1. Цель лабораторной работы

классифицировать временные ряды электроэнцефалографии для определения эпилепсии

2. введение

В ходе данного эксперимента рассматриваются несколько взаимосвязанных тем:

1. Построение обучающего набора данных

- Использовать открытый набор ЭЭГ-данных PhysioNet (с разметкой припадков):
 - https://physionet.org/content/chbmit/1.0.0/chb08/#files-panel
- Выбрать не менее 50 фрагментов с припадками и не менее 50 фрагментов без припадков.

2. Предобработка данных

- о Вырезать из выбранных записей подходящие временные сегменты.
- Преобразовать каждый сегмент ЭЭГ в вейвлет-спектрограмму (временочастотное изображение); можно разделять по диапазонам ритмов или генерировать общую вейвлет-карту.
- о В итоге должно получиться 100 изображений:
 - 50 изображений с припадками → поместить в отдельную папку A;
 - 50 изображений без припадков \rightarrow поместить в отдельную папку **B**.

3. Построение модели

 На основе полученных изображений спроектировать и обучить сверточную нейронную сеть для бинарной классификации наличия/отсутствия эпилептического припадка на ЭЭГ. После обучения сохранить файл модели и проверить её эффективность на тестовом наборе.

Проверка среды выполнения

```
# фильтр Баттерфорда для вырезания полосы частот from scipy import signal def butter_bandpass_filter(data, lowcut, highcut, fs, order=5):
    nyquist = 0.5 * fs
    low = lowcut / nyquist
    high = highcut / nyquist
    b, a = signal.butter(order, [low, high], btype='band')
    filtered_data = signal.lfilter(b, a, data)
    return filtered_data
```

Этот код реализует полосовой фильтр (band-pass filter) на основе фильтра Баттерворта (Butterworth filter): он сохраняет компоненты сигнала в заданном диапазоне частот (от lowcut до highcut) и подавляет остальные частоты.

这段代码实现的是一个带通滤波器(bandpass filter),使用的是巴特沃斯滤波器(Butterworth filter),用于保留信号中某一指定频率范围(lowcut 到highcut)之间的成分,同时滤除其他频率部分。

```
# функция преобразования Гильберта для построения огибающей from scipy.fft import fft, ifft def my_func_hilbert(x):

N = len(x)

xf = fft(x)

xf[1:N//2] *= 2

if N % 2 = 1:

xf[N//2] *= 2

xf[N//2 + 1:] = 0

xa = ifft(xf)

assert np.allclose(xa.real, x)

return xa
```

Этот код вручную реализует преобразование Хилберта через преобразование Фурье и возвращает аналитический сигнал, который можно использовать для:

- извлечения огибающей сигнала (мгновенной энергии);
- расчёта мгновенной фазы и частоты;
 - анализа

модуляции/демодуляции сигнала.

По сравнению с scipy.signal.hilbert это более низкоуровневый метод, позволяющий вручную контролировать спектральные компоненты.

这段代码用傅里叶变换的方式手动实现了 Hilbert 变换,返回的解析信号可以用于: 提取信号包络(瞬时能量)计算相位/频率变化 进行信号的调制/解调分析这是一个比 scipy.signal.hilbert 更底层、手工控制频率成分的方法。

```
# модули для обработки временных рядов (убрать тренд и аппроксимировать)
class Detrending:
   def plot(t, y, slope, intercept):
      fig = plt.figure(figsize=(10,7))
       ax = plt.subplot(111)
      plt.scatter(t,y, s=5)
      plt.plot(t, slope*t + intercept, 'r',
                      label='y={:.2f}x+{:.2f}'.format(slope,intercept))
       plt.grid(True)
       plt.legend(fontsize=12)
      plt.xlabel('time')
      plt.ylabel('Y')
      plt.show()
   def line_fit(t,y):
       from scipy import stats
       slope, intercept, r_value, p_value, std_err = stats.linregress(t,y)
       \#line = slope*t + intercept
      return slope, intercept
   def trend_off(t, y):
       from scipy import stats
       slope, intercept, r_value, p_value, std_err = stats.linregress(t,y)
line = slope*t + intercept
      y_nontrend = y-line
       return y_nontrend
```

Этот фрагмент кода определяет класс **Detrending**, предназначенный для **обработки временных рядов методом детренда**: он удаляет из данных линейный тренд и визуализирует исходные значения вместе с их линейной аппроксимацией.

这段代码定义了一个用于**时间序列 去趋势处理(Detrending)**的类 Detrending,其功能是去除数据中的线性 趋势,并可视化原始数据及其线性拟合 线。

```
x = np. arange (-15, 16, 0, 0.01)

def w(a, b, t):
    f = (1/a**0.5) * np. exp(-0.5*((t-b)/a)**2) * (1 - ((t-b)/a)**2)
    return f

plt.title("Вейвлет «Мексиканская шляпа»:\n $1/\sqrt{a} *\psi({(t-b)}/{a})$, $exp(-0,5*t^{2})*(1 - t^{2})$")

b = 1

y=[w(1,b,t) for t in x]

plt.plot(x,y, label = '$\psi(t)$ a=1 b=1')

y=[w(2,b,t) for t in x]

plt.plot(x,y, label="$\psi_{ab}(t)$ a=2 b=1")

y=[w(4,b,t) for t in x]

plt.plot(x,y, label="$\psi_{ab}(t)$ a=2 b=1")

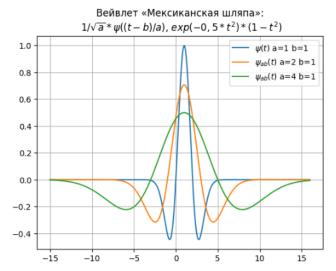
y=[w(4,b,t) for t in x]

plt.plot(x,y, label="$\psi_{ab}(t)$ a=4 b=1")

plt.legend(loc='best')

plt.grid(True)

plt.show()
```



Этот фрагмент кода демонстрирует, как меняется форма вейвлета «мексиканская

шляпа» при разных значениях коэффициента масштабирования *a*:

- **a** = **1** волна узкая;
- a = 2 волна становится
 шире;
- a = 4 волна ещё шире и более плоская.

Это наглядно показывает свойство масштабирования в непрерывном вейвлет-преобразовании. В обработке сигналов и распознавании образов операции масштабирования и сдвига вейвлета используются для извлечения локальных признаков и многомасштабного анализа.

这段代码展示了**"墨西哥帽小波"在不同缩放参数 a 下的形状变化**: a=1: 波形较窄; a=2: 波形变宽; a=4: 波形更宽更平。 这有助于理解连续小波变换中小波的缩放性质。在信号处理和模式识别中,小波的缩放和位移操作可用于提取局部特征和多尺度分析。

```
#discrete wavelet
#wavelet_d = pywt.Wavelet('db5')
#(phi, psi, x] = wavelet_d.wavefun(level=1)
#continous wavelet
# The wavefun() method can be used to calculate approximations of scaling function (phi) and wavelet function (psi) at the given level of refinement.

# The wavelet_c = pywt.ContinuousWavelet('mexh')

[psi,x] = wavelet_c.wavefun(level = 7)

# wavelet_c = pywt.ContinuousWavelet('non')

[psi_morle,x] = wavelet_c.wavefun(level = 7)

# fig. (axl, ax2) = plt.subplots(1, 2)

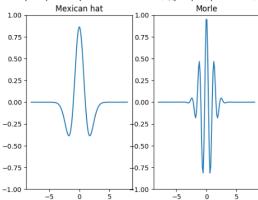
# fig. suptitle('HpuMeph MaTephhckux Be#Bhetos (Alpo npeofpasoBahus)')

# axl.plot(x, psi)
# axl.set_title('Mexican hat')
# Be#Bhetos none Mekcukahokas mhashas:\n$!/\sqrt{a}*exp(-0.5*t)

# ax2.plot(x, psi_morle)
# ax2.set_ylim(-1, 1)
# ax2.set_ylim(-1, 1)
# ax2.set_title('Morle')
```

Text(0.5, 1.0, 'Morle')





На рисунке показаны формы двух «материнских» вейвлет-функций (Mexican Hat и Morlet), применяемых в непрерывном вейвлет-преобразовании:

• Mexican Hat

(мексиканская шляпа) —

функция, близкая к гауссовой форме, хорошо подходит для обнаружения кратковременных изменений;

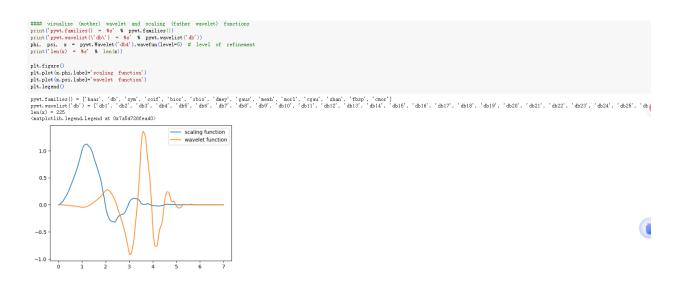
• Morlet (Морле) —

модулированная гауссовая волна с хорошей частотной локализацией,

• 该图展示了连续小波变换中的两种"母小波"函数(Mexican Hat 和 Morlet)的形状: Mexican Hat (墨西哥帽): 类高斯波形,适合检测瞬时变化; Morlet (莫雷): 调制的高斯波,具有良好的频率局部性,适合周期性成分分析。 这些母小波是连续小波变换中用于分析信号的**"核函数"**,它们通过缩放和平移应用于目标信号,从而提取多尺度特征

удобная для анализа периодических компонентов.

Эти материнские вейвлеты выступают в роли «ядерных функций» непрерывного вейвлет-преобразования; масштабируя и сдвигая их по отношению к анализируемому сигналу, можно извлекать его многомасштабные характеристики.



Пояснение результатов:

Две кривые:

• одна — сглаженная функция масштабирования φ(x), представляющая низкочастотное приближение;

 другая — волновая функция ψ(x) с положительными и отрицательными колебаниями, предназначенная для извлечения детальной информации сигнала.

Функция $\phi(\mathbf{x})$ служит базисной функцией для построения низкочастотной (грубой) составляющей, а $\psi(\mathbf{x})$ — базисной функцией для построения высокочастотной (детальной) составляющей.

Обе функции лежат в основе многоразрешительного анализа (MRA).

Вейвлет **db4** по сравнению с **Haar** более сглаженный и лучше подходит для обработки стационарных сигналов, например при сжатии изображений, анализе ЭКГ и т. д.

结果说明:

两条曲线:

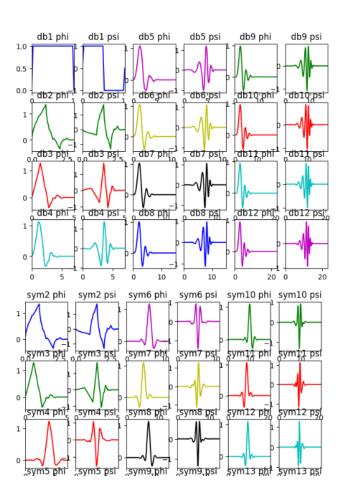
- 一条是光滑的 scaling function φ(x), 表示低频逼近;
- 一条是具有正负波动的 wavelet function $\psi(x)$,用于提取信号的细节信息。 $\phi(x)$ 是构建低频(粗略)部分的基函数;
- $\psi(x)$ 是构建高频(细节)部分的基函数;

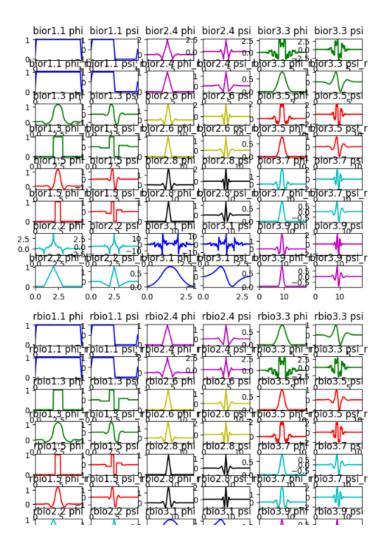
这两者构成了多分辨率分析(MRA)的基础:

db4 小波相比 haar 更平滑,适用于平稳信号处理,如图像压缩、心电图分析等。

```
#!/usr/bin/env python
 # -*- coding: utf-8 -*-
 # Plot scaling and wavelet functions for db, sym, coif, bior and rbio families
 import itertools
 import matplotlib.pyplot as plt
 import pywt
for family, (rows, cols) in plot_data:
fig = plt.figure()
        fig. subplots_adjust(hspace=0.2, wspace=0.2, bottom=.02, left=.06, right=.97, top=.94)
colors = itertools.cycle('bgrcmyk')
        wnames = pywt.wavelist(family)
        i = iter(wnames)
        for col in range(cols):
                for row in range(rows):
                       try:
                               wavelet = pywt.Wavelet(next(i))
                        except StopIteration:
                               break
                        phi, psi, x = wavelet.wavefun(level=5)
                        color = next(colors)
                        ax = fig.add_subplot(rows, 2 * cols, 1 + 2 * (col + row * cols))
ax.set_title(wavelet.name + " phi")
                        ax.plot(x, phi, color)
                        ax.set_xlim(min(x), max(x))
                        ax = fig.add_subplot(rows, 2*cols, 1 + 2*(col + row*cols) + 1)
ax.set_title(wavelet.name + " psi")
                        ax.plot(x, psi, color)
                        \mathtt{ax.set\_xlim}\left(\mathtt{min}\left(\mathtt{x}\right),\ \mathtt{max}\left(\mathtt{x}\right)\right)
for family, (rows, cols) in [('bior', (4, 3)), ('rbio', (4, 3))]:
fig = plt.figure()
```

```
for family, (rows, cols) in [('bior', (4, 3)), ('rbio', (4, 3))]:
fig = plt.figure()
         fig.subplots_adjust(hspace=0.5, wspace=0.2, bottom=.02, left=.06, right=.97, top=.94)
         colors = itertools.cycle('bgrcmyk')
         wnames = pywt.wavelist(family)
         i = iter(wnames)
for col in range(cols):
                 for row in range(rows):
try:
                                 wavelet = pywt.Wavelet(next(i))
                         except StopIteration:
                                break
                         phi, psi, phi_r, psi_r, x = wavelet.wavefun(level=5) row *= 2
                         color = next(colors)
                         ax = fig.add_subplot(2*rows, 2*cols, 1 + 2*(col + row*cols))
ax.set_title(wavelet.name + " phi")
                         ax.plot(x, phi, color)
                         \mathtt{ax.set\_xlim}\,(\mathtt{min}\,(\mathtt{x})\,,\quad\mathtt{max}\,(\mathtt{x})\,)
                         ax.plot(x, psi, color)
                         ax.set_xlim(min(x), max(x))
                         row += 1
ax = fig.add_subplot(2*rows, 2*cols, 1 + 2*(col + row*cols))
ax.set_title(wavelet.name + " phi_r")
                         ax.plot(x, phi_r, color)
ax.set_xlim(min(x), max(x))
                         ax.plot(x, psi_r, color)
ax.set_xlim(min(x), max(x))
plt.show()
```

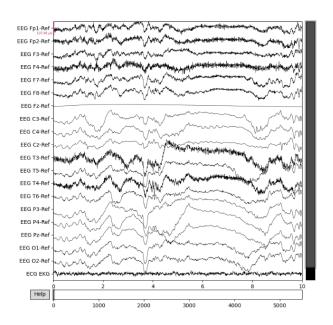




Этот полный скрипт Python предназначен для пакетного построения графиков волновых функций (ψ) и функций масштабирования (ф) различных семейств дискретных вейвлетов (db, sym, coif, bior, rbio). Он наглядно демонстрирует различия между этими семействами и служит отличным

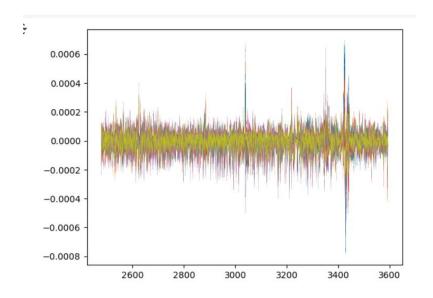
这段完整的 Python 脚本用于批量绘制多种离散小波族(db、sym、coif、bior、rbio)的小波函数(ψ)和尺度函数(φ),可视化它们在不同小波族中的表现差异,是理解小波分析中"母小波"和"父小波"形状的一个极佳工具。

инструментом для понимания формы «материнского» и «отцовского» вейвлетов в вейвлет-анализе



Визуализировать многоканальные биоэлектрические сигналы из EDF-файла и вывести список всех названий каналов, чтобы упростить последующий выбор объектов анализа.

可视化 EDF 文件中的多通道生物电信号; 列出信号中包含的所有通道名称, 便于后续选择分析对象。



Каждая линия на графике соответствует одному каналу ЭЭГ.

По горизонтальной оси откладывается время (в секундах), по вертикальной — напряжение (обычно в мкВ).

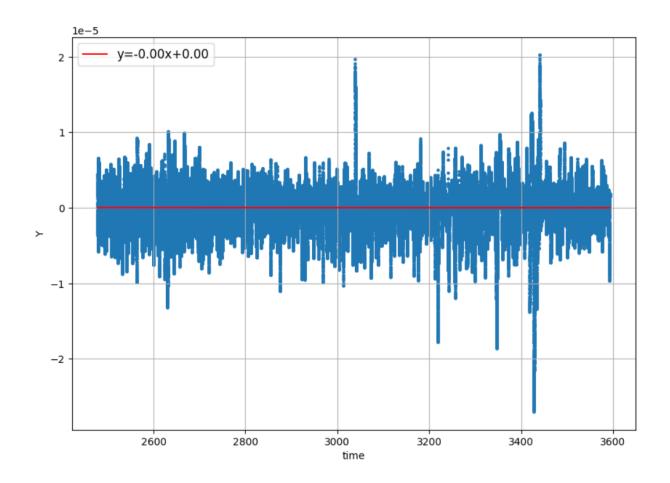
Такой график помогает определить, в каких каналах перед приступом и после него появляются аномальные колебания (например, острые волны, «спайки» и т. д.).

Если кривые получаются слишком плотными, можно добавить вертикальное смещение для каждой линии или разбить визуализацию на несколько подграфиков.

每条线代表一个 EEG 通道; 横轴是 时间(单位: 秒),纵轴是电压值(单位 通常为 μV);

这种图形有助于观察在癫痫发作前 后,哪些通道出现了异常波动(例如尖 波、棘波等);

如果波形太密集,可以考虑添加偏移 量显示每条曲线,或绘制多个子图。



Выполнить линейную аппроксимацию (детренд) усреднённого сигнала ЭЭГ;

Визуализировать исходный сигнал вместе с линией тренда;

Удалить линейный тренд из сигнала;

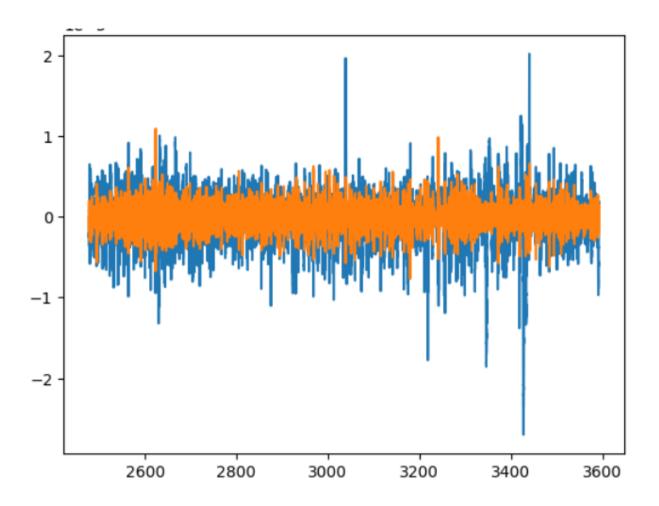
Повторно построить график детрендированного сигнала.

对 EEG 平均信号进行线性拟合(去趋势);

可视化原始信号与趋势线;

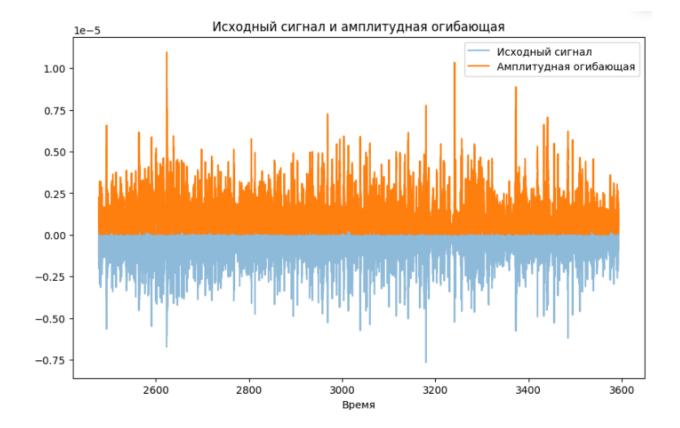
从信号中去除线性趋势;

再次绘制去趋势后的信号。



Этот фрагмент кода выполняет полосовую фильтрацию (band-pass filter) ЭЭГ-сигнала, что обычно используется для удаления низкочастотного дрейфа и высокочастотного шума.

这段代码实现了对 EEG 信号的**带 通滤波(bandpass filter)**预处理,典型 用于去除低频漂移和高频噪声

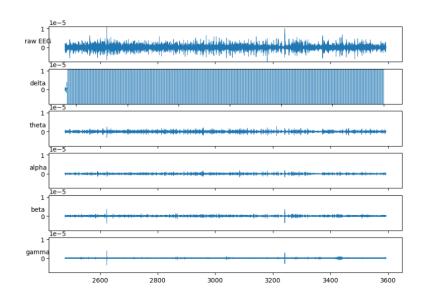


Этот код реализует преобразование Хилберта, позволяющее извлечь мгновенную амплитуду (амплитудную огибающую) ЭЭГ-сигнала. Такой метод широко используется в нейронауках и особенно подходит для анализа изменений огибающей сигнала, например ритмических мозговых волн. 这段代码实现了 Гильбертапреобразование (Hilbert transform),
用于提取 EEG 信号的瞬时幅度
(амплитудная огибающая)。这种处
理在神经科学中非常常见,特别适合分析
信号包络变化(如节律性脑电波)。

Группа/波 段	Диапазон частот (Гц)/频率范围 (Hz)	Физиологическое значение/生理含义
Delta	1–4	Глубокий сон/深度睡眠
Theta	4–8	Расслабление, легкий сон/放松、浅睡
Alpha	8–14	Состояние покоя/静息状态
Beta	14–30	Активность, бдительность/活动、警觉
Gamma	30–50	Познание высшего порядка/高阶认知

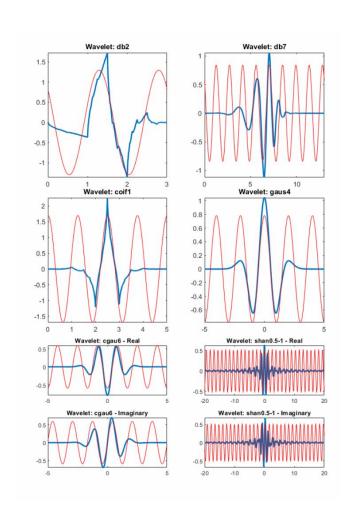
Это пять наиболее распространённых частотных диапазонов, применяемых в анализе ЭЭГ и соответствующих различным видам функциональной активности мозга.

这些是 EEG 分析中常用的 5 个频率 区间,对应不同脑功能活



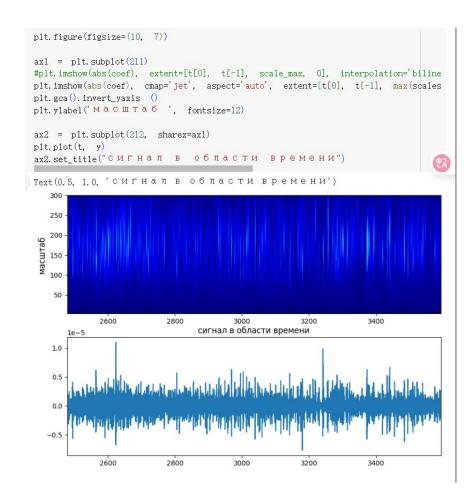
Цель данного кода совершенно очевидна: на одном графике (шесть строк подграфиков) изобразить исходный сигнал ЭЭГ и результаты фильтрации по пяти частотным диапазонам — δ , θ , α , β и γ . В анализе ЭЭГ это классический приём визуализации полосового разложения (Band Decomposition Visualization).

这段代码的目标非常明确: **将原始 EEG** 信号及其 5 个频段(δ、θ、α、β、γ)的滤波结果绘制在一张图中(6 行子 图),这在 EEG 分析中属于典型的**频带可视化(Band Decomposition Visualization)**方法。



Этот фрагмент кода выполняет непрерывное вейвлет-преобразование (Continuous Wavelet Transform, CWT) ЭЭГ-сигнала и задаёт диапазон масштабов, обеспечивающий нужное частотное разрешение. Метод подходит для времени-частотного анализа, позволяя отслеживать, как энергия сигналов различных частотных диапазонов распределяется по оси времени.

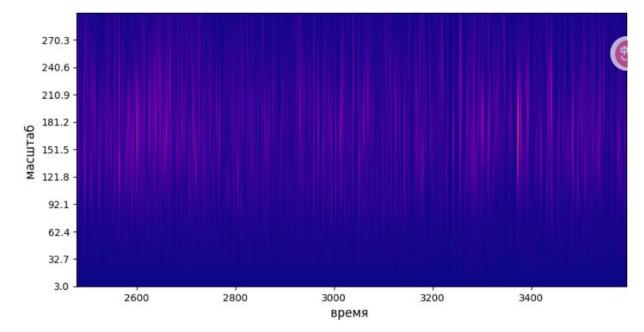
这段代码用于对 EEG 信号进行 连续 小波变换(Continuous Wavelet Transform, CWT),并设置了变换的尺度范围以获 得相应的频率分辨率。这种方法适用于时 频分析,可以观察 EEG 中不同频段信号 在时间轴上的能量分布。



Этот код строит очень полезное сочетание: временно-частотную карту непрерывного вейвлет-преобразования (СWТ) и график соответствующего временного сигнала, что идеально подходит для детального анализа нестационарных сигналов, таких как ЭЭГ или ЭКГ.

这段代码绘制了一个非常实用的 连续小波变换(CWT)时频图 + 对应的时间信号图,适合 EEG、ECG等时变信号的深入分析。

```
#Plotting scalogram
plt.figure(figsize=(10, 5))
plt.imshow(abs(coef), extent=[t[0], t[-1], max(scales), min(scales)], interpolat
#plt.imshow(abs(coef), interpolation='bilinear', cmap='plasma', aspect='auto')
plt.gca().invert_yaxis ()
plt.yticks(np.arange(min(scales), max(scales), (max(scales) - min(scales))/10))
plt.ylabel('Macuras ', fontsize=12)
plt.xlabel('Bpemg', fontsize=12)
plt.show()
```



На графике представлен скалограм (карта «время—масштаб») вейвлет-преобразования, также называемый вейвлет-тепловой картой; он показывает распределение энергии сигнала во времени и по различным масштабам (частотам).

Это важный метод визуализации при время-частотном анализе нестационарных сигналов, таких как ЭЭГ, ЭКГ и акустические данные.

绘制的是一个 **小波变换的 scalogram** (时-尺度图),也叫 **小波热图**,它展示了信号在不同时间与不同尺度(频率)下的能量分布。

这是进行 EEG、ECG、声音等非平 稳信号的**时频分析**的重要可视化方式。 Структура папок изображений классификации

- wavelet_img/Seizure/: 30/60/90 секунд до приступа

wavelet_img/Healthy/: Случайные

сегменты без атак

Всего создано: 100 изображений (50

«Приступ» + 50 «Здоровье»)

分类图像文件夹结构

- wavelet_img/Seizure/: 癫痫发作前 30/60/90 秒段

- wavelet_img/Healthy/: 随机无发作段

共生成: 100 张图像(50 Seizure + 50

Healthy)

- 5) Построение модели CNN-LSTM
- а) Структурное резюме:
- 5) CNN-LSTM 模型构建

a) 结构总结:

Conv2D(32) + BN + MaxPool

 \rightarrow Conv2D(64) + MaxPool

 \rightarrow Conv2D(128) + MaxPool

 \rightarrow Flatten \rightarrow Dense(64) + Reshape

 \rightarrow LSTM(64) \rightarrow Dense(32) \rightarrow Dense(2)

б)Модуль CNN

Свёрточные нейронные сети в основном используются для извлечения пространственных локальных особенностей на изображениях и особенно подходят для распознавания полосовой текстуры на вейвлетизображениях.

Многомасштабные частотно-временные характеристики извлекаются с помощью трех слоев свертки и, наконец, сводятся в векторы с помощью Flatten и вводятся в LSTM.

b) 卷积神经网络模块(CNN)

卷积神经网络主要用于提取图像中的空间局部特征,尤其适用于小波图像中的 频带纹理模式识别。

通过三层卷积提取多尺度时频特征,最 终通过 Flatten 展平成向量输入到 LSTM。

- в) Сплющивание \rightarrow Плотность (64):
- Преобразовать тензор
 пространственных признаков в
 одномерный вектор;
- Подключиться к слою Dense для предварительного нелинейного картирования;
- Добавлена регуляризация L2 для управления размером параметра:

- c) Flatten \rightarrow Dense(64):
- 将空间特征张量展平为一维向量;
- 接 Dense 层, 进行初步非线性映射;
- 添加 L2 正则化控制参数规模:

 $L_{reg} = \lambda ||W||_2^2$

- г) Изменение формы \rightarrow LSTM(64):
- Поскольку LSTM требует последовательного ввода, измените плотный вывод на (1, 64);
- LSTM-единицы используются для моделирования «временных отношений» изображений (фактически последовательностей встроенных признаков).
- d) Reshape \rightarrow LSTM(64):
- 由于 LSTM 需要序列输入,将 Dense 输出 reshape 为 (1, 64);
- LSTM 单元用于建模图像的"时间关系" (实际为嵌入特征序列)。

3. Обучение и оценка модели

- 3. 模型训练与评估
- 1) Функция потерь и оптимизация
- 1) 损失函数与优化
- Функция потерь: перекрестная энтропия
- 损失函数: 交叉熵

$$L = -\sum y_i log(\widehat{y_i})$$

- Оптимизатор: Адам, скорость обучения 0.001
- Вес класса: сбалансировать соотношение эпилепсии и данных о состоянии здоровья
- EarlyStopping: отслеживание точности проверочного набора для предотвращения переобучения
- 优化器: Adam, 学习率 0.001
- Class weight: 平衡癫痫与健康数据比例
- EarlyStopping: 监控验证集准确率, 防止过拟合

Список литературы

[1] Гапанюк Ю. Е. Лабораторная работа «Разведочный анализ данных. Исследование и визуализация данных» [Электронный ресурс] // GitHub. — 2019. — Режим доступа: https://github.com/ugapanyuk/ml_course/wiki/LAB_EDA_VISUALIZATION (дата обращения: 13.02.2019)

[2] https://www.kaggle.com/datasets