

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа состоит из 102 с., 20 рис., 18 табл., 17 источников, 1 прил.

Ключевые слова: Оценка качества движения, равновесие тела , виртуальная реальность , 3D модель, видеозахват движения , BVH- файл, Unity.

Объектом исследования являются качество движения человека.

Цель работы – синхронизация и разработка системы видеозахвата для оценки движения.

В процессе исследования проводился обзор существующих методов оценки качества движения и в том числе взаимодействия зрительного и вестибулярного аппаратов и влияние на изменение равновесия.

Был разработан универсальный метод оценки качества движений, с помощью синхронизации аппаратов. Проводились исследования с двумя группами людей: люди с неврологическими нарушениями и без нарушений.

В результате исследования было доказано, что метод, основанный на синхронизации Microsoft Kinect и Стабилан 01, позволяет отличить здоровых людей от людей с неврологическим нарушением. Была построена виртуальная реальность, а также 3D модель человека, для оценки взаимодействия зрительного и вестибулярного аппаратов. Были синхронизированы все блоки многопараметрической системы.

Степень внедрения: средняя стадия.

Область применения: медицина (неврология, психология, ортопедия), спорт, оперативная оценка функционального состояния человека.

Экономическая эффективность работы, перспективность и экономическая эффективность работы высокая, возможна успешная коммерциализация проекта.

В будущем планируется: Внедрение метода синхронизации в клиническую и диагностическую медицину. Планируется использование подвижной платформы нового поколения, которая даст возможность исследовать ЦНС в

состоянии динамики. Так же планируется создать биологическую обратную связь для воздействия на психику, для реабилитации людей с психическими расстройствами. Создание нового интерфейса для удобства исследований.

Введение

Система оценка движения является одним из наиболее прогрессирующих направлений в медицине. Поскольку в управлении движениями принимают участие многие отделы ЦНС, нарушения координации движений могут быть использованы в целях диагностики. Нарушения координации движений проявляются нарушениями устойчивости при стоянии и ходьбе, асимметрией движений правой и левой стороны, нарушениями точности движений, снижением силы и уменьшением скорости. В обеспечении вертикальной позы участвует значительное количество мышц, активность которых согласованно регулируется не только в условиях спокойного стояния, но и при осуществлении произвольных движений. Это подтверждается тем, что тестирование состояние системы равновесия широко используется в клинической практике и в системе профессионального отбора. Теоретический интерес к регуляции позы диктуется тем, что, несмотря на кажущуюся простоту задачи, при попытке ее анализа мы сталкиваемся со всем спектром проблем, которые приходится решать мозгу при управлении двигательной деятельностью. Поэтому оценка качества движения – это, в сущности, один из способов исследования работы мозга, в ее разных аспектах – от простейшей рефлекторной дуги до сложнейших вопросов пространственного восприятия. Регистрация пространственных и временных характеристик движений с их количественным представлением дает возможность оценить степень двигательных расстройств, при различных заболеваниях, ход восстановления двигательных функций, предложить эффективные методы двигательной реабилитации [35].

Одним из значительных прорывов последних лет, в оценки качества движений человека, стало развитие систем видеозахвата движений, а именно, увеличение частоты смены кадров и их разрешение. Это позволило применять видеозахват движения в спорте для повышения эффективности

тренировок и в медицине для обследования людей находящихся в условиях реабилитационного периода после травм или инсульта.

Глава 1. Центральная нервная система

1.1 Вестибулярный аппарат

Сенсорная система, оценивающая положение головы, направление и скорость перемещения в пространстве.

Вестибулярный аппарат расположен в пирамиде височной кости, состоит из костного и перепончатого лабиринтов, образующих полукружные каналы и полости преддверия. Вестибулярный аппарат — орган равновесия позволяющий определять положение и перемещение тела в пространстве.

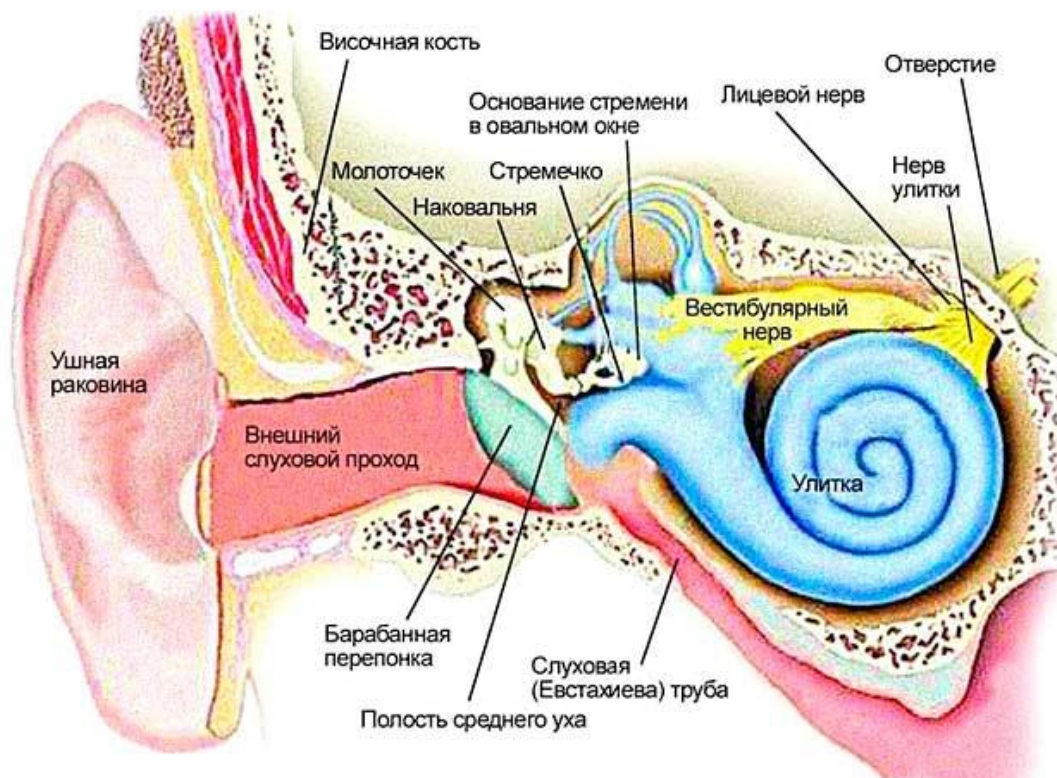


Рисунок 1. Вестибулярный аппарат.

Мембрана содержит кристаллики карбоната натрия — отолиты. Возбуждение рецепторов органа равновесия происходит вследствие скольжения отолитовой мембраны по волоскам и их сгибании [3].

Отолитовый прибор сигнализирует главным образом о положении головы, а также об ускорении или замедлении прямолинейного движения. Своей тяжестью отолиты раздражают оказавшиеся под ними рецепторы, сигналы которых указывают.

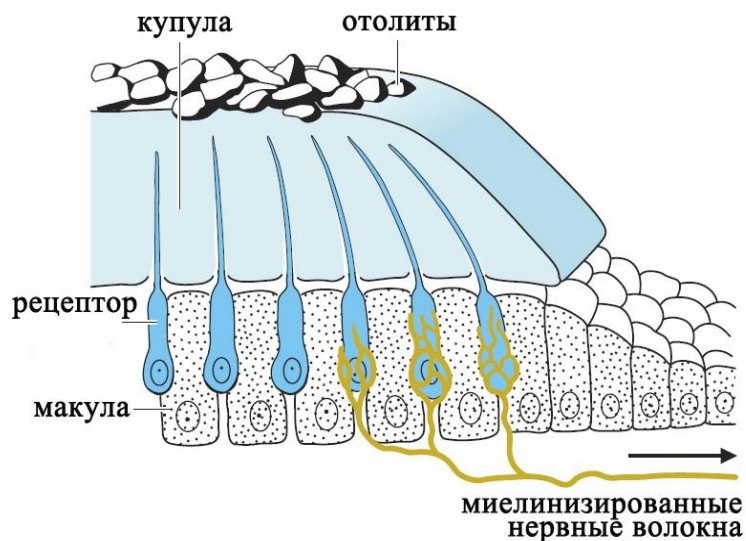


Рисунок 2. Отолитовый аппарат.

Адекватными раздражителями отолитового аппарата являются: 1) сила земного притяжения («ускорение силы тяжести») – главный стимул; 2) линейное ускорение, особенно вертикальные колебания (порог различения ускорения 2–20 см/с); 3) центробежная сила.[3]

Функции отолитового аппарата: 1) информация о положении головы в пространстве относительно силы земного притяжения; 2) информация о неравномерном движении тела; 3) рудиментарная функция восприятия звуковых сигналов; при разрушении улитки рецепторы макул воспринимают звуковые колебания с порогом 30–40 дБ [26].

1.2 Равновесие и Тест Ромберга

Центральная нервная система связана со всеми органами и тканями через периферическую нервную систему, которая у позвоночных включает черепные нервы, отходящие от головного мозга, и спинномозговые нервы, межпозвоночные нервные узлы, а также периферический отдел вегетативной нервной системы, с подходящими к ним и отходящими от них нервными волокнами. Чувствительные или афферентные нервные приводящие волокна несут возбуждение в ЦНС от периферических рецепторов; по отводящим двигательным и вегетативным нервным волокнам возбуждение из ЦНС направляется к клеткам исполнительных рабочих аппаратов: мышцы, железы, сосуды и т. д..

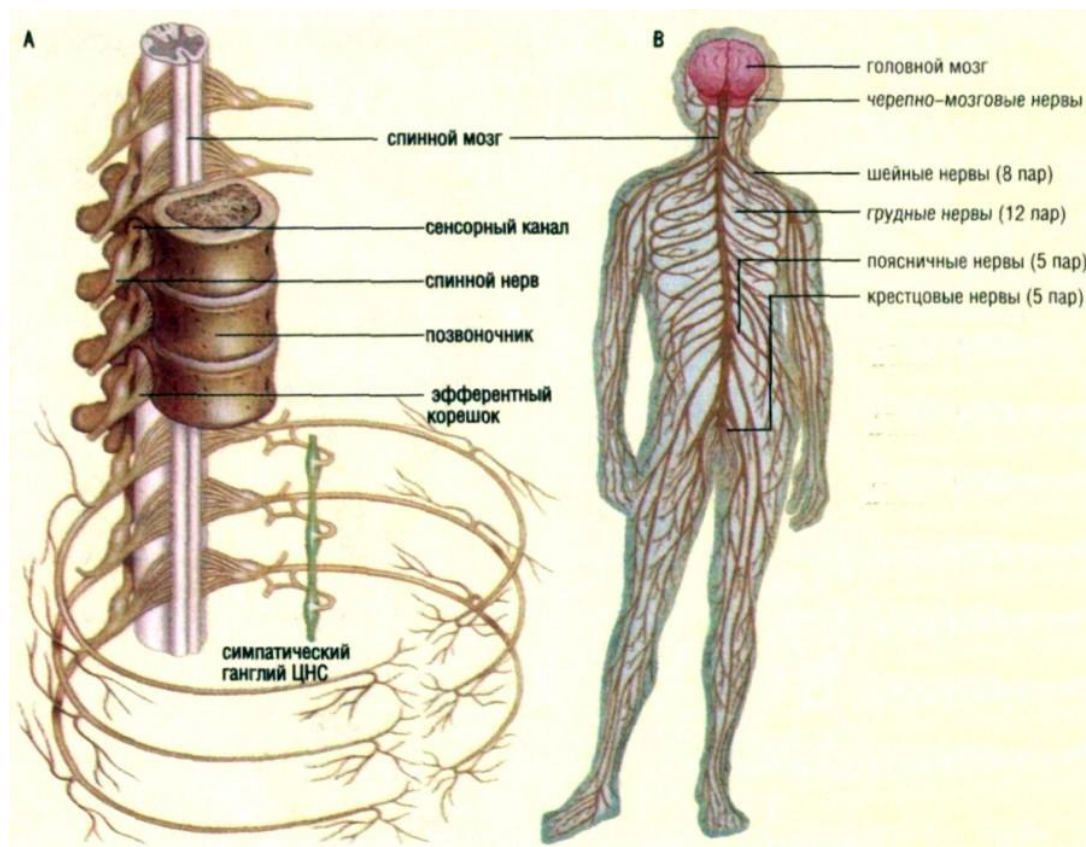


Рисунок 3. Центральная нервная система.

Равновесие тела это неподвижность его относительно окружающей среды. Согласно положениям статики равновесие тела человека при вертикальной стойке относится к неустойчивому типу, так как общий центр тяжести тела лежит выше площади опоры. При стоянии площадь опоры заключена внутри поверхности, образованной наружными контурами обеих стоп и линиями, соединяющими их переднюю и заднюю крайние точки. Равновесие тела сохраняется до тех пор, пока вертикаль (проекция), опущенная из общего центра тяжести тела, не выходит за пределы площади опоры (статическое равновесие тела). Если проекция общего центра тяжести вышла за пределы площади опоры, то восстановление равновесия тела возможно только путем балансирования.

Такой вид равновесия тела имеет место при всех видах перемещений — ходьбе, беге, катании на коньках, велосипеде и т. д.

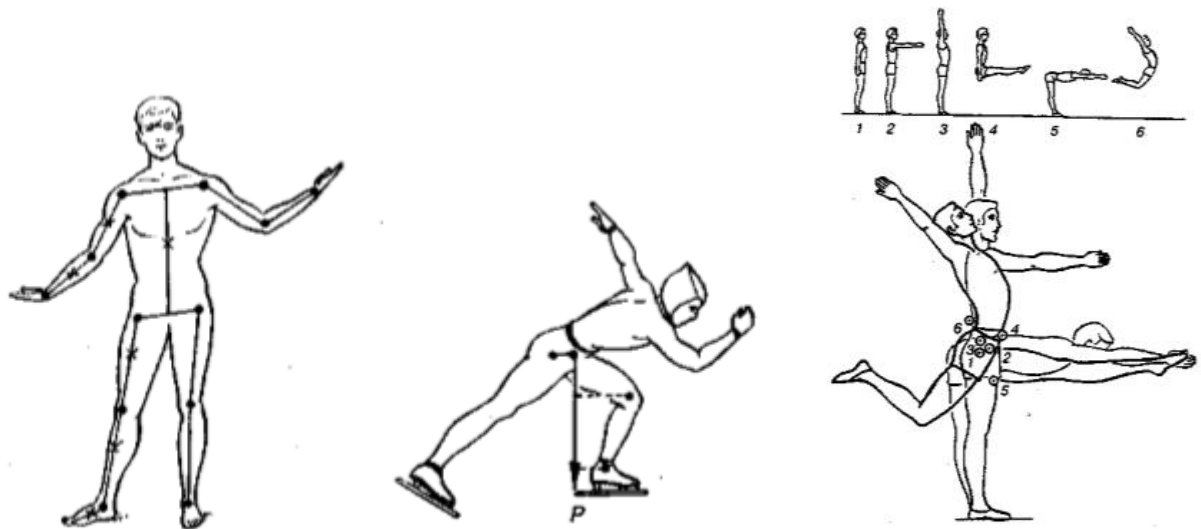


Рисунок 4. Динамическое равновесие человека.

Таким образом, вес тела создает статические (опрокидывающие) моменты сил относительно ряда суставов: действие силы тяжести тела направлено на разгибание в тазо-бедренных и коленных суставах, на сгибание в голеностопных суставах и переднее сгибание туловища и т. д. Сохранение статического равновесия тела возможно в том случае, если

суммарному опрокидывающему моменту, создаваемому силой тяжести тела и другими внешними силами, противодействует равный по величине и противоположный по направлению уравнивающий (фиксирующий) момент, создаваемый внутренними (мышечными) силами. Чем больше статический (опрокидывающий) момент действует на данный сустав, тем большее усилие должны развивать мышцы этого сустава для фиксации положения. Как показывает регистрация электрической активности мышц, распределение мышечных усилий при сохранении вертикальной позы соответствует биомеханическим особенностям этого положения тела, т. е. соответствует величинам и направлению моментов сил тяжести, действующих на суставы. Так, наибольшая активность обнаруживается у мышц — разгибателей голеностопных суставов, в которых статический момент силы тяжести имеет наибольшую величину. Вместе с уменьшением статических моментов в более высоко расположенных коленных и тазобедренных суставах убывает и степень электрической активности мышц. Даже при нарочито неподвижной позе происходят постоянные взаимные смещения звеньев тела относительно друг друга (например, в связи с актом дыхания и другими причинами), изменяющие статические опрокидывающие моменты, что приводит к необходимости непрерывного динамического приспособления соответствующих уравнивающих мышечных моментов. Этот динамический процесс находит свое отражение в колебаниях тела, которые можно зарегистрировать непосредственно (кефалография) или косвенно по перемещению проекции общего центра тяжести по опорной площадке[31].

Глава 2 Систем видеозахвата движения

На сегодняшний момент не существует системы оценки качества движения и выявления нарушений, которая давала бы объективные результаты, экономичной и была проста в эксплуатации. Исходя из этого, необходимо выполнить поиск уже существующих методов для оценки качества движения, в том числе для людей, находящихся в условиях реабилитационного периода, и оценить работоспособность и эффективность таких методов решения проблемы в процессе их применения. Все методы имеют свои достоинства и недостатки, поэтому их анализ позволит сформулировать основные требования к данному виду технических средств и определить цели и дальнейший план работы.

2.1 Видеозахват движения Kinect

Kinect — это горизонтально расположенная коробка на небольшом круглом основании, которую помещают выше или ниже экрана. Размеры — примерно 23 см в длину и 4 см в высоту. Состоит из двух сенсоров глубины, цветной видеокамеры и микрофонной решетки. Проприетарное программное обеспечение осуществляет полное 3-х мерное распознавание движений тела, мимики лица и голоса.

Датчик глубины состоит из инфракрасного проектора, объединенного с монохромной КМОП-матрицей, что позволяет датчику Kinect получать трёхмерное изображение при любом естественном освещении.

Диапазон глубины и программа проекта позволяет автоматически калибровать датчик с учётом условий игры и окружающих условий, например мебели, находящейся в комнате.

Основой сенсора Kinect является 3D-технология от компании PrimeSense, которая использует структурированный свет, инфракрасные камеры и специализированный процессор для измерения расстояния от

камеры до сцены. Эти измерения производятся по всему полю зрения сенсора. В результате, получается облако точек, состоящее из 307200 измерений расстояний между сенсором и сценой. Точки проецируются на заданных углах от лазера. Лазерные точки отражаются от объектов сцены и фиксируются инфрокрасной камерой. Объекты сцены, 605 расположенные близко к камере отражаются в точки изображения, которые находятся близко друг к другу, а объекты, расположенные далеко от камеры – отражаются в точки изображения, которые находятся дальше друг от друга[55].



Рисунок 5. Видеозахват движения Kinect

Глава 3 Виртуальная реальность

Определение понятия "виртуальная реальность" (VR). **Виртуальная реальность это модельная трехмерная (3D) окружающая среда, создаваемая компьютерными средствами и реалистично реагирующая на взаимодействие с пользователями.** Технической основой виртуальной реальности (VR) служат технологии компьютерного моделирования и компьютерной имитации, которые в сочетании с ускоренной трехмерной визуализацией позволяют реалистично отображать на экране движение.

3.1 Очки виртуальной реальности Oculus Rift.

Технологии виртуальной реальности развиваются постоянно. Одной из первых таких технологий можно считать немое кино, а одними из последних применение технологий видео захвата, стерео видео и шлемов виртуальной реальности. Сегодня обилие разных устройств виртуальной реальности просто поражает воображение.

Шлемы виртуальной реальности или «Очки виртуальной реальности». После того, как человек надевает на себя такие очки – все, что он видит – это виртуальный мир. Это главное отличие очков виртуальной реальности от очков дополненной реальности. Очки виртуальной реальности – это все равно, что наушники, но только для глаз[55].

Лидерами среди шлемов виртуальной реальности сегодня являются:

- Oculus Rift
- Sony HMZ-T1
- Silico MicroDisplay ST1080

Самым продвинутым устройством без всяких сомнений является Oculus Rift. Oculus Rift превосходит все существующие аналоги и должен начать новую революцию виртуальной реальности.



Рисунок 6. Очки виртуальной реальности Oculus.

Разрешение дисплея в версии DK1 для разработчиков составляет 1280×800 (соотношение сторон 16:10), на каждый глаз приходится по 640×800 (соотношение 4:5), однако за счет неполного перекрытия итоговое изображение немного шире, чем 640 пикселей по горизонтали.

Изображение на дисплее выводится искаженным, и затем исправляется при помощи линз, создавая сферическое изображение для каждого глаза. Из-за линз устройство требует индивидуальной настройки для использования, а также разовой предварительной калибровки магнитного сенсора. Вторая версия имеет внешнюю ИК-камеру (трекер) для дополнительного отслеживания позиции головы в пространстве.

Область видимости – это самая важная характеристика для шлема виртуальной реальности. Чем большая область обзора шлема, тем больше погружение в виртуальную реальность. Если область видимости маленькая, то человек видит весьма усеченную картину виртуальной реальности. Есть изображение 3D, но эффекта присутствия нет. Когда область видимости большая, как в Oculus Rift, возникает полный эффект присутствия в виртуальном мире.

Отслеживание движения головы, это одна из главных особенностей, которых пока нет у конкурентов Oculus Rift – это возможность совершить

поворот головы, без дополнительного управления на клавиатуре или через мышь ,в Oculus Rift достаточно просто повернуть голову.

Использование Oculus Rift не вызывает усталость глаз. В шлеме Oculus Rift глаза не сфокусированы на одном расстоянии, а постоянно смотрят на разные предметы на разных расстояниях. Поэтому зрачок находится в режиме, в котором он находится в реальной жизни. Использование Oculus Rift безопасно для глаз [55].

Глава 4 Стабилометрия

Стабилометрия это метод исследования функций организма, связанных с поддержанием равновесия.

Метод стабилометрии позволяет:

- уточнять диагноз
- управлять восстановительным лечением и фиксировать динамику
- обследовать клинически сложных пациентов
- проводить дополнительные тренировки пациентов по принципам биологической обратной связи (поиск двигательной стратегии, тренировка двигательного навыка)

4.1. Стабилоанализатор «Стабилан-01»

Реализация этой функции в стабилоанализаторе «Стабилан-01» позволила существенно расширить возможности двухплатформенного варианта стабилографа в оценке нарушений опорно-двигательного аппарата.

Главное достоинство стабиллоплатформы с большим радиусом поля регистрации ЦД в сочетании с широким диапазоном «центрирования» состоит в снятии ограничений в установке ступней ног испытуемого. Это позволяет существенно упростить многие методики и повысить эффективность стабиллографических исследований и тренинга, что важно в спорте, например, в тяжелой атлетике, стрельбе, биатлоне и при реабилитации больных с нарушениями опорно-двигательного аппарата [57].

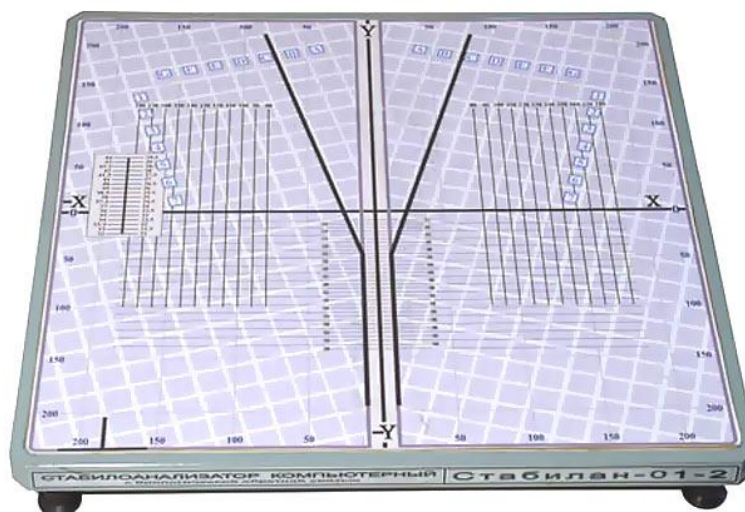


Рисунок 7. Стабилоанализаторов «Стабилан-01».

Минус данного метода заключается в том, что данный метод является громоздким. При оценке центра тяжести в движении, необходимо использовать множество датчиков и проводов, что приводит к неудобствам при съеме информации.

Глава 5.Экспериментальная часть

5.1 Методика исследования

Разработка виртуальной среды, интегрированной с безмаркерной системой видеозахвата движений, проведение неврологических тестов в условиях виртуальной реальности, и синхронизация аппаратов, работающих с движением человека, для оценки изменения движения в виртуальном пространстве, с использованием метода расчета интегрального критерия. В данном научном исследовании используются стабилотформа Стабилан 01 , видеозахват движения Kinect и виртуальные очки Oculus Rift Dk 2.

Последовательность действия для синхронизации:

1. Для получения виртуального пространства создается комната в программе 3D-max.
2. Выбор единой программы, поддерживаемой 3 аппаратами.
3. В программе Unity создается игровой контроллер и в него импортируется комната, созданная в 3D-max.
4. В очках Oculus, с помощью программы Unity,формируется виртуальное пространство комнаты.
5. Создается в программе Unity 20-ти сегментная модель человека (скелетон)
6. Видеозахват движения человека осуществляется с помощью Kinect
7. Контроль изменения равновесия человека, с помощью скелетона .
8. Оценка изменения центра тяжести с использованием стабилотметрической платформы Стабилан01.
9. Синхронизация полученных данных от двух приборов (Kinect и Стабилан 01) на компьютер в виде файла bvh, с координатами изменения движения.
10. Визуализация движений скелетона на ПК и виртуальную реальность.

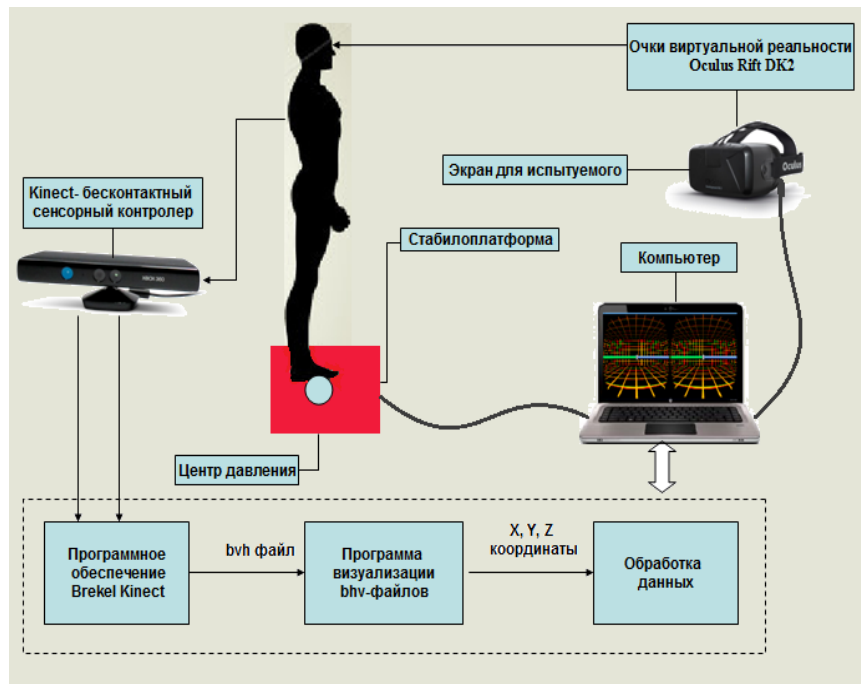


Рисунок 8. Алгоритм безмаркерного захвата движений

Для получения виртуального пространства создается комната в программе 3D-max. Комната, оформлена в нейтральном черном цвете с яркими оранжевыми линиями и границами перехода пол-стены-потолок.

Данное оформление не оказывает отвлекающего внимания, что позволяет проводить оценку функционального состояния системы поддержания равновесия тела человека

С помощью созданной границы перехода

Виртуальная реальность дает возможность повлиять на зрительный анализатор, т.к. равновесие в большей части зависит от зрительного восприятия окружающей среды.

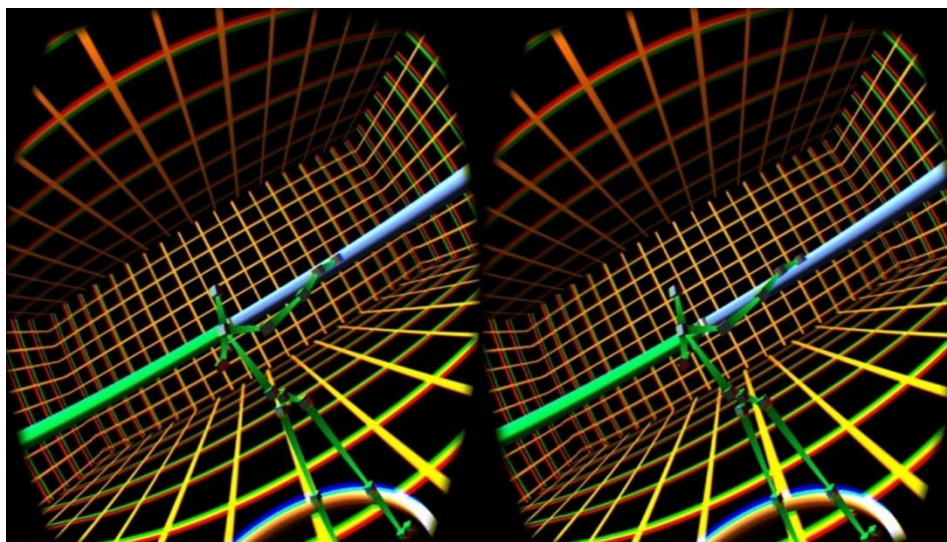


Рисунок 9. Виртуальная реальность.

Испытуемый помимо границ комнаты в виртуальной реальности видит также созданную нами, в программе Unity, 20-сегментную модель человека (скелетон).

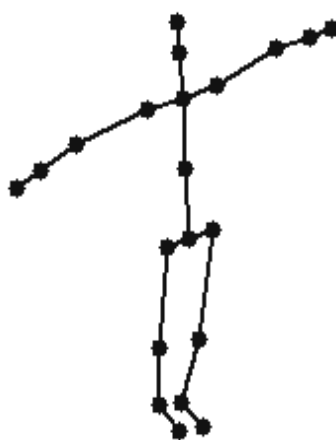


Рисунок 10. 20 Сегментный модель человека

Движение данной модели синхронизированы с движениями испытуемого. Таким образом, в виртуальной реальности, человек может контролировать свои движение и это дает возможность более эффективно воздействовать на вестибулярный аппарат испытуемого.

С помощью кольца, в центре которого находится созданная модель (испытуемый) мы можем изменять положение вертикально, горизонтально и

вокруг своей оси. Кроме того есть возможность создавать определенный наклон комнаты и этим нарушая естественное равновесие человека.

Все воздействия на модель в виртуальной реальности осуществляются с помощью программы Unity.

Проведение неврологических тестов.

Технология позволяет регистрировать трехмерные координаты положения 20 стандартных точек на теле пациента с частотой 15 отсчетов в секунду.

Было обследовано 9 добровольцев без нарушения функции равновесия. И 9 пациентов отделения неврологии с двигательными нарушениями различной степени выраженности, неврологический статус которых сопоставим с характеристиками референтной группы.

Исследование каждого испытуемого включало в себя несколько этапов. В качестве постурального теста была использована проба Ромберга.

Этап без очков: открытые глаза, закрытые глаза.

Этап в очках виртуальной реальности:

- отслеживание метки взглядом влево на 90° за 10 с.,
- отслеживание метки взглядом вправо на 90° за 10 с. .
- отслеживание метки взглядом вверх на 1.75 м. за 10 с.,
- отслеживание метки взглядом вниз на 1.75 м. за 10 с.,
- наклон комнаты вперед на 30° ,
- -наклон комнаты назад на 30° ,
- -наклон комнаты влево на 30° ,
- наклон комнаты вправо на 30° .

А также динамические движения: шаги на месте, бег на месте, поворот тела на 90° вправо и влево, прожог вверх на 10 см.

Оценка траекторий перемещения точек тела проводилась при помощи метода интегральных оценок.

5. 2 Алгоритм обработки данных .

Исходными данными для вычисления оценки являются траектории движения определенных точек тела и/или центра масс. Траектории точек тела могут.

Из траектории движения выбранной точки тела выделяют фрагмент сигнала требуемой продолжительности T и сохраняют его в виде таблицы, каждая строка которой имеет структуру (t_i, x_i, y_i, z_i) , где t_i – момент времени регистрации координат ($0 \leq t_i \leq T$). В случае использования данных стабиллометрии координата z принимается равной нулю.

Временной интервал T разбивается на k промежутков длительностью ΔT . В каждом из промежутков рассчитывается среднее значение координаты (дальнейшие формулы приведены на примере x координаты, для y и z координат все вычисления аналогичны):

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n_j} \sum_{t_i \in [(j-1)\Delta T, j\Delta T]} x_i, \quad j = \overline{1, k}, \quad (1)$$

где n_j - количество измерений значений координаты в интервале $[(j-1)\Delta T, j\Delta T]$.

Полученные значения $\bar{x}_j$ отображаются на единичный интервал $[0,1]$:

$$\bar{x}_{j,norm} = \frac{\bar{x}_j - \bar{x}_{\min}}{\bar{x}_{\max} - \bar{x}_{\min}}, \quad j = \overline{1, k}, \quad \text{где } \bar{x}_{\min} = \min_{j=1,k} \{\bar{x}_j\}, \quad \bar{x}_{\max} = \max_{j=1,k} \{\bar{x}_j\} \quad (2)$$

и рассматриваются как координаты вектора $\vec{x}_{norm}$, используемого для количественной оценки различий в движении испытуемого.

Оценка производится по отношению к пациентам заданной референтной группы, описываемой матрицей размерности $N_0 \times k$, где N_0 - объем референтной группы, а элементы строк представлены координатами векторов $\vec{x}_l$ пациентов ($l = \overline{1, N_0}$), которые определяются

аналогичным образом. Расчет производится по формуле, основанной на вычислении расстояния Махаланобиса:

$$I_d(\vec{x}) = \frac{1}{2k} \left[\frac{1}{N_0} \sum_{l=1}^{N_0} (\vec{x}_{norm} - \vec{x}_l) C^{-1} (\vec{x}_{norm} - \vec{x}_l) \right], \quad (3)$$

где $I_d(\vec{x})$ - интегральная оценка величины отклонений движения по сравнению с референтной группой, C - матрица ковариации признаков, характеризующих референтное состояние. Детальное описание алгоритма расчетов приведено в работе .

Для расчета I_d разработана компьютерная программа, входными данными для которой являются файлы, содержащие нормированные значения координат референтного и оцениваемого состояния, вычисленные по формуле (1). Желательно обеспечить минимально возможное значение внутригрупповой дисперсии, поскольку она напрямую влияет на абсолютную величину I_d . В ряде случаев (существенная неоднородность группы и большая межиндивидуальная вариабельность) может потребоваться формирование нескольких референтных групп и, соответственно, вычисление нескольких величин I_d по отношению к каждой референтной группе. Для уменьшения влияния данного фактора на оценку состояния в предлагаемой методике использован подход, основанный на статистическом моделировании данных , результаты которого позволяют, с одной стороны, численно оценивать статистические свойства критерия, а с другой – позволяют определить условия, накладываемые на объемы первичных данных, необходимые для получения устойчивых оценок. Вычисленный показатель имеет простую интерпретацию: чем больше I_d , тем сильнее отличаются параметры движения выбранных точек обследуемого от референтной группы.

5.3 Результаты исследования

При выполнении теста Ромберга с открытыми глазами, в обоих случаях наблюдалось воздействие на зрительный анализатор. В первом случае это была виртуальная зрительная среда, а во втором – реальная комната. По сравнению с этапом тестирования с закрытыми глазами результаты этих исследований показали меньшее отклонение интегрального критерия. Результаты исследования применения неврологических функциональных проб с закрытыми глазами с использованием виртуальной реальности у группы здоровых людей показали, что колебания в точке, соответствующей центру масс были значительно меньше по сравнению с правой и левой руками

В первой колонке R1-R9 –референтная группа, P1-P9 –группа пациентов с неврологическими нарушениями. Средняя скорость представлена в виде медианы и квартилей, поскольку этот параметр не подчиняется нормальному распределению. Результаты исследования приведены в таблицы. Несмотря на то, что все пациенты имели отрицательный результат по тесту Ромберга, трое из них получили показатели по mini BEST test от 11 до 15. Но, тем не менее, разница между двумя группами (здоровыми и людьми с отклонениями) оказалась статистически незначительной. Средние значения скорости и EFQ в двух группах также оказались практически одинаковыми, в то время как значения интегрального коэффициента Id варьируется между группами. Наиболее важно, что все эти параметры не коррелируют между собой.

Данные о движении точек тела регистрировались с помощью технологии захвата движений с использованием свободного программного обеспечения «». Эта технология позволяет регистрировать трехмерные координаты положения 20 стандартных точек на теле пациента: с частотой 15 отсчетов в секунду. У каждого из них в течение 10с. были измерены

трехмерные координаты движения точки тела человека, соответствующие центру масс (всего 150 значений). Вектор состояния рассчитывался для $\Delta T = 2$ с. Приведенные ниже количественные оценки интегральной величины отклонений рассчитаны по формуле (3).

Таблица 1. Показания исследования.

Испытуемые	miniBEST test scores	Средняя скорость перемещения ц.т., m/sec	Интеграль ный критерий Id
R1	27	0,103 [0,056-0,159]	1,63
R2	28	0,015 [0,008-0,021]	1,37
R3	28	0,057 [0,033-0,096]	1,21
R4	28	0,013 [0,008-0,021]	1,15
R5	27	0,034 [0,019-0,063]	1,30
R6	28	0,021 [0,010-0,032]	1,35
R7	27	0,040 [0,021-0,082]	1,37
R8	27	0,057 [0,028-0,100]	1,46
R9	27	0,058 [0,030-0,103]	1,66
P1	13	0,083 [0,039-0,164]	6,97
P2	11	0,015 [0,010-0,022]	7,52
P3	28	0,015 [0,010-0,022]	3,07
P4	28	0,024 [0,014-0,058]	9,72
P5	15	0,040 [0,020-0,060]	2,33
P6	28	0,022 [0,012-0,041]	5,23
P7	26	0,030 [0,021-0,046]	1,82
P8	28	0,012 [0,008-0,020]	1,65
P9	28	0,020 [0,011-0,032]	3,46
MW test	p=0,43	p=0,54	p<0,001

По полученным результатам видно, что интегральный коэффициент у людей с неврологическими отклонениями отличается от коэффициента здоровых людей, это можно увидеть на рисунке.

Так же используемый критерий Манна-Уитни, который сравнивает несколько значений и отображает, выявляет, есть ли между ними различия или нет. Если данный критерий меньше чем 0.05, то сравниваемые значения различаются. Исходя из этих данных, можно сказать, что кинект может отличать здоровых людей от больных.

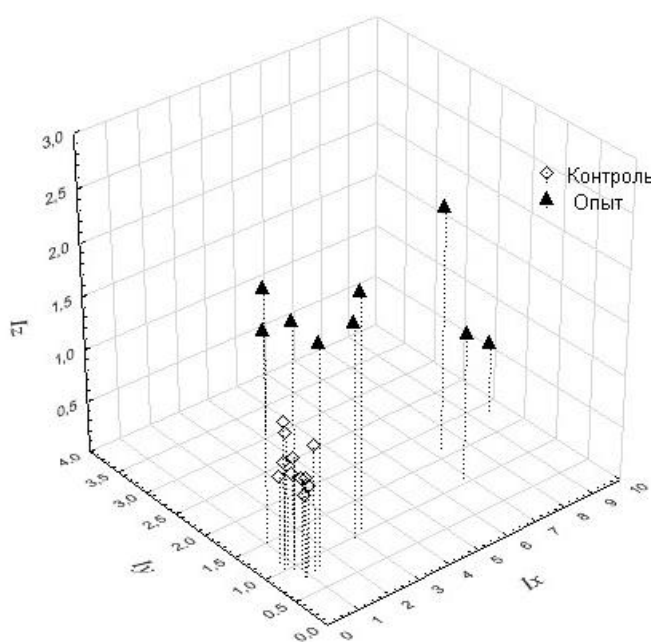


Рисунок 11. 3D распределение интегрального критерия.

Интегральный критерий основан на расстоянии между точками движения центра тяжести. Он вычисляется по формуле:

$$Id(\bar{x}_u) = \frac{1}{2k} \left[\frac{1}{N_0} \sum_{v=1}^{N_0} (\bar{x}_u - \bar{x}_v) C^{-1} (\bar{x}_u - \bar{x}_v) \right] \quad (4)$$

Данный критерий подробно описан в источнике [38].

В лаборатории мы провели исследование используя стабилоплатформу «Стабилан 01» производства ЗАО «ОКБ «Ритм», город Таганрог и Microsoft Kinect. Мы пригласили несколько студентов поучаствовать в исследовании.

Испытуемый вставал на стабилоплатформу перед Kinect и выполнял тест Роумберга. Затем мы сравнивали полученные данные со Стабилана 01 с сигналом kinect.

Результат:

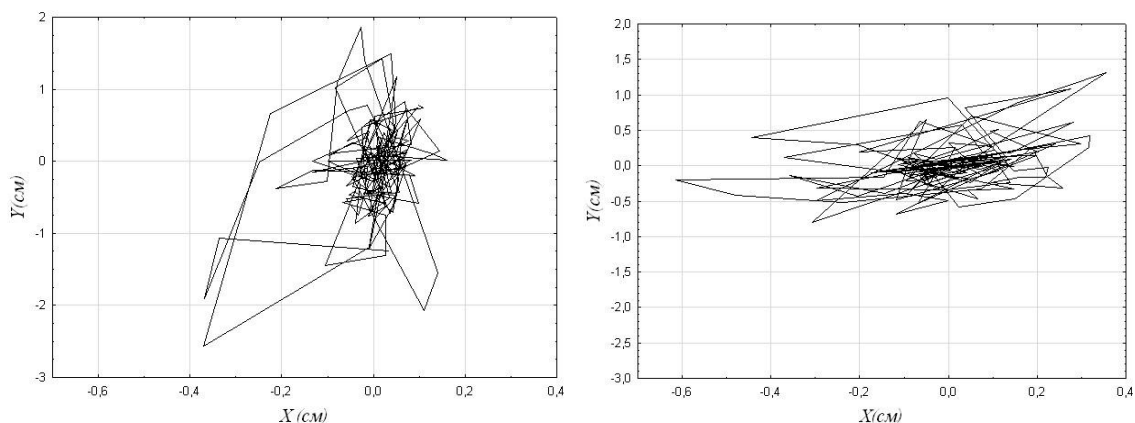


Рисунок 12. Статокинезиграмма испытуемых R и P.

На рисунке приведен пример статокинезиграммы центра масс в плоскости XY для испытуемых P и R. Видно, что траектории движения в значительной степени хаотичны и сделать обоснованный вывод о неврологических нарушениях на поддержание равновесия затруднительно

Отметим, что значения КФР ведут себя разн ак
рассчитанная величина интегральной оценки изменяется закономерно и
возрастает в соответствии с неврологическими нарушениями .