

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Физико-механический институт
Высшая школа теоретической механики и математической физики

Работа допущена к защите

Директор ВШТМиМФ,

д.ф.-м.н., чл.-корр. РАН

_____ А. М. Кривцов

« ____ » _____ 20__ г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

Видеоанализ ходьбы в процессе реабилитации при протезировании нижних конечностей

по направлению подготовки

01.03.03 «Механика и математическое моделирование»

направленность

01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнил

студент гр. 5030103/90201

В.М. Гуменик

Руководитель

Профессор ВШТМиМФ, д.ф.-м.н.

В.М. Иванов

Консультант

Руководитель НПМПЭА, ООО

«Газпромнефть-Ноябрьскнефтегазгеофизика»

Ф.И. Кондратенко

Санкт-Петербург
2023

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ПЕТРА ВЕЛИКОГО
Физико-механический институт
Высшая школа теоретической механики и математической физики**

УТВЕРЖДАЮ
Директор ВШТМиМФ
А. М. Кривцов
«__»_____20__г.

ЗАДАНИЕ

**на выполнение выпускной квалификационной
работы**

студенту Гуменику Валентину Михайловичу, гр. 5030103/90201

1. Тема работы: Видеоанализ ходьбы в процессе реабилитации при протезировании нижних конечностей.
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 05.06.2023
3. Исходные данные по работе: актуальные научные публикации по теме работы.
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): подготовка требований к обрабатываемым видео, доработка алгоритма использования данных, исследование правильной техники ходьбы и её критериев, анализ результатов, рекомендации по улучшению ходьбы пациента.
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): не предусмотрено.
6. Консультанты по работе: Ф. И. Кондратенко, руководитель направления программ по мониторингу и повышению эффективности активов ООО Газпромнефть-Ноябрьскнефтегазгеофизика.
7. Дата выдачи задания: 27.02.2023

Руководитель ВКР: _____ В.М.Иванов, профессор ВШТМиМФ, д.ф.м.н.

Задание принял к исполнению: 27.02.2023

Студент: _____ В. М. Гуменик

Реферат

На 33 страницы, 18 рисунков, 4 таблицы, 0 приложений.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: БИОМЕХАНИКА, ВИДЕОАНАЛИЗ, MEDIAPIPE, POSE LANDMARK DETECTION, ПРАВИЛЬНАЯ ХОДЬБА, РЕАБИЛИТАЦИЯ, ПРОТЕЗИРОВАНИЕ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ, ЗАХВАТ ДВИЖЕНИЙ, МЕДИЦИНА, ПРОГРАММИРОВАНИЕ.

В работе используются видеоанализ в контексте реабилитации для определения возможностей данного инструмента, описывается алгоритм работы самописной программы с использованием библиотеки MediaPipe. Анализируются критерии правильной ходьбы. Приводится пример анализа по видео из интернета.

Abstract

On 33 pages, 18 pictures, 4 tables, 0 appendixes.

KEY WORDS: BIOMECHANICS, VIDEO ANALYSIS, MEDIAPIPE, POSE LANDMARK DETECTION, CORRECT WALKING, REHABILITATION, LOWER LIMB PROSTHETICS, MOTION CAPTURE, MEDICINE, PROGRAMMING.

The work uses video analysis in the context of rehabilitation to determine the capabilities of this tool, describes the algorithm of the self-written program using the MediaPipe library. The criteria of correct walking are analyzed. An example of video analysis from the Internet is given.

Содержание

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ	7
1.1. Правильная ходьба.....	7
1.2. Протезирование нижних конечностей и реабилитация	8
1.3. Видеоанализ.....	9
ГЛАВА 2. ХОД РАБОТЫ	13
2.1. Изучение ходьбы и выводы	13
2.2. MediaPipe и использованные библиотеки.....	17
2.3. Реализация программы	17
2.4. Сравнение баз данных	20
2.5. Принцип работы модуля deartifact	21
2.6. Принцип работы модуля angle_calculator	23
ГЛАВА 3. ПРИМЕР И АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ	29
3.1. Полученные результаты.....	34
3.2. Полученная точность.....	35
3.3. Применимость результатов.....	36
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	37
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	38

ВВЕДЕНИЕ

Ходьба для человека — это обязательное требование для жизни, особенно в России. В следствие неудачных обстоятельств или собственной глупости, человек может потерять свои ноги, которые придётся заменять протезами.

При переходе от органики к металлам, пластикам и прочему, человека нужно научить пользоваться новыми конечностями на уровне здорового, пройдя реабилитацию и адаптацию к необычному для человеческого тела способу ходьбы без ощущения ног. Живя в современном мире, воспользуемся лучшим инструментом для чего-либо – наукой. Компьютерное зрение – хороший вариант для автоматизации сбора информации о перемещении объектов. Используя его специалист может в точности говорить пациенту, как улучшить ходьбу, что не только уменьшит срок реабилитации, а ещё и позволит хранить историю об этом процессе для развития науки в этом направлении, базы данных для обучения нейронных сетей, Big data и прочие сценарии использования.

Обобщая абстрактное компьютерное зрение мы приходим к простому и понятному термину – видеоанализ. Помимо нейронных сетей, осуществляться сбор данных может и другими способами, которые имеют свои особенности.

Данная работа ориентируется на контекст 2023 года, учитывая востребованность возвращения большему числу людей функции свободного перемещения, тем самым повышая средний уровень жизни. В следствие гуманизма и интереса к данной теме автора.

Основной целью данной работы является разработка программы, характеризующей правильность ходьбы пациента (учитывая протезирование) по видео и дающая базовые рекомендации по улучшению. Рекомендации даются, чтобы показать, если вложить в развитие алгоритмов определения правильности ходьбы достаточное количество человеко-часов, данная программа с небольшими усовершенствованиями и удобным интерфейсом способна конкурировать с человеком и быть далеко впереди по некоторым пунктам.

Большее число исследований переведёт инструмент в руки общественности, потому что в данный момент видеоанализ широко используется только в кинематографе и сфере компьютерных игр.

ГЛАВА 1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Разбитие одной большой цели на меньшие и понятные задачи показывает результативность выше, так и сделаем.

Для достижения основной цели необходимо выполнить ряд задач:

1. Исследовать правильную ходьбу и найти её критерии
2. Создать прототип программы по видеоанализу
3. Проанализировать результаты

Прототип программы будет выполнен в формате запускаемого файла из редактора кода Visual Studio Code. При подаче корректного видеофайла программа будет выводить графики и важные сообщения.

1.1. Правильная ходьба

Правильная ходьба человека очень важна, хотя большинство не задумывается об этом, полагаясь на привычную с рождения условность.

Подробная кинематика и анализ естественных локомоций не рассматриваются в рамках данной работы, а под правильной ходьбой подразумевается соблюдение всех следующих пунктов:

1. Поочерёдное переставление ног пациентом вперёд
2. Плавность движения центра масс вперёд
3. Отсутствие бесполезных раскачиваний
4. Автоматизм действий

В ходе исследования литературы составит конкретный список критериев правильной ходьбы, при соблюдении которых будет достигаться нужная эффективность, взяв за основу которую будет определённая характеристика правильности ходьбы.

1.2. Протезирование нижних конечностей и реабилитация

Протез – это замена человеку, отсутствующий конечности. Человек может потерять свои конечности, а конкретно ноги, очень разных обстоятельствах, будь то ДТП, несчастный случай или при военных конфликтах. В следствие различности тел людей, их психологического здоровья, экономического благополучия и отношения к протезам и своему телу, не все пострадавшие конечности заменяются протезами, хотя и в Российской Федерации стоимость протеза в некоторых случаях возмещается или различные фонды поддержки безвозмездно дают деньги, собранные на конкретные случаи или группу людей вообще, например, дети, взрослые, пострадавшие в конкретной ситуации лица.

Из-за потери конечности пациент может долгое время провести в больнице, от чего его мышцы ног и стабилизации в крайней форме атрофируются. В некоторых серьёзных ситуациях человек может и полгода провести лёжа. Произошло что-то рискованное, часто потеря конечности происходит в процессе несчастного случая, где всё тело человека проходит испытание не прочность.

Также к реабилитации относят адаптацию человека к протезу, психологическая нормализация ситуации потери конечности, то есть психологическая поддержка и выработка привычки ходьбы, потому что, в следствие несчастного случая и долго не использование этой функции, человек отвыкает.

Протезы бывают разные, имеют разные цели, разные крепления, разные сферы использования, одни на лодыжку, вторые цепляются на колено, все протезы разные.

В зависимости от вида протеза, типа крепления, особенностей человека и его реабилитации (некоторые люди не до конца проходит реабилитацию или делают это самолично без помощи реабилитолога). В следствие этого, походки

людей и в целом ходьба человека с протезом бывают очень разные. Специалист не может держать в голове все возможные сценарии реабилитации и истории пациента, а с в будущем получившейся программой можно будет не только считывать мельчайшие недостатки конкретной ходьбы, а ещё и автоматизировать всю возможную работу: от отчётности и визуализации до архивирования и ведения прогресса пациента.

1.3. Видеоанализ

Видеоанализ или захват движения (Motion capture), это запись и обработка видео целью последующего практического применения.

Основной принцип работы видеоанализа заключается в считывание с реального человека по видео его движений.

Применяется видеоанализ вне зависимости от типа для трёх больших целей: спорт, здоровье и искусство.

Эти два вида видеоанализа имеют, значительные отличия. Маркерный корректно работает и на больших расстояниях, у него выше точность, но сложность создания, стоимость и требовательность гораздо выше. В свою очередь, безмаркерный работает на меньших расстояниях, но достаточных, имеет не самую высокую точность, но подходящую для демонстративных целей, сложность, стоимость и требовательность на минимальны.

В следствие отсутствия спонсорских или грантовых денежных средств, единственным возможным способом является только безмаркерный видеоанализ из-за своей дешевизны, простоты и меньших требований.

Более подробная информация о сравнении всех видов анализа движений человека находится в списке использованной литературы под номерами [4-6].

Выбрав безмаркерный видеоанализ, остаётся вопрос лишь о какой-то библиотеке с компьютерным зрением.

Из-за большого числа таковых, было решено использовать один из самых удобных и проработанных проектов – MediaPipe.

MediaPipe - разработка компании Google, по машинному обучению. В рамках этого проекта есть отделение Pose Landmark Detection – определение точек человеческого тела по фото, видео или трансляции.

Для простоты в дальнейшем под MediaPipe будет подразумеваться отделение Pose Landmark Detection.

Подробная информация о принципе работы и особенностях есть на сайте с документацией этого проекта, приведённая в списке литературы под номером [14].

Виртуальным маркером понимается точка, пространственные координаты которой считаются тождественными соответствующим точкам на теле человека.

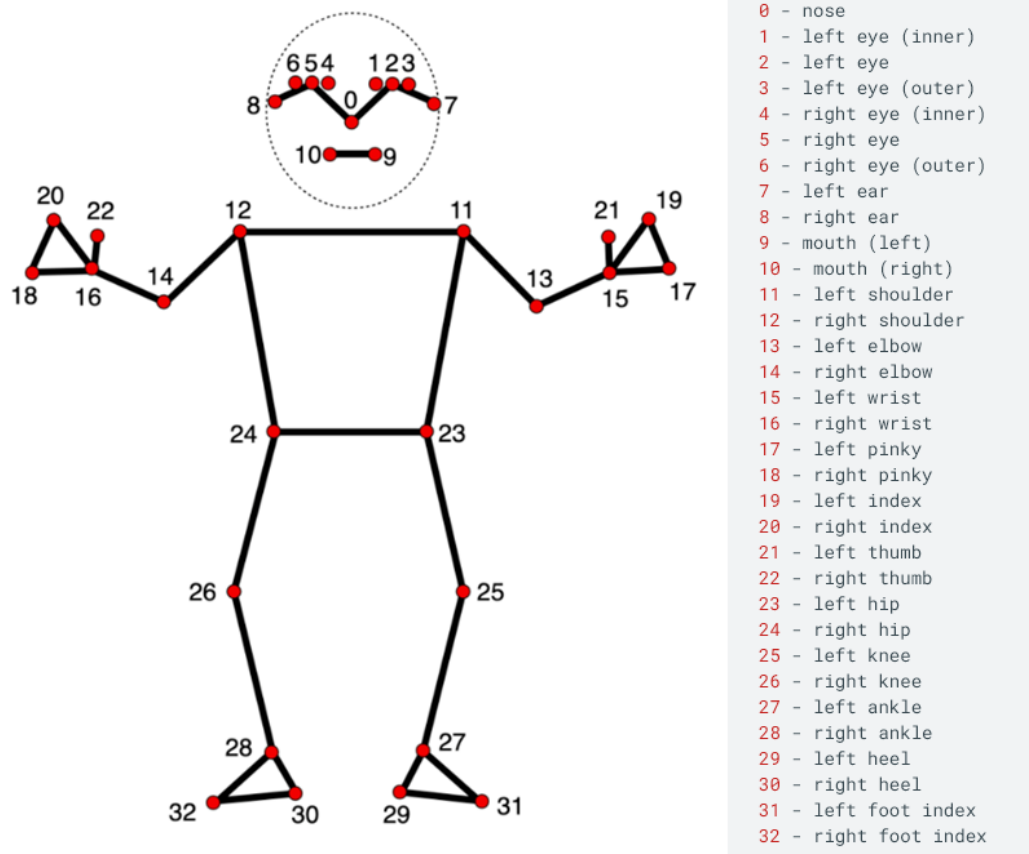


Рисунок 1. Примерное расположение виртуальных маркеров

Модель считывает местонахождение на фото или видео 33 характерных точек тела человека. [7,11]

Записывание получившихся данных происходит в виде массива типа `map(float)` с размерностью $256 \times 256 \times 3$ в каждый кадр, значит, для видео получится $N \times 256 \times 256 \times 3$, где N – число кадров анализируемого видеофайла. Использовать всю эту информацию не потребуется, так что полученный массив будет другой размерности.



Рисунок 2. Расположение виртуальных маркеров в примере

На глаз близко к идеалу, но при анализе видео будет понятна истина, что виртуальные маркеры совершают небольшие перемещения в процессе.

Это вызвано последовательным считыванием точек местоположения виртуальных маркеров, (незначительные изменения на видео провоцируют возникновение большего разброса от истинной точки), а не каким-либо движением. Компенсирование неточностей и удаление артефактов в массиве будет описано позже в соответствующем разделе.

ГЛАВА 2. ХОД РАБОТЫ

Было достаточно времени ещё и с запасом, но из-за бессмысленных мечтаний, а не упорного создания прототипа с дальнейшими усовершенствованиями алгоритмов, процесс затянулся, и программа не достигла так сладко воображаемого функционала, выполняя чуть выше минимума требуемых задач.

2.1. Изучение ходьбы и выводы

Изучение литературы началось с основ:

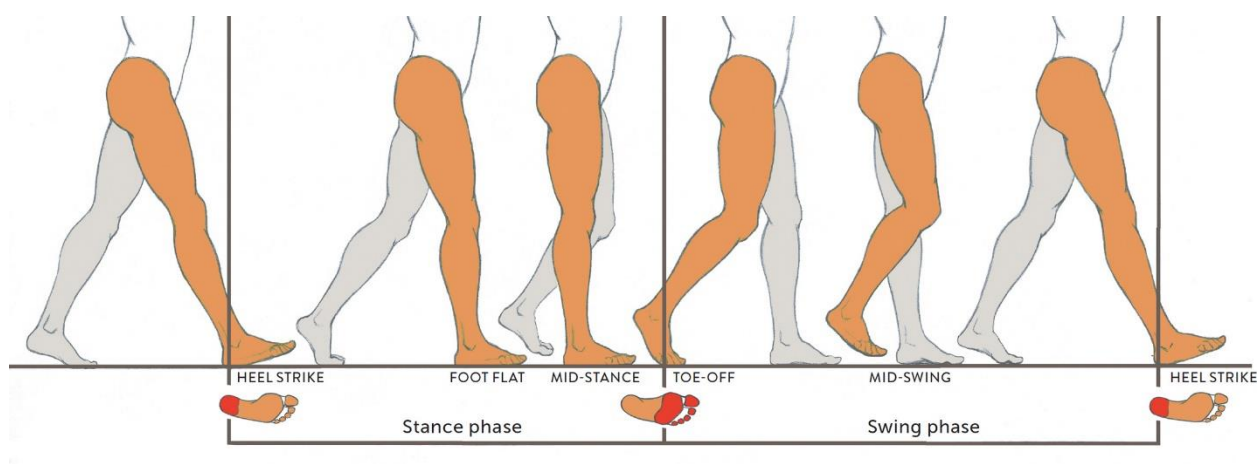


Рисунок 3. Фазы ходьбы

Ходьба представляет собой циклический процесс, требующий повторяющегося перемещения нижних конечностей. Цикл ходьбы (рис. 3) делится на две фазы: опора и перенос.

Фаза опоры занимает 60% времени полного цикла нормальной походки и подразделяется на пять периодов:

1. Удар пяткой
2. Опора на плоскую стопу
3. Середина фазы опоры
4. Отрыв пятки
5. Отрыв пальцев

Оставшиеся 40% приходятся на фазу переноса, в которой выделяется три периода:

1. Начало фазы переноса (ускорение)
2. Середина фазы переноса
3. Завершение фазы переноса (замедление).

Существует шесть факторов, определяющих походку, но будут описаны только два наиболее подходящих. Эти небольшие правила, обусловленные положением тела, добавляют ходьбе эффективность за счет снижения затрат энергии. Первые пять факторов уменьшают вертикальное смещение тела, шестой — уменьшает его боковое смещение:

1. Наклон таза — приблизительно на 5° на стороне переноса
2. Сгибание коленного сустава — приблизительно до 20° в ранней фазе опоры

Описания фаз ходьбы написаны с использованием информации из источника [8,9].

Подобные движения конкретных точек на ногах в последующем будут видны на графиках углов перемещений.

Таблица 1. Амплитуда углов совершаемых действий [9].

Сустав	Движение	Амплитуда, градусы
Бедро	Сгибание	0–120
	Разгибание	0–30
	Отведение	0–45
	Приведение	0–30
	Наружная (латеральная) ротация	0–45
	Внутренняя (медиальная) ротация	0–45
Колено	Сгибание	0–135
	Разгибание	0
Голень	Тыльное сгибание	0–20
	Подшвенное сгибание	0–50
	Инверсия	0–35
	Эверсия	0–15

Сложно алгоритмизировать фазы ходьбы, значит, воспользуемся упрощённой таблицей 2.

Таблица 2. Полная амплитуда углов в интересующих суставах

Сустав	Амплитуда (градусы)
Бедро	150
Колено	135
Голень	70

Рассмотрим так же и прочие критерии:

- Симметрия
- Наклон туловища
- Шаговая частота

Взято из [1].

Наклон туловища – тот же самый угол, только без конкретных значений.

Шаговая частота имеет слишком большую погрешность, потому что тяжело воспроизвести достаточное число повторений фаз ходьбы для какой-либо точности, а измеряется оно после завершения конкретного повторения.

Так же не наглядно без времени, значит, в презентацию такие результаты не вставишь. Сконцентрируемся на других критериях.

Симметрия легко проверяется, но требует измерения шаговой частоты. Держим в голове, но дождётся лучших времён.

Итоговый список критериев:

1. Амплитуда угла в бёдрах
2. Амплитуда угла в коленях
3. Амплитуда угла в голенях
4. Амплитуда угла наклона туловища относительно горизонта

Значит, нам потребуются не все точки, хватит минимального набора:

Таблица 3. Соответствие id и местоположения на теле человека (см. Рис.1).

Название на русском	Название в оригинале	Соответствующий id
Левое плечо	LEFT_SHOULDER	11
Правое плечо	RIGHT_SHOULDER	12
Левое бедро	LEFT_HIP	23
Правое бедро	RIGHT_HIP	24
Левая лодыжка	LEFT_ANKLE	27
Правая лодыжка	RIGHT_ANKLE	28
Левое колено	LEFT_KNEE	25
Правое колено	RIGHT_KNEE	26
Левый большой палец ноги	LEFT_FOOT_INDEX	31
Правый большой палец ноги	RIGHT_FOOT_INDEX	32

2.2. MediaPipe и использованные библиотеки

Разработка осуществлялась на языке программирования Python 3.10.2 [2] с использованием библиотек, находящихся в общем доступе:

Компьютерное зрение:

- MediaPipe [12]

Работа с видео и файлами

- cv2 [13]
- json

Библиотеки с готовыми алгоритмами и математикой:

- math
- numpy
- scipy

Упрощение программирования путём введения модульности:

- dataclasses

Визуализация и отображение графиков:

- matplotlib.pyplot[10,15]

2.3. Реализация программы

Программа реализована в модулях для удобства отладки, добавления нового функционала и в целом понятности.

Хотя и суммарное количество строчек кода получившейся программы ~450, редактирование и запуск очень просты. Так же при увеличении программы не так сильно растёт сложность понимания, даже при минимуме пояснительных комментариев.

Схематический вид логической связи модулей программы указан на Рис.4.

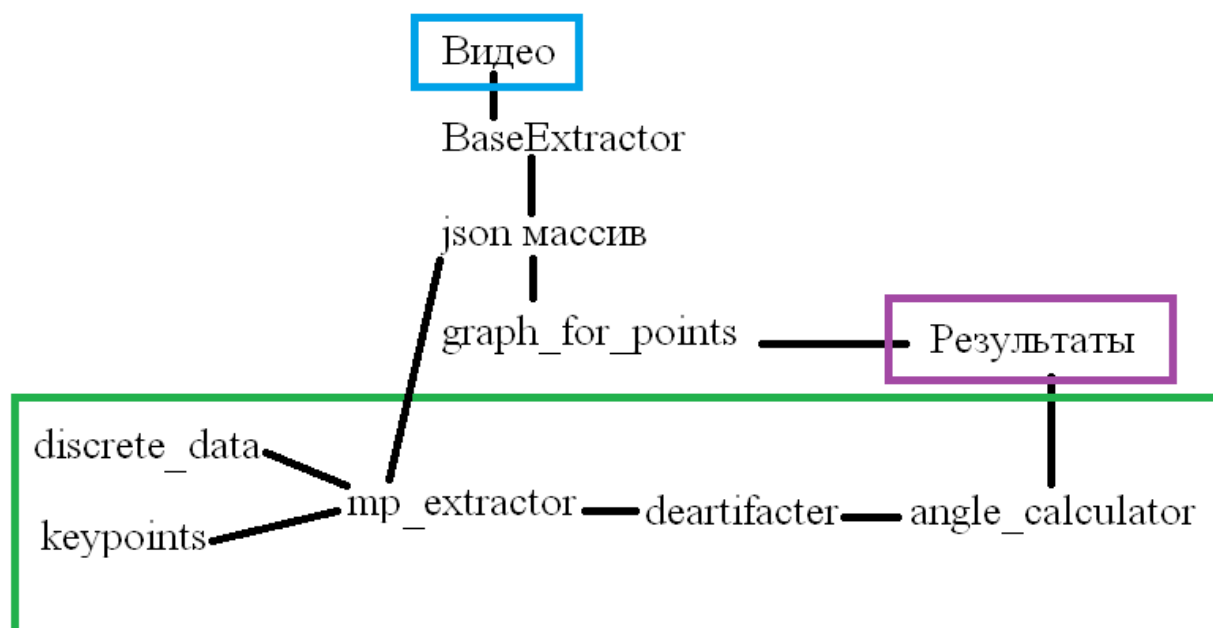


Рисунок 4. Алгоритм работы программы (синие – входные данные, фиолетовое – выходные данные, зелёное – пояснение взаимодействия между модулями)

Описание модулей:

1. BaseExtractor содержит функцию, которая принимает путь к видеофайлу, выдаёт массив координат виртуальных маркеров на теле человека
2. discrete_data содержит шаблон для упаковывания массива координат виртуальных маркеров в удобном виде
3. keypoints содержит необходимые указатели на виртуальные маркеры в удобном для человека виде
4. mp_extractor
 - a. содержит массив указателей на виртуальные маркеры по id (указаны на Рис.1)
 - b. функцию, которая принимает массив от BaseExtractor, выдаёт массив формата discrete_data

5. `deartifacter` содержит функцию, фильтрующую артефакты нейросети
6. `angle_calculator`
 - a. содержит различные функции для расчётов конкретных углов
 - b. содержит функцию, сглаживающую массивы
7. `graph_for_points` принимает на вход путь к массиву `BaseExtractor`, выводит все графики, используя прочие модули.

А теперь последовательно пройдемся по алгоритму:

1. В `BaseExtractor` указывается путь к видеофайлу.
2. По видеофайлу создается `json` массив
3. В `graph_for_points` указывается путь к `json` массиву
4. `graph_for_points` обращается к модулю `mp_extractor`
5. `mp_extractor` преформирует `json` массив в удобный `discrete_data`, используя данные из `keypoints`
6. Изменив изначальную форму на удобную, данные отправляются в `deartifacter`, где они избавляются от артефактов нейросети
7. `angle_calculator` создаёт массивы определённых углов и сглаживает их
8. Выводятся сглаженные графики нужных углов.

2.4. Сравнение баз данных

Полученный с помощью BaseExtractor json массив представляет собой словарь. Его размерность $N \times 2 \times 33 \times 5$, где N – число кадров в видеофайле. [11]

Структура словаря:

Каждому кадру соответствует массив, содержащий:

1. id
2. Горизонтальная составляющая координаты
3. Вертикальная составляющая координаты
4. Глубинная составляющая координаты
5. Уверенность MediaPipe в том, что она “Видит” данную точку в данном кадре

Структура словаря в другом виде:

```
[{"frame": 5, "points": [{"id": 0, "x": 0.8, "y": 0.5, "z": -0.1, "visibility": 0.9}, {"id": 1, ...}, ... , {"id": 32, ...}], {"frame": 6, "points": [{"...}, ... , {...}]}
```

Где id – идентификационный номер, соответствующий виртуальной точке по рис.1; frame – конкретный кадр видеофайла; points – структурированный массив точек, соответствующий каждому кадру.

Преобразованный с помощью mp_extractor массив представляет собой так же словарь, но более удобный в случае анализа не по кадрам, а по точкам. Его размерность $N \times M \times 2 \times 2$, где N – число кадров в видеофайле, M – количество использованных id.

Структура словаря:

Каждому текстовому `id` соответствует массив кадров и массив горизонтальных и вертикальных составляющих координаты виртуальной точки.

Структура словаря в другом виде:

```
{ "left_shoulder": {"frames": [95, 96, ...], "points": [[0.8, 0.6], [...], ..., []]}, "right_shoulder": {...}, ...}
```

Где `left_shoulder`, `right_shoulder` – конкретные виртуальные точки по `id` – левое плечо и правое плечо соответственно; `frame` – массив конкретных кадров из видеофайла; `points` – двумерный массив координат виртуальных точек.

Оба принципа имеют свои плюсы и минусы, но основными преимуществами перехода в данной работе были:

- Меньше информации хранить
- Удобство обращаться к координатам конкретной точки
- Логическое разделение на “сырые” и обработанные данные
- Оптимизация за счёт хранения информации о каждой виртуальной точке

в одном месте

2.5. Принцип работы модуля `deartifact`

Модуль программы `deartifact` представляет собой функцию-фильтр избавляющую массив данных от “перепутывания” левых и правых виртуальных точек.

Пример такого “перепутывания” представлен на рис.5.

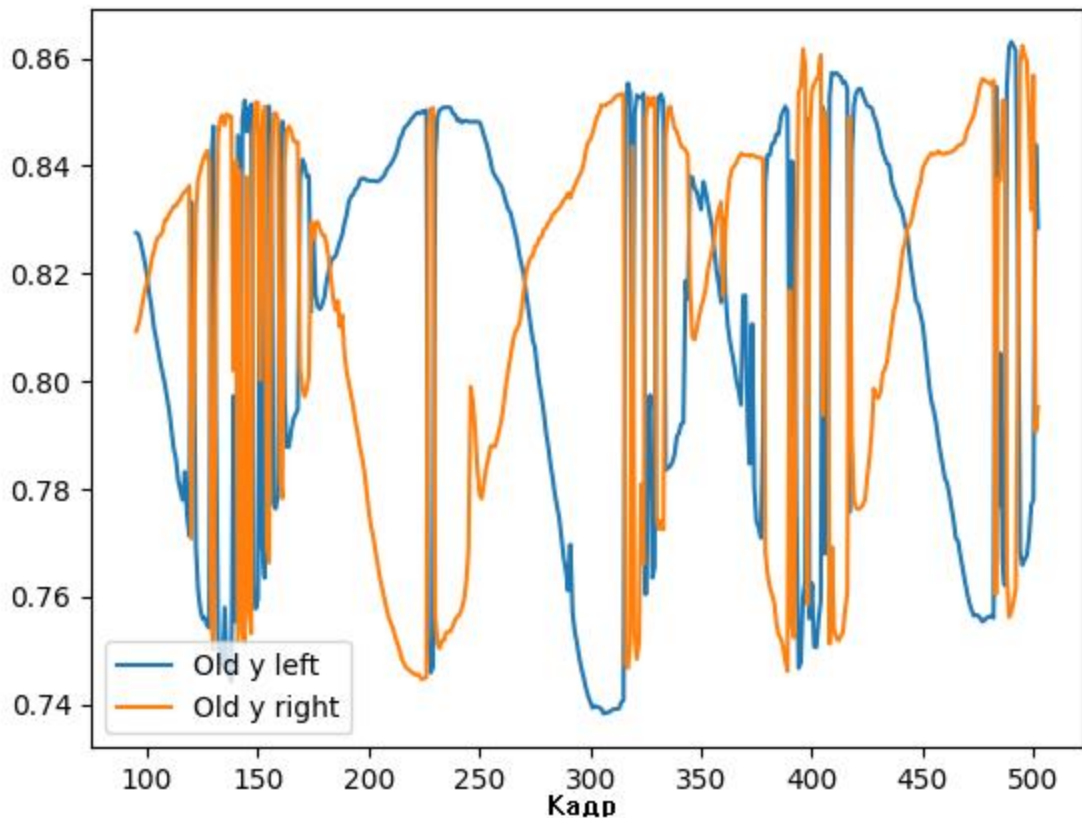


Рисунок 5. Первоначальные высоты левой и правой лодыжек (от номера кадра)

“Перепутывание” возникает из-за особенности работы MediaPipe в некоторых ситуациях.

Опытным путём были найдены некоторые:

- При неудачном ракурсе, когда одна нога закрывает другую
- При слишком большой скорости движения картинка “смазывается”

Принцип работы deartifact:

1. На вход подаются два массива (полагается, что эти массивы содержат значения координат симметричных точек человеческого тела, например, левое и правое колени)
2. Если от предыдущей точки до этой меньше, чем от предыдущей точки симметричной, значит, оставляем это значение, иначе меняем местами по ячейке из обоих массивов.

3. На выход подаются те же самые два массива, только без “перепутывания”

Рис.5 после применения фильтрации демонстрируется на Рис.6.

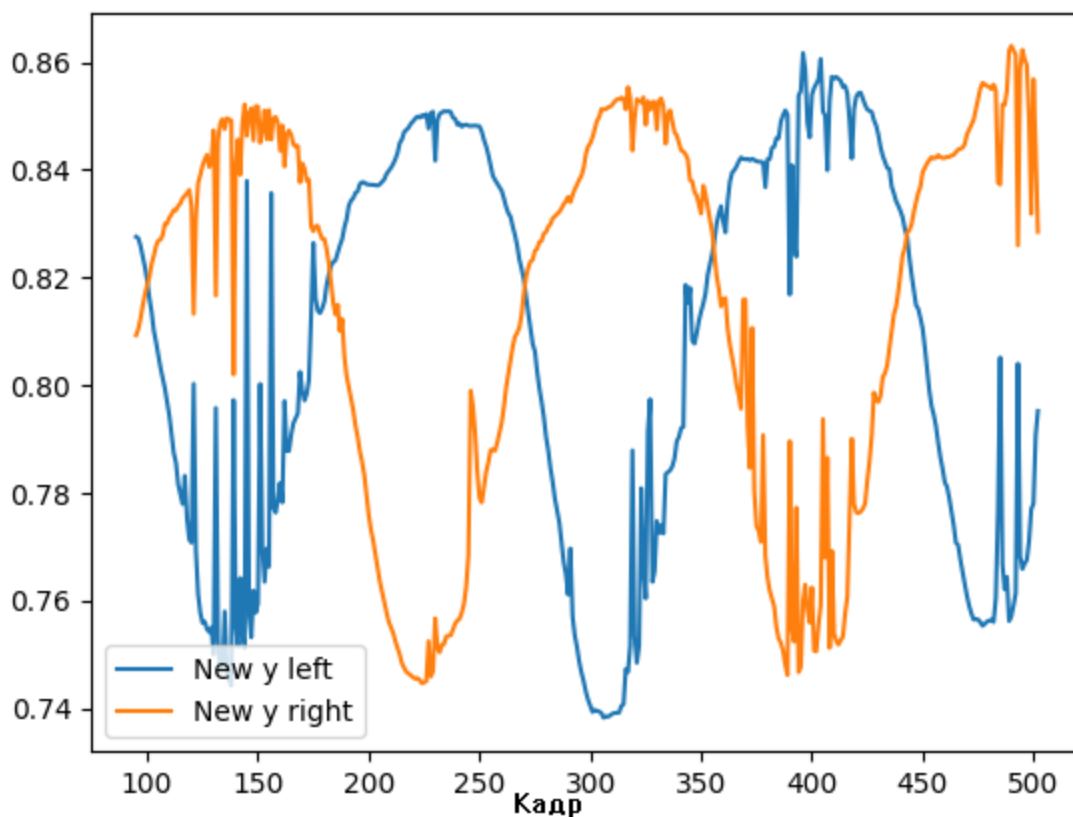


Рисунок 6. Исправленные высоты левой и правой лодыжек (от номера кадра)

2.6. Принцип работы модуля `angle_calculator`

В данном модуле программы производится расчёт углов и сглаживание массива.

Рассмотрим сначала расчёт углов.

По таблице 3, рис.1 и знаниям анатомии составим интересующие нас углы:

1. Левая и правая голени – большой палец, лодыжка, колено
2. Левое и правое колени – лодыжка, колено, бедро

3. Левое и правое бёдра – колено, бедро, плечо
4. Между ног – угол между векторами левых и правых пар бедро-колено
5. Угол наклона туловища – угол между вектором бедро-плечо и вектором $\{1,0\}$

Для уменьшения числа графиков объединим:

- Между ног и угол наклона туловища (Рис.7)
- Левые и правые колени и бёдра (Рис.8)
- Левая и правая голени (Рис.9)

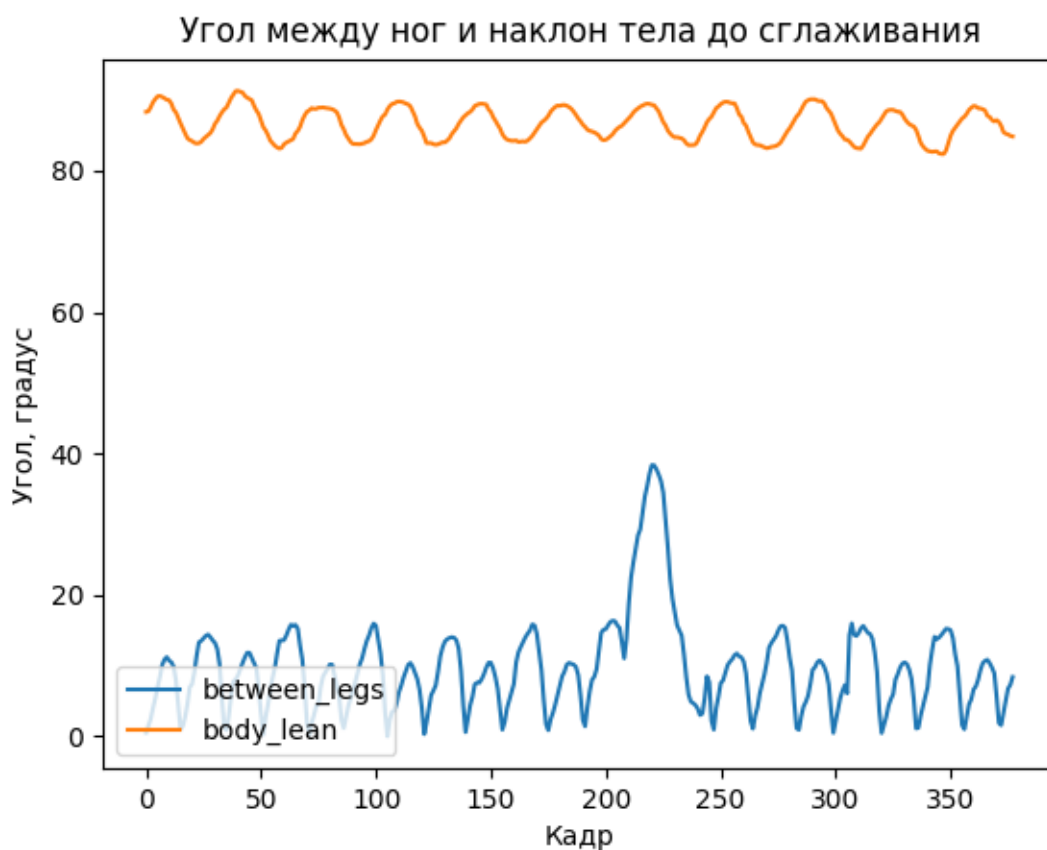


Рисунок 7. Углы между ног и углы наклона туловища до сглаживания.



Рисунок 8. Левые и правые колени и бёдра до сглаживания.

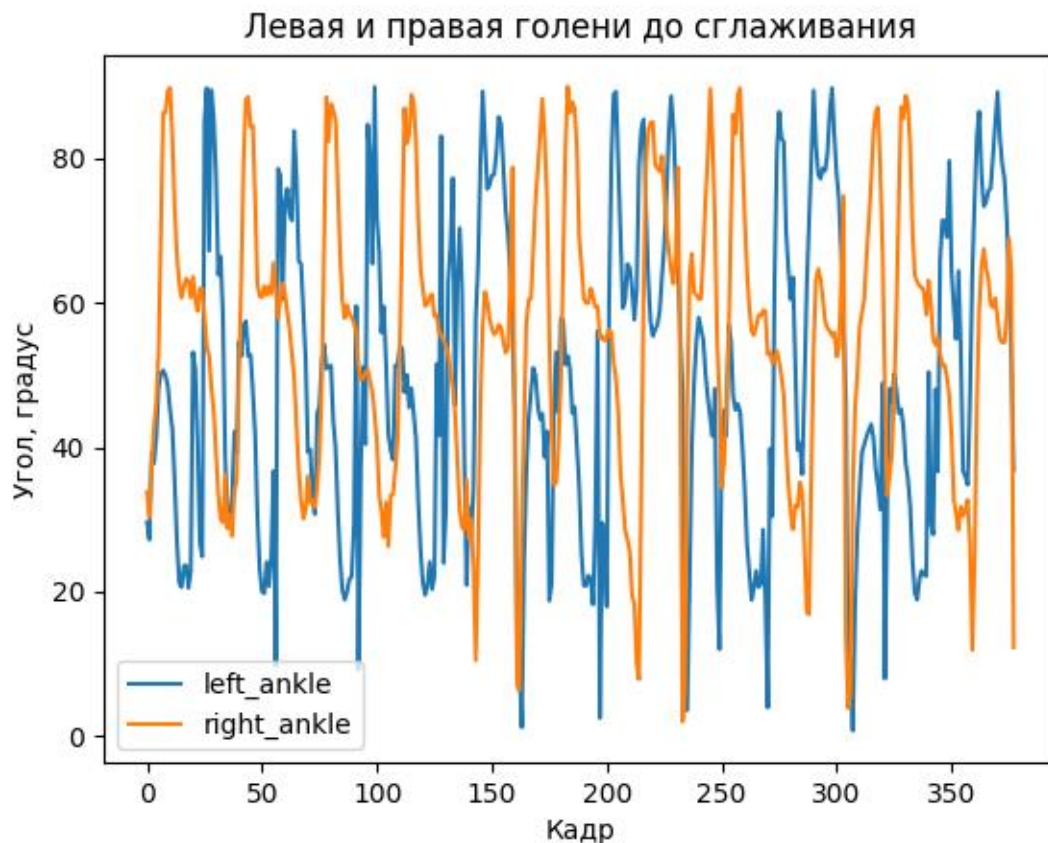


Рисунок 9. Левая и правая голени до сглаживания.

Процесс сглаживания состоит в применении простого сглаживания скользящей средней и взвешенного сглаживания скользящей средней. Эта комбинация, подобранная методом перебора некоторого набора вариантов, даёт наиболее точные и гладкие графики.

Возможность проверить на достоверность предыдущий абзац остаётся за читателем при наличии подобного желания.

Для меня это видится короткой грубой обработкой, а затем долгой тщательной.

Принципы работы сглаживаний можно найти в списке литературы [3].

Обработанные Рис.7-9 представлены ниже Рис. 10-12.



Рисунок 10. Угол между ног и наклон тела после сглаживания.

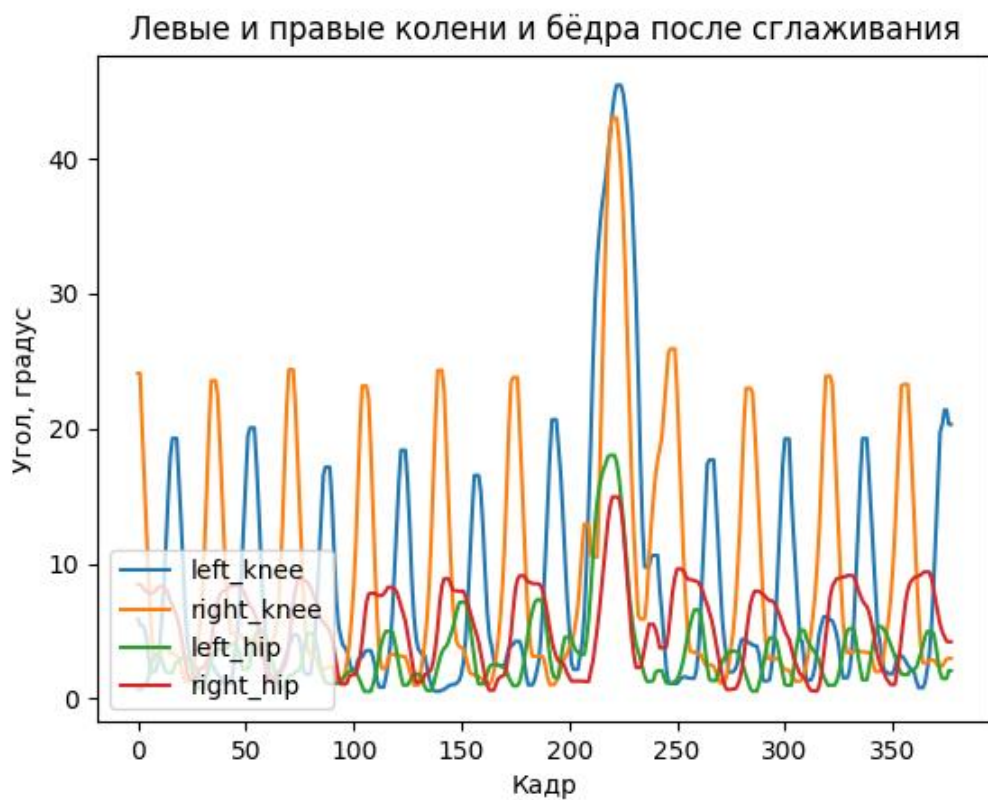


Рисунок 11. Левые и правые колени и бёдра после сглаживания.



Рисунок 12. Левая и правая голени после сглаживания.

К особенностям сглаживания можно отнести факт, что при наличии явно выделяющихся из диапазона значений, среднее остаётся тем же, значит, график “тянется” в сторону экстремальной точки.

ГЛАВА 3. ПРИМЕР И АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Проведём анализ примера.

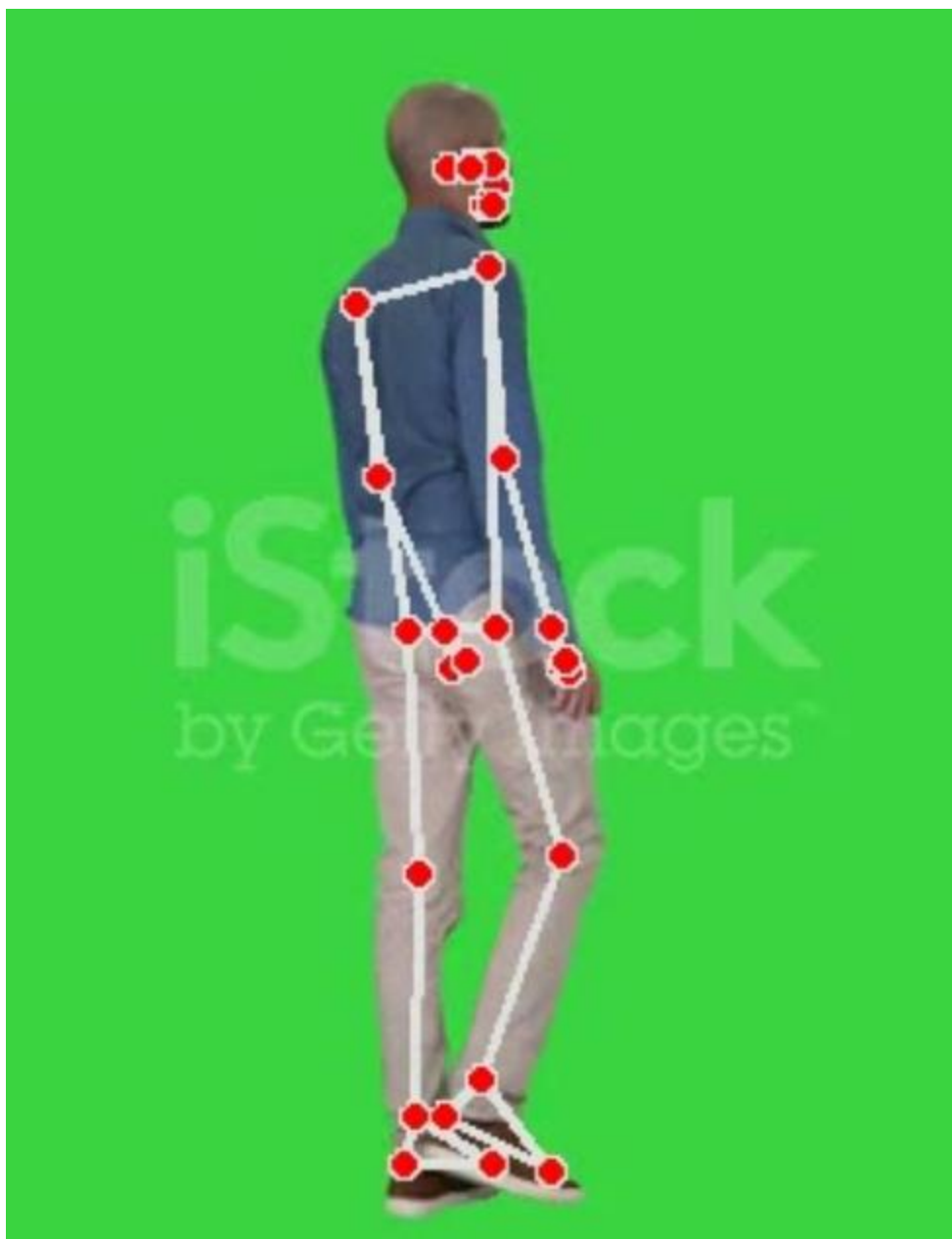


Рисунок 13. Примера правильной ходьбы.

Руководствуясь значениями в таблице 2, рассмотрим графики, сравним углы и определим некоторые закономерности.

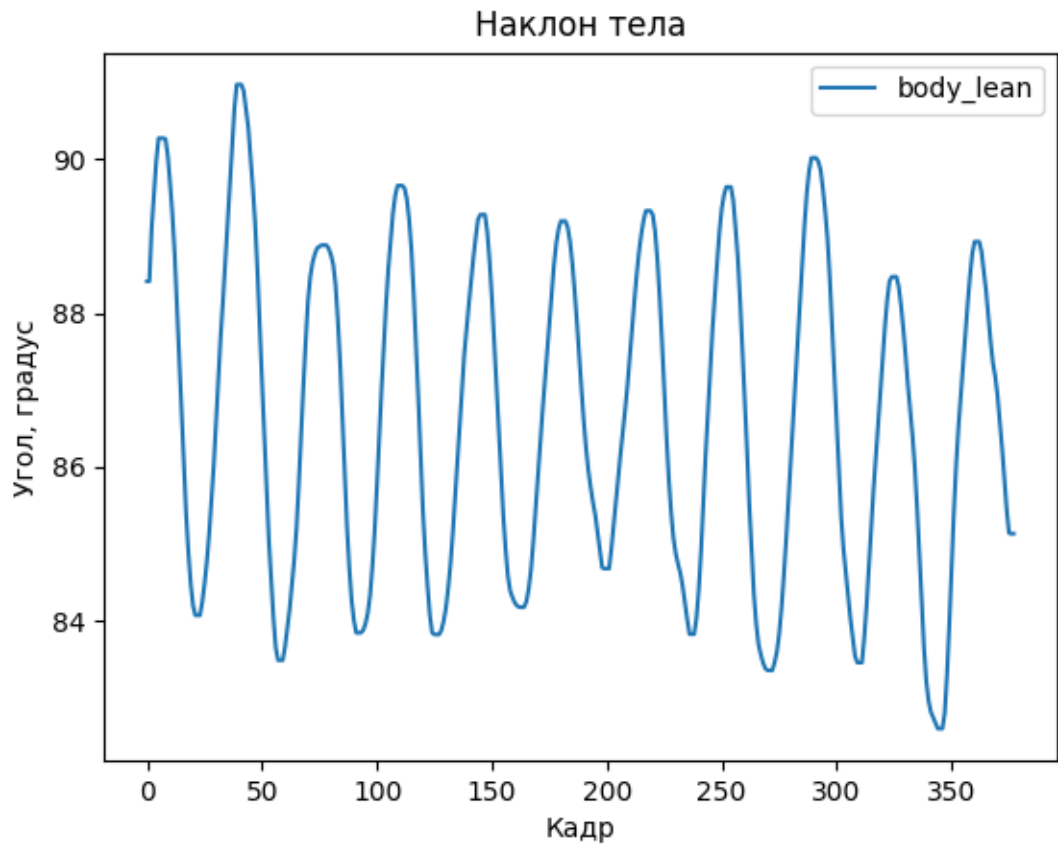


Рисунок 14. Наклон тела

По данному графику понятно, что наклон тела периодически меняется в диапазоне 83-91 градус, это свидетельствует о наклоне корпуса в сторону направления ходьбы на ~5 градусов и колебаниях относительно этого угла с амплитудой 4 градуса.

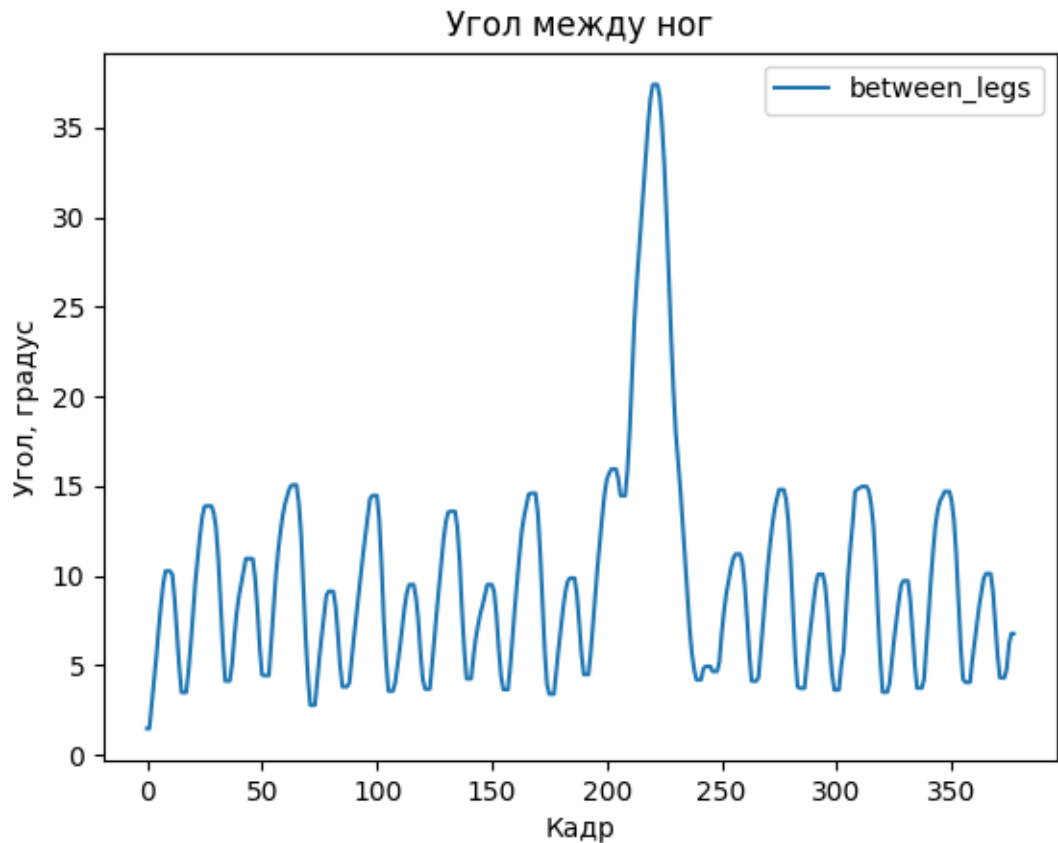


Рисунок 15. Угол между ног

Период колебаний угла между ногами совпадает, но число пиков в 2 раза больше, что свидетельствует о наличии симметрии в движениях. Отличие пиков на 5 градусов меньшем отводе одной из ног или “предвзятости угла обзора”.

Понятие “предвзятости угла обзора” – авторское и означает особые погрешности в следствие близости к перпендикулярности направления ходьбы и камеры.

Замечен аномальный пик в районе 200-250 кадров, данный отрезок неверно обработан алгоритмом и требует ручного избавления.

Меняется в диапазоне 3-15 градусов.

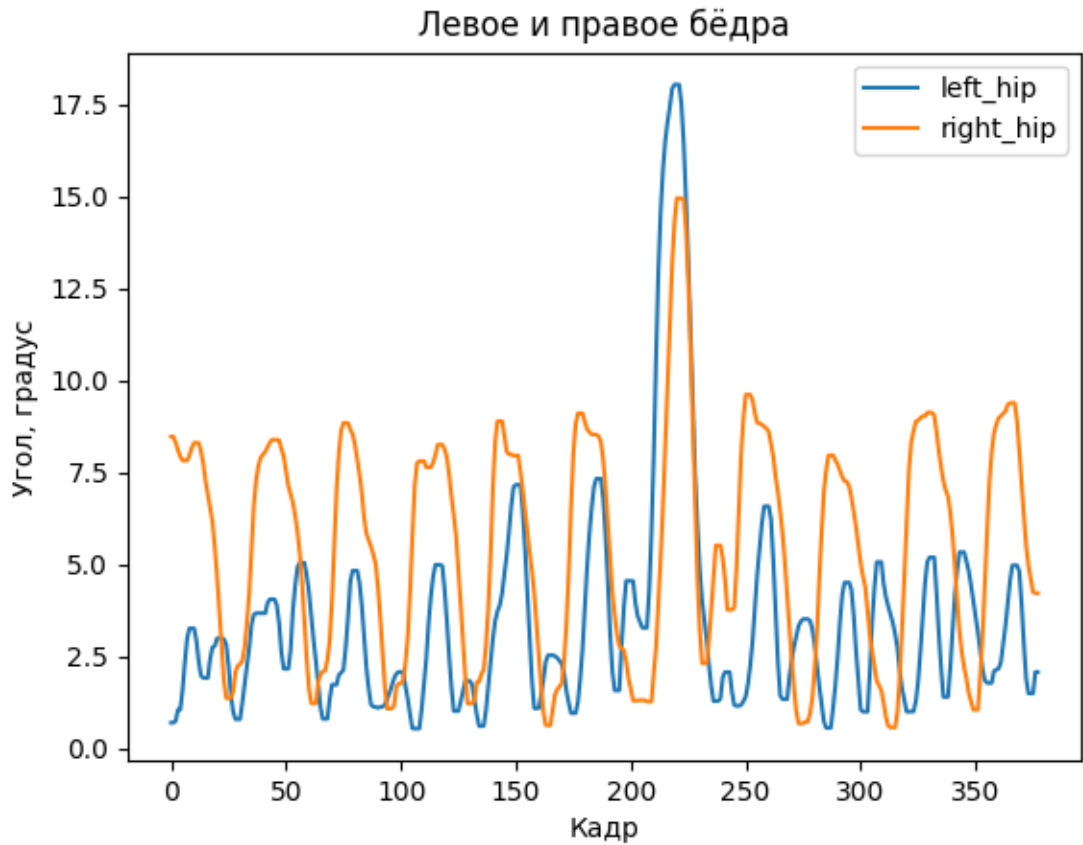


Рисунок 16. Углы в левом и правом бёдрах.

Отличие пиков на 1-5 градусов говорит нам о меньшем отводе левой ноги или “предвзятости угла обзора”.

Аналогично замечен аномальный пик 200-250 кадров.

Угол левого бедра меняется в диапазоне 1-7 градусов.

Угол правого бедра меняется в диапазоне 1.5 -8.5 градусов.

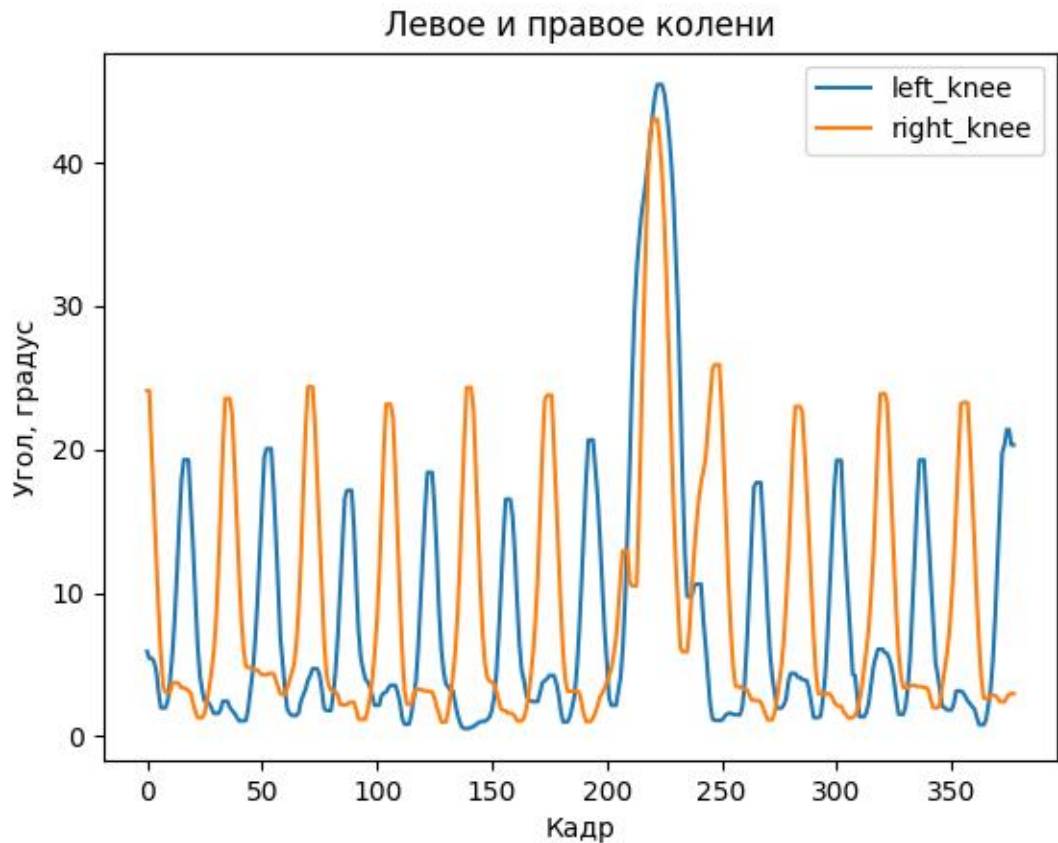


Рисунок 17. Углы в левом и правом коленях.

На данном графике наглядно изображена фаза ходьбы, разгибание одного колена сразу после сгибания другого.

Отличие пиков на 1-5 градусов говорит нам о меньшем отводе левой ноги или “предвзятости угла обзора”.

Аналогично замечен аномальный пик 200-250 кадров.

Угол левого колена меняется в диапазоне 3-20 градусов.

Угол правого колена меняется в диапазоне 3.5-25 градусов.

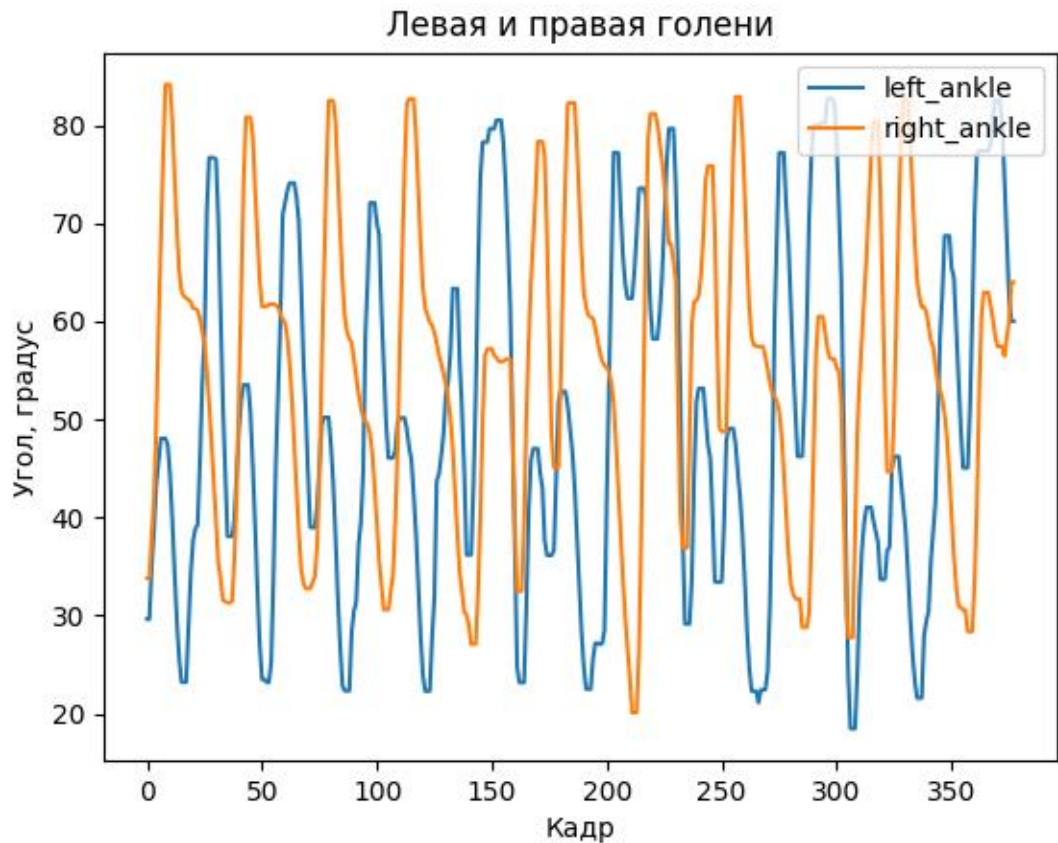


Рисунок 18. Углы в правой и левой голених.

Значения будто смещены относительно друг друга, это подтверждает теорию о “предвзятости угла обзора”.

Угол левой голени меняется в диапазоне 20-81 градусов.

Угол правой голени меняется в диапазоне 20-84 градусов.

3.1. Полученные результаты

Подведя итоги можно сделать выводы из графиков:

- Замечены аномальные значения, находящиеся на 200-250 кадрах,
- Замечена особенность “предвзятости угла обзора”, располагать камеру лучше под углом 30-45 градусов к плоскости ходьбы.

•Значения углов находятся в норме, человек на видео, судя по графиком ходит в рамках правильности.

3.2. Полученная точность

Соберём все значения в одну таблицу 4.

Таблица 4. Максимальные амплитуды углов.

Название угла	Амплитуда, градусы
Наклон тела	9
Между ног	12
Левое бедро	6
Правое бедро	7
Левое колено	17
Правое колено	21.5
Левая голень	61
Правая голень	64

Точность зависит от некоторых факторов:

- Угол съёмки видео
- Тряска видеоаппаратуры
- Разрешение видео
- Количество кадров в секунду
- Контрастность одежды и освещения

Для получения наивысшей точности рекомендуется:

- Придерживаться угла съёмки 30-45 градусов относительно направления ходьбы человека
- Максимальное возможное разрешение видео

- Максимальное возможное число кадров в секунду видео
- Максимальная контрастность одежды и хорошее освещение
- Стабилизация видеокамеры

3.3. Применимость результатов

Даже не самые подходящие и некачественные видеофайлы поддаются анализу с помощью разработанной программы, при соблюдении рекомендаций и здравого смысла можно достичь требуемой точности без особых трудностей.

Время работы программы меньше длительности рассматриваемого видеофайла, значит, и без дополнительной оптимизации можно анализировать видео в реальном времени, например, на консультации у врачей, занимающихся проверкой опорно-двигательных функций для проверки диагноза. Или во время личных занятий спортом.

Для указанной цели – помощь в реабилитации при протезировании нижних конечностей безусловно программа подходит.

Использованные критерии, можно сказать, являются необходимым критериями для анализа ходьбы. Это шаг в нужную сторону, как мне кажется, подробно демонстрирующий возможности видеоанализа.

При использовании других критериев, программа продолжает работать в штатном режиме, выдавая корректный результат.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Была создана программа на Python по видеоанализу, использованная для проверки правильности ходьбы человека по полученным критериям.

В дальнейшем, для использования данной программы можно усовершенствовать критерии, использовать другую модель MediaPipe или заменить его вообще на собственную разработку. Вывод информации так же гибок.

Сфера видеоанализа крайне перспективна и, разумеется, займёт своё место в медицине, спорте и искусстве. Остаётся только ждать и помогать науке такими работами.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Скворцов Д.В. КЛИНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ АНАЛИЗ ПОХОДКИ // Издательство НПЦ - “Стимул”, Иваново, 1996 -344с.
2. Beazley D., Jones B. Python Cookbook // O’Reilly – 2013- 1392p
3. Travis E. Oliphant PhD Guide to NumPy: 2nd Edition // CreateSpace Independent Publishing Platform – 2015 – 371p
4. Белова А.Н., Рукина Н.Н., Борзиков В.В. Видеоанализ движений человека в клинической практике // Современные технологии в медицине 2015 DOI: 10.17691 /stm2015.7.4.26
5. Конурова А.С., Бикмуллина И.И. Исследование безмаркерной системы захвата движения // Известия Тульского государственного университета. Технические науки 2023 DOI: 10.24412/2071-6168-2023-1-118-122
6. Шейко Г.Е., Белова А.Н., Рукина Н.Н., Короткова Н.Л. Возможности применения биомеханических систем захвата движений человека в медицинской реабилитации // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация 2022 DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab109488>
7. Xu, Bazavan, Zanfır, Freeman, Rahul, Sukthankar, Sminchisescu GHUM & GHUML: Generative 3D Human Shape and Articulated Pose Models // Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2020, pp. 6184-6193
8. Критерии нормальной ходьбы и походки [Электронный ресурс] // MedUniver, - URL: https://meduniver.com/Medical/travmi/xodba_pohodka.html - (Дата обращения: 02.03.2023)
9. Объективное обследование при нарушении походки [Электронный ресурс] // MedUniver, - URL: https://meduniver.com/Medical/travmi/narushenie_pohodki.html - (Дата обращения: 02.03.2023)
10. Matplotlib cheatsheets and handouts [Электронный ресурс] // matplotlib, - URL: <https://matplotlib.org/cheatsheets/> - (Дата обращения: 09.04.2023)

11. MediaPipe BlazePose GUM 3D [Электронный ресурс] // Storage.GoogleAPIs, - URL: <https://storage.googleapis.com/mediapipe-assets/Model%20Card%20BlazePose%20GHUM%203D.pdf>- (Дата обращения: 17.03.2023)

12. MediaPipe guide [Электронный ресурс] // GitHub, - URL: <https://github.com/google/mediapipe/tree/master/mediapipe/python/solutions>- (Дата обращения: 11.03.2023)

13. OpenCV: Open Source Computer Vision Library [Электронный ресурс] // GitHub, - URL: <https://github.com/opencv/opencv> - (Дата обращения: 22.03.2023)

14. Pose landmark detection guide [Электронный ресурс] // Developers.Google, - URL: https://developers.google.com/mediapipe/solutions/vision/pose_landmarker - (Дата обращения: 9.03.2023)

15. Users guide [Электронный ресурс] // matplotlib, - URL: <https://matplotlib.org/stable/users/index.html> - (Дата обращения: 08.04.2023)