активация распространяется по сети, предоставляя возможность изучить взаимосвязь между входными и выходными данными (такими как классификация пациентов или ритмов) посредством процесса, называемого эмпирическим обучением. После обучения нейронной сети ее производительность оценивается на независимом наборе данных, который не использовался для обучения, и вычисляются такие статистические показатели, как чувствительность, специфичность и точность [11].

В этой статье [10] использовали Faster R-CNN на основе сети ZF для классификации ЭКГ. Faster R-CNN состоит из сети ZF, сети предложений региона (RPN) и сети Fast R-CNN. Среди них сеть ZF представляет собой архитектуру CNN, которая используется для извлечения карты характеристик ЭКГ изображений. Затем сеть RPN запускается на карте функций и генерирует примерно 20 000 прямоугольных блоков, которые сортируются по количеству баллов от большого к меньшему. Затем первые 300 прямоугольных блоков принимаются в качестве входных данных для сети Fast R-CNN, которая обеспечивает более высокую точность при одновременном сокращении временной сложности. Наконец, сеть Fast R-CNN выводит вероятность категории и матрицу координат (содержащую четыре значения координат). Средняя точность классификации составила 99,21%.

Преимущества Faster R-CNN следующие:

1. Извлечение функций вручную не требуется.

2. Частоту дискретизации исходного сигнала ЭКГ не нужно учитывать.

3. Подход нечувствителен к качеству сигнала ЭКГ.

4. Высокая точность классификации.

Недостатки Faster R-CNN следующие:

1. Образцы обучающей выборки необходимо пометить вручную.

2. Требуются долгие часы обучения и специализированное оборудование для эффективного обучения наборов данных (графический процессор (GPU)).

Однако, как только обучение сигналов ЭКГ завершено, классификация сигналов сердцебиения ЭКГ выполняется быстро. Классификация тестовой выборки ЭКГ занимает около 0,025 с.

6. Использование машинного обучения для классификации ЭКГ

Машинное обучение - это область искусственного интеллекта, основанная на вычислительных статистических алгоритмах, которые позволяют компьютерам учиться непосредственно на основе данных, без явного программирования. У методов машинного обучения есть потенциал для автоматического определения наиболее важных характеристик, связанных с ключевыми различиями в данных о пациентах, то есть между заболеванием и здоровьем [11].

В [1] говорится об исследовании, в котором авторы предоставили индивидуализированный классификатор ЭКГ с данными пациента, основанными на методе обучения без учителя. Ограничение метода состояло в том, что он требовал разработки локального классификатора для каждого пациента с данными, специфичными для каждого пациента. Известное ограничение современных методов машинного обучения состоит в том, что сложно понять причину их результатов. Искусственный интеллект не может надежно и автоматически получать ключевые физиологически значимые биомаркеры ЭКГ из больших наборов данных, которые они анализируют [11].

**СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ**

1. Neha Arora, Biswajit Mishra. Origins of ECG and Evolution of Automated DSP Techniques: A Review// arXiv:2105.08938v1 [eess.SP] 19 May 2021.
2. Зудбинов Ю. И. Азбука ЭКГ. Изд. 3-е./ Ростов-на-Дону: «Феникс», 2003. — 160с.
3. Liping Xie, Zilong Li, Yihan Zhou, Yiliu He, Jiaxin Zhu. Computational Diagnostic Techniques for Electrocardiogram Signal Analysis// Sensors 2020, 20, 6318; doi:10.3390/s20216318 5 November 2020.
4. Белокриницкий, В.И. Применение электрокардиографии в диагностике острой коронарной недостаточности в условиях скорой медицинской помощи. Изд. 3-е./ Екатеринбург 2010
5. Кубланов, В.С. К88 Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB: учебное пособие / В.С. Кубланов, В.И. Борисов, А.Ю. Долганов. — Екатеринбург : Изд-во Урал. ун-та, 2016. – 120 с.
6. Wei Li. Wavelets for Electrocardiogram: Overview and Taxonomy// 169-3536 2018 IEEE 9 November 2018
7. Yinsheng Ji, Sen Zhang, Wendong Xiao. Electrocardiogram Classification Based on Faster Regions with Convolutional Neural Network// Sensors 2019, 19, 2558; doi:10.3390/s19112558 5 June 2019.

8. Ana Minchole, Blanca Rodriguez. Cardiovascular diseases Artifcial intelligence for the electrocardiogram// Nature Medicine. 2019. Vol. 25. Pp. 20–23

9. Jürg Schläpfer, Hein J. Wellens. Computer-Interpreted Electrocardiograms

Benefits and Limitations// Journal of the American college of cardiology. 2017. vol. 70. no. 9.

10. Niek Verweij, Jan-Walter Benjamins, Michael P. Morley, Wibke Reinhard, Thomas P. Cappola, Pim van der Harst. The Genetic Makeup of the Electrocardiogram// Cell Systems 11. Pp. 229–238. 23 September 2020.

11. Yina Wang, Lie Chen, Jingyi Wang, Xingwei He, Fen Huang, Jing Chen, Xiaoyun Yang. Electrocardiogram analysis of patients with different types of COVID-19// Ann Noninvasive Electrocardiol. 2020;25:e12806. 24 August 2020

12. Gherardo Finocchiaro, Marco Merlo, Nabeel Sheikh, Giulia De Angelis, Michael Papadakis, Iacopo Olivotto, Claudio Rapezzi, Gerald Carr-White, Sanjay Sharma, Luisa Mestroni, and Gianfranco Sinagra. The electrocardiogram in the diagnosis and management of patients with dilated cardiomyopathy// European Journal of Heart Failure (2020) 22, 1097–1107 doi:10.1002/ejhf.1815. 3 April 2020

13. Черешнев В.О., Проскурин С.Г. Исследование частотных характеристик электрокардиограммы при помощи дискретного преобразования Фурье// Современные наукоемкие технологии № 8, 2019