DOI: 10.51790/2712-9942-2020-1-3-3

ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМЫ ВИДЕОТРЕКИНГА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЙ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Ю. Г. Бурыкин

Сургутский филиал ФГУ ФНЦ НИИСИ РАН, г. Сургут, Российская Федерация

ORCID: <http://orcid.org/0000-0002-4765-1199>, bionbf@yandex.ru

Аннотация: автором рассмотрены основные способы регистрации движений верхней конечности человека с помощью различных технических средств, описаны недостатки системы видеоанализа и предложены альтернативные варианты решения ряда задач, направленных на уменьшение потери информации при видеорегистрации. Регистрация пальцевого тремора и движений пальцев осуществлялась посредством видеокамеры на основе системы распознавания образов, путем идентификации 5 меток (маркеров), сгенерированных с помощью свободной библиотеки AtUco. В результате оптимизации параметров маркеров, а также настройки углов обзора и фокусного расстояния удалось снизить ошибки при распознавании образов и повысить надежность регистрации движений фаланг пальцев с помощью видеокамеры. Использование калибровочных фотографий, полученных с экрана монитора, расположенного в различных плоскостях, позволило повысить точность регистрации движений. Информация о параметрах двигательной активности человека актуальна для объективной оценки его психофизиологического состояния и координационных способностей, а также медицинской диагностики.

Ключевые слова: видеотрекинг, маркер, верхняя конечность, двигательная активность, тремор.

Благодарности: работа выполнена в рамках государственного задания ФГУ ФНЦ НИИСИ РАН (проведение фундаментальных научных исследований (47 ГП) по теме № 0065-2019-0007 «36.20 Развитие методов математического моделирования распределенных систем и соответствующих методов вычисления» (№ АААА-А19-119011590093-3)).

Для цитирования: Бурыкин Ю. Г. Применение системы видеотрекинга для регистрации движений верхней конечности человека. *Успехи кибернетики*. 2020;1(3):23–32. DOI: 10.51790/2712-9942-2020-1-3-3.

A VIDEO TRACKING SYSTEM FOR THE REGISTRATION OF UPPER EXTREMITY MOTIONS

Yuriy G. Burykin

*Surgut Site, Scientific Research Institute for System Analysis, Russian Academy of Sciences,
Surgut, Russian Federation*

ORCID: <http://orcid.org/0000-0002-4765-1199>, bionbf@yandex.ru

Abstract: we considered the key methods for registering human upper extremity motions with various SW/HW tools, presented the drawbacks of video analysis systems, and proposed alternative solutions intended for reducing video information losses. We registered finger tremor/movement with a video camera and a pattern recognition system by identifying 5 markers generated with the AtUco open source library. By optimizing the marker properties, the view angles and the focal length we managed to reduce pattern recognition errors and improve phalanx movement video registration quality. Using reference photos taken from the monitor positioned at various angles also improved the motion registration quality. The human motion information is relevant to objectively assess the person's psychophysiological status and physical coordination. It is also used for medical diagnostics.

Keywords: video tracking, marker, upper extremity, locomotor activity, tremor.

Acknowledgements: this study is the 47 GP government order contracted to the Scientific Research Institute for System Analysis, Russian Academy of Sciences, project No. 0065-2019-0007 36.20 Advancing Distribution System Simulation and Computation Methods (No. АААА-А19-119011590093-3).

Cite this article: Burykin Yu. G. A Video Tracking System for the Registration of Upper Extremity Motions. *Russian Journal of Cybernetics*. 2020;1(3):23–32. DOI: 10.51790/2712-9942-2020-1-3-3.

Введение

Регистрация и анализ движений верхних конечностей человека и тремора посредством систем технического зрения имеет как фундаментальное, так и прикладное значение. В частности, в связи с активным развитием компьютерных технологий во второй половине XX века для проектирования человеко-машинных интерфейсов возникла необходимость измерения количественных параметров сенсорно-анализаторных систем. Для разработки и изучения человеко-машинных систем в ряде работ [1–3] обозначена фундаментальная проблема, актуальная и в настоящее время, связанная с исследованием механизма согласования в реальном времени качественных чувственных данных, которыми пользуется при управлении живой организм, с количественными данными, необходимыми для управления техническими системами.

На практике человеко-машинные интерфейсы на основе технического зрения могут использоваться для дистанционного управления техногенными системами посредством произвольных движений верхними конечностями, производимых оператором, а также путем редуцированных (психомоторных) движений, возникающих при мысленном формировании управляющих команд, т.е. при формировании идеомоторного образа или образа действия. Эти редуцированные движения являются копией реальных движений и отличаются от них малой амплитудой. Высокая чувствительность предлагаемого метода позволяет регистрировать психомоторные микродвижения человека, а также дает возможность использовать систему видеотрекинга для диагностических исследований координационных навыков человека-оператора при выполнении им действий, связанных с мелкой моторикой.

Регистрация тремора верхних конечностей и анализ полученных данных могут быть использованы для экспресс-диагностики психоэмоционального состояния человека-оператора, на основе которой возможно осуществление допуска к работе на объекте, что является актуальным, поскольку индивидуальные психофизиологические свойства человека влияют на принятие решения и процесс управления, а в аварийном режиме могут приводить к возникновению неадекватной ситуации поведения оператора.

На сегодняшний день разработаны инструментальные компьютерные технологии, позволяющие строить математические модели, получать цифровое описание субъективных сенсорных образов и измерять характерные времена взаимодействия нейронных модулей при осознании сенсорного сигнала для конкретного индивидуума в конкретном функциональном состоянии [4]. Регистрация тремора и движений фаланг пальцев верхней конечности наряду с вышеперечисленными областями применения актуальна и для оценки психомоторного развития детей, оценки координационных навыков спортсменов, а также в медицинской диагностике в области неврологии.

В соответствии с синдромальной классификацией выделяют физиологический тремор и различные варианты патологического тремора. Тремор представляет собой ритмичные непроизвольные осцилляции какой-либо части тела человека. Физиологический тремор, регистрируемый у здоровых лиц и являющийся составляющей нормального механизма моторного контроля, может усиливаться вследствие эмоционального напряжения, утомления, гипертиреоза, приема некоторых препаратов [5]. Разработка экспресс-методов оценки состояния оператора по структуре его микродвижений после приема различных химических препаратов является темой отдельного исследования.

К косвенным способам исследования тремора относятся различные методики электромиографии (ЭМГ): ЭМГ с использованием поверхностных электродов, игольчатая ЭМГ, когерентный ЭМГ-анализ, технологии длительной ЭМГ-регистрации. При этом в процессе исследования регистрируются электрические потенциалы, генерируемые мышечными волокнами при сокращении.

Непосредственная фиксация двигательных осцилляций осуществляется кинематическими методами регистрации тремора. Наряду с использованием акселерометров и гироскопов применяются электромагнитные следящие системы, системы на основе гибких угловых датчиков и системы с комбинированными кинематическими сенсорными устройствами (оптико-механическими, оптико-электронными и т. п.).

К методам регистрации тремора, использующим непосредственный тактильный контакт, относится тензометрия. Она производится с помощью тензометрических датчиков, которые устанавливаются на контактную поверхность [6]. Также наряду с использованием различных датчиков, прикрепляемых к телу обследуемого, для трекинга применяют видеокамеры и соответствующее программное обеспечение [6, 7].

Видеоанализ движений человека применяется в клинической практике с целью экспресс-диагностики нарушения двигательных функций по характерным паттернам [8, 9]. К недостаткам систем видеоанализа относятся сбои при обработке изображений, вызванные выпадением одного из маркеров из поля наблюдения или невозможностью распознавания двух маркеров, расположенных вблизи оси объектива одной из камер. В этом случае для восстановления утерянной информации о положении маркера в пространстве в заданный момент времени применяют математические алгоритмы [10–12].

Использование автором системы видеотрекинга на основе распознавания цвета меток, нанесенных на текстильную перчатку, на начальном этапе потребовало, во-первых, размещения двух видеокамер в разных плоскостях, во-вторых, при движении пальцев наблюдалось перекрытие маркеров, что приводило к выпадению части информации при видеорегистрации. Кроме того, требовалось нанесение и распознавание множества цветных меток, что усложняло процесс подготовки к исследованию и снижало надежность распознавания цветных маркеров при уменьшении уровня освещенности.

Целью данной работы было усовершенствование способа одновременной регистрации движения всех фаланг пальцев посредством видеокамеры, расположенной во фронтальной плоскости, при котором обеспечиваются минимальные потери информации. В ходе работы решались задачи, связанные с выбором и оптимизацией параметров используемых маркеров, а также проводилась настройка углов обзора, фокусного расстояния и калибровка камеры.

Компоненты и настройка системы регистрации тремора и движения пальцев

Для регистрации пальцевого тремора и движения пальцев использовались следующие компоненты:

- цифровая камера высокого разрешения (1080p) с частотой кадров 50 fps, Samsung NX300;
- штатив на основании, зафиксированном на столе;
- 5 меток, сгенерированных с помощью свободной библиотеки ArUco, имеющих линейные размеры 10x10 мм;
- крепления для меток, хомуты; стол, стул на ножках, подставка под верхнюю конечность;
- ЭВМ на архитектуре x64;
- интерпретатор Python 3.6.8;
- GIMP – фоторедактор с открытым исходным кодом;
- свободные библиотеки: OpenCV, NumPy, Pandas, Matplotlib.

Настройка системы осуществлялась путем калибровки камеры, посредством которой были получены трехмерные координаты в пространстве для каждой метки, распознанной на фотографии или видеокadre. Началом системы координат являлся фокус объектива камеры (рисунок 1).

Рис. 1. Расположение осей XYZ, где начало координат — центр матрицы камеры

Калибровка производилась для определенного фокусного расстояния объектива. С целью исключения дополнительной процедуры калибровки при каждом замере было определено оптимальное фокусное расстояние, на котором производилась регистрация движения пальцев. При подборе оптимального фокусного расстояния учитывались следующие критерии:

- фокусное расстояние должно было легко воспроизводиться в объективе камеры;

- площадь меток в кадре была наибольшей, что позволило увеличить точность измерения;
- при измерении метки не должны были выходить за границу кадра;
- фокус должен быть настроен так, чтобы все метки в кадре были четкими, т. к. размытые метки порождали большие (от 0,5 секунд) временные разрывы в измерениях.

Выбор оптимального фокусного расстояния и угла обзора, а также линейных размеров маркера (в нашем случае 10x10 мм) позволили исключить перекрытие меток. Перекрытие возникало, когда более дальние от объектива метки находились за более близко расположенными или перекрывались физически при использовании меток с линейными размерами 15x15 мм.

В серии экспериментов видеорегистрация движения пальцев производилась на фокусном расстоянии 18 и 50 мм. Вследствие особенностей конструкции используемого объектива только эти фокусные расстояния можно было воспроизвести в точности, т. к. в этом случае использовались крайние положения объектива при вращении. Характерные причины ошибок распознавания образов (меток) при фокусном расстоянии 18 мм представлены на рисунках 2 и 3.

По результатам экспериментов на фокусном расстоянии 50 мм были достигнуты лучшие показатели по четкости меток и, соответственно, по качеству записи временных рядов. Отчасти полученные результаты связаны с тем, что в объективах переменного фокусного расстояния диафрагма закрыта сильнее при большем фокусном расстоянии, что способствует меньшему размытию изображения.

Выбор меток производился из библиотеки ArUco, включающей несколько наборов. Метка является уникальным идентификатором, которому сопоставлен порядковый номер в данном наборе. Так при распознавании меток на фотографии получали массив пар вида: идентификатор метки – координаты углов метки. Так как для данной задачи не требовалось использовать одну и ту же метку в кадре более одного раза, можно считать, что для каждой распознанной метки имели один набор координат ее углов.

Рис. 2. *Перекрытие маркеров при фокусном расстоянии 18 мм*

Рис. 3. *Размытие изображения маркеров на I и V фалангах при открытой диафрагме*

Наборы варьируются по количеству битов в каждой метке и по количеству меток в наборе (рисунок 4). Нами был выбран набор DICT_4X4_50 из 50 меток с 4 битами по ширине и 4 битами по высоте. Данный набор является наименьшим по количеству меток, также метки в нем состоят из самого малого количества бит по высоте и ширине. Такое решение обусловлено тем, что при одном и том

же размере нанесенной на некотором носителе метки размер бита метки будет больше, соответственно, он займет больше пикселей в матрице камеры, что способствует более точному распознаванию. Также чем меньше меток в наборе, тем больше минимальное расстояние между метками, то есть при распознавании вероятность ошибочной идентификации ниже. В целях повышения надежности распознавания меток и определения их размеров маркеры размещались на белом фоне, что увеличивало контрастность изображения.

Рис. 4. Метки с битностью 4, 5, 6, 7 соответственно

Для калибровки камеры производилась серия снимков специальной картинке — CharucoBoard, представляющей собой шахматную доску, где в белых клетках расположены метки из выбранного набора (рисунок 5). Количество элементов по горизонтали и вертикали может быть сконфигурировано, ограничением в данном случае является количество меток в наборе. Также имеется возможность задать соотношение между размером клетки и размером метки.

Рис. 5. Специальная картинка CharucoBoard, используемая для калибровки

Стандартный способ калибровки камеры выглядит следующим образом: изображение печатается на листе бумаги либо картона. С помощью фоторедактора, в нашем случае GIMP, специальная картинка печаталась с некоторым значением dpi, чтобы добиться заданного физического размера метки. Например, если размер метки на цифровой фотографии составлял 100 пикселей, то задача заключалась в том, чтобы напечатать CharucoBoard с размером метки равным 10 мм. Расчет производился по формуле (1):

$$dpi = 100px \times 10\text{мм} \div 25,4 \text{ мм.} \quad (1)$$

Физически размер метки необходим для правильной калибровки камеры. Для калибровки камеры использовались координаты углов внутренних клеток шахматной доски и меток библиотеки AgUso, распознанных на фотографии [5]. Далее они сопоставлялись с точками на исходной картинке для выявления искажений объектива и построения калибровочной матрицы. В случае с бумажным носителем сложно избежать искажений из-за неровности листа бумаги и деформации листа после печати. По этой причине автором был предложен другой способ получения калибровочных фотографий, где изображение выводилось на дисплей монитора. Такой способ позволил избежать искажений, сделать калибровочные фотографии четкими, измерить физический размер метки в CharucoBoard с точностью технологического процесса матрицы дисплея.

Для этого необходимо:

- сгенерировать CharucoBoard с разрешением, равным разрешению используемого монитора;
- получить dpi монитора из его технических характеристик;
- с помощью приложения GIMP измерить размер метки в пикселях.

Размер метки в миллиметрах рассчитывался по формуле (2):

$$markerSize = markerSizePx \times (mm \text{ in } inch) \div dpi. \quad (2)$$

После определения линейных размеров метки производились калибровочные фотографии. Для качественной калибровки CharucoBoard фотографировался в различных плоскостях:

- поворот монитора вокруг собственной оси в горизонтальной плоскости;
- поворот монитора во фронтальной плоскости;
- перемещения монитора вдоль оси X, образованной системой координат с центром в фокусе объектива;
- равномерное удаление монитора, перемещение вдоль оси Z;
- комбинированные по двум осям вращения монитора.

На рисунке 6 представлены некоторые калибровочные фотографии из всей выборки ($n = 298$). Фотографирование производилось с задержкой снятия затвора 3 секунды с использованием штатива. Задержка необходима для стабилизации камеры после механического воздействия на кнопку снятия затвора. Таким образом была увеличена выдержка камеры и тем самым повышена яркость фотографии без шумового эффекта. Использование штатива позволило избежать появления размытия фотографий.

Рис. 6. Примеры калибровочных фотографий

Регистрация тремора и произвольных движений фаланг пальцев

В эксперименте перед регистрацией обследуемый принимал стандартное положение тела: сидя, с опорой на спинку стула, с вытянутой вперед верхней конечностью, которая располагалась на поверхности опоры под прямым углом к телу. По команде испытуемый производил сгибание пальцев. При регистрации тремора опора не использовалась и верхняя конечность произвольно фиксировалась испытуемым в плечевом суставе при неизменной величине угла с телом. Фронтальной камерой регистрировались колебания всей вытянутой вперед верхней конечности без учета вклада каждого биомеханического звена в отдельности.

Штатив с камерой был расположен прямо напротив кисти испытуемого на расстоянии 0,5 м от ближнего маркера, расположенного на III пальце верхней конечности. В целях стандартизации

эксперимента штатив с видеокамерой размещался на основании, которое было зафиксировано на столе. Это обеспечивало одинаковые условия при проведении последующих серий экспериментов.

Изображение в кадре разделялось на две половины по вертикали (для удобства разделения использовалась сетка 4x4). В случае измерения тремора правой руки в правой половине кадра располагались I и II, в левой половине, соответственно, — III-V пальцы (рисунок 7).

Рис. 7. Пример расположения кисти испытуемого в кадре при видеорегистрации движений пальцев

При регистрации движений пальцев обследуемого были получены треки, которые в качестве иллюстрации представлены на рисунках 8 и 9.

Рис. 8. Взаимное расположение треков дистальных фаланг правой верхней конечности при сгибании пальцев

Рис. 9. Треки дистальных фаланг правой верхней конечности при сгибании пальцев на осях координат

На рисунке 9 можно визуально различить малоамплитудные отклонения (микроструктуру движения), что свидетельствует о высокой чувствительности метода и открывает перспективы к изучению психомоторики.

В таблице представлены координаты маркеров (меток), закрепленных на фалангах пальцев обследуемого при выполнении движения, полученные посредством видеокамеры, расположенной во фронтальной плоскости. В данном фрагменте, как и в последующей записи, отсутствуют потери информации, как правило, возникающие в ситуациях перекрытия меток, размытия изображения или выхода за пределы зоны наблюдения.

Таблица 1

Фрагмент регистрируемых многоканальной системой видеотрекинга временных рядов с координатами меток продолжительностью 200 мс

№ метки	1		2		3		4		5	
Ось	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
Время, мс	Координаты меток									
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20	0,054091	0,083094	0,024826	0,10738	0,032026	0,129513	0,022797	0,141925	0,032072	0,047405
40	0,068848	0,101664	0,017428	0,130202	0,044975	0,212544	0,036406	0,255036	0,014231	0,142576
60	0,065498	0,116206	0,042181	0,089882	0,021546	0,289154	-0,0137	0,34683	0,011812	0,219351
80	0,102669	0,152048	0,08275	0,063014	-0,03782	0,307627	-0,02551	0,377359	-0,05026	0,282107
100	0,099377	0,157083	0,104889	0,049765	-0,06079	0,304391	-0,07425	0,385161	-0,08794	0,294775
120	0,11065	0,162169	0,065213	0,145265	-0,09668	0,360438	-0,12049	0,456246	-0,16916	0,293507
140	0,154578	0,204436	0,088636	0,226634	-0,10335	0,454364	-0,13155	0,599406	-0,16176	0,347057
160	0,149831	0,269654	0,121579	0,23893	-0,13098	0,6354	-0,15214	0,760393	-0,13279	0,459374
180	0,212688	0,27484	0,204147	0,259021	-0,15416	0,646782	-0,22758	0,799459	-0,08949	0,553851
200	0,211137	0,248012	0,220099	0,195323	-0,16995	0,648608	-0,17837	0,837682	-0,07186	0,575439

Наряду с регистрацией произвольных движений по пяти независимым каналам система видеотрекинга позволяет регистрировать непроизвольные колебания верхней конечности (тремор). Пример регистрации тремора правой верхней конечности приведен на рисунке 10.

Рис. 10. Треморограмма правой верхней конечности, полученная при видеорегистрации

Заключение

В данной работе регистрация тремора и движения фаланг пальцев верхней конечности человека осуществлялась одной видеокамерой, расположенной во фронтальной плоскости, что существенно упростило процесс видеотрекинга по сравнению с методами, требующими использования двух и более видеокамер. Расположение маркеров в одной (фронтальной) плоскости снижало вероятность их взаимного перекрытия. Данная задача также была решена путем оптимизации линейных размеров меток, при которых перекрытие последних становилось маловероятным, и в тоже время надежность их распознавания существенно не снижалась. Однако остается нерешенной проблема повышения точности измерений по оси Z, связанная с оценкой расстояния до объекта при использовании одной видеокамеры. Известно, что задачи подобного рода решаются с использованием стереокамер [13].

Использование свободной библиотеки ArUco позволило генерировать любое необходимое количество черно-белых меток (в настоящей работе использовалось 5 меток) и одновременно отслеживать траекторию нескольких объектов наблюдения, на которых закреплены соответствующие маркеры. Контрастность изображения повышалась за счет использования пластины белого цвета, на которую крепились черно-белая метка.

Для повышения надежности распознавания меток использовался наименьший набор DICT_4x4_50 из 50 меток с 4 битами по ширине и 4 битами по высоте. При данном выборе каждый бит метки занимал больше пикселей в матрице камеры, что также способствовало более точному распознаванию маркеров.

Эмпирическим путем установлено, что для регистрации движений фаланг пальцев с расстояния 0,5 м на фиксированном фокусном расстоянии 50 мм были достигнуты лучшие показатели по четкости меток и, соответственно, по качеству записи временных рядов, чем при другом крайнем положении объектива, установленном на фиксированном фокусном расстоянии 18 мм. Использование автоматической настройки фокусного расстояния приводило к снижению четкости изображения маркеров, расположенных на заднем плане, что приводило к выпадению части информации при регистрации.

Для повышения точности регистрации треков при движении фаланг пальцев производилась калибровка камеры. С этой целью использовались координаты углов внутренних клеток шахматной доски и меток библиотеки AgUso, распознанных на фотографии. Автором был модифицирован стандартный способ калибровки, при котором изображение CharucoBoard выводилось на дисплей монитора, что позволило избежать искажений, вызванных деформацией поверхности (например, листа бумаги или картона), сделать калибровочные фотографии четкими, измерить физический размер метки в CharucoBoard с точностью технологического процесса матрицы дисплея. Физически размер метки использовался для правильной калибровки камеры.

Использование функции задержки при снятии затвора (еще более оптимальным является использование пульта дистанционного управления камерой) позволило стабилизировать камеру после механического воздействия на кнопку снятия затвора, что повысило четкость изображения.

Таким образом, в ходе работы была решена задача оптимизации сбора данных, представленных в виде координат маркеров, отражающих динамику процесса по пяти независимым каналам посредством системы видеотрекинга, предназначенной для регистрации движений верхней конечности человека. Критерием успешности решения данной задачи является минимизация потерь информации (прерывание временных рядов) при видеорегистрации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Антонец В. А., Казаков В. В., Анишкина Н. М. Количественная оценка восприятия человеком частоты тональных звуков. *Биофизика*. 2010;55(1):126–132. Режим доступа: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=15232158>.
2. Licklider J. C. R. Man-Computer Symbiosis. *IRE Transactions on Human Factors in Electronics*. 1960;HFE-1:4–11. Режим доступа: <http://groups.csail.mit.edu/medg/people/psz/Licklider.html>.
3. Licklider J. C. R., Taylor R. W. The Computer as a Communication Device. *Science and Technology*. 1968;April:20–41.
4. Полевая С. А., Еремин Е. В., Зевеке А. В. Компьютерные технологии для исследования структуры субъективного сенсорного пространства человека. *Нижегородский медицинский журнал*. 2003;1:21–146. Режим доступа: <https://www.medicum.nnov.ru/nmj/2003/1/12.php>.
5. Иванова Е. О., Иванова-Смоленская И. А., Иллариошкин С. Н. Тремор: патогенез, особенности клинической картины и лечение. *Неврологический журнал*. 2013;5:7–12.
6. Иванова-Смоленская И. А., Карабанов А. В., Червяков А. В., Иллариошкин С. Н. Современные инструментальные методы регистрации тремора. *Новые технологии*. 2011;2:17–23. Режим доступа: <http://www.neurocor.ru/files/upload/305/file.pdf?v=1486471110>.
7. Фролов С. В., Горбунов А. В., Потлов А. Ю. Регистрация и анализ тремора с помощью детектора движения на основе веб-камеры. *Биомедицина*. 2012;1(2):80–83. Режим доступа: <https://journal.scbmt.ru/jour/article/view/569>.
8. Борзиков В. В., Рукина Н. Н., Воробьева О. В., Кузнецов А. Н., Белова А. Н. Видеоанализ движений человека в клинической практике (обзор). *Современные технологии в медицине*. 2015;7(4):201–210. DOI: 10.17691/stm2015.7.4.26.
9. Лихачев С. А., Лукашевич В. А., Хроменков А. В., Тузиков А. В. Математическая модель качественного выделения целенаправленных и нецеленаправленных движений по данным видеоряда спектрального анализа сложного двигательного акта во фронтальной плоскости. *Доклады Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники*. 2011;5(59):55–60.

10. Мишанов А. Ю., Кручинин П. А. Меры оцениваемости в задаче восстановления показаний системы видеоанализа движений человека по измерениям нормальной реакции опоры. *Российский журнал биомеханики*. 2008;12(3):58–73.
11. Бобылев А. Н., Болотин Ю. В., Воронов А. В., Кручинин П. А. О двух модификациях метода наименьших квадратов в задаче восстановления утерянной информации системы видеоанализа по показаниям акселерометра. *Российский журнал биомеханики*. 2012;16(1):89–101. Режим доступа: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=17685716>.
12. Розумняк Н. Н. Видеотрекинг спортсменов. Помехи и их особенности. *Технические науки: традиции и инновации: материалы Междунар. науч. конф.* Челябинск: Два комсомольца. 2012;45–48. Режим доступа: <https://moluch.ru/conf/tech/archive/6/1584/>.
13. Ильясов И. С. Вычисление расстояния до наблюдаемого объекта по изображениям со стереопары. *Молодой учёный*. 2016;14:146–151. Режим доступа: <https://moluch.ru/archive/118/32662/>.

REFERENCES

1. Antonec V. A., Kazakov V. V., Anishkina N. M. Quantitative Evaluation of Tonal Sound Frequency Perception by a Man. *Biophysics*. 2010;55(1):104–109. Available at: <https://elibrary.ru/item.asp?id=15321731>.
2. Licklider J. C. R. Man-Computer Symbiosis. *IRE Transactions on Human Factors in Electronics*. 1960;HFE-1:4–11. Available at: <http://groups.csail.mit.edu/medg/people/psz/Licklider.html>.
3. Licklider J. C. R., Taylor R. W. The Computer as a Communication Device. *Science and Technology*. 1968;April:20–41.
4. Polevaya S. A., Eremin E. V., Zeveke A. V. Computer Technologies for Studying the Structure of a Person's Subjective Sensory Space. *Medical Journal of Nizhniy Novgorod*. 2003;1:21–146. (In Russ.) Available at: <https://www.medicum.nnov.ru/nmj/2003/1/12.php>.
5. Ivanova E. O., Ivanova-Smolenskaya I. A., Illarioshkin S. N. Tremor: Pathogenesis, Clinical Aspects and Management. *Nevrologicheskii Zhurnal*. 2013;5:7–12. (In Russ.)
6. Ivanova-Smolenskaya I. A., Karabanov A. V., Chervyakov A. V., Illarioshkin S. N. Advanced Instrumental Tremor Detection Methods. *New Technologies*. 2011;2:17–23. (In Russ.) Available at: <http://www.neurocor.ru/files/upload/305/file.pdf?v=1486471110>.
7. Frolov S. V., Gorbunov A. V., Potlov A. Yu. Recording and Analysis of Tremor through Motion Detection Based on the Webcam. *Journal Biomed*. 2012;1(2):80–83. (In Russ.) Available at: <https://journal.scbmt.ru/jour/article/view/569>.
8. Borzikov V. V., Rukina N. N., Vorobyova O. V., Kuznetsov A. N., Belova A. N. Human Motion Video Analysis in Clinical Practice (Review). *Sovremennye Tehnologii v Medicine*. 2015;7(4):201–210. (In Russ.) DOI: 10.17691/stm2015.7.4.26.
9. Likhachev S. A., Lukashevich V. A., Khromenkov A. V., Tuzikov A. V. Qualitative Extracting of Purposeful and No-Purposeful Movements by Means of Frontal-Plane-Complicated-Movement Simulator. *Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics Proceedings*. 2011;5(59):55–60. (In Russ.)
10. Mishanov A. Yu., Kruchinin P. A. Estimation Measures in Problem of Optical Motion Capture Systems Lost Data Recovery with Ground Reaction Force Measurements. *Russian Journal of Biomechanics*. 2008;12(3):58–73. (In Russ.)
11. Bobilev A. N., Bolotin Yu. V., Voronov A. V., Kruchinin P. A. About Two the Least-Squares Method Modifications for Lost Data Recovery in Videoanalysis System Based on Accelerometer Data. *Russian Journal of Biomechanics*. 2012;16(1):89–101. (In Russ.) Available at: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=17685716>.
12. Rozumnyak N. N. Video Tracking in Athletes. Interferences and Their Features. *Technical Sciences: Traditions and Innovations. International Conference Proceedings*. Chelyabinsk: Two Komsomol Members. 2012;45–48. (In Russ.) Available at: <https://moluch.ru/conf/tech/archive/6/1584/>.
13. Ilyasov I. S. Estimating the Distance to the Observed Object from its Stereo Images. *The Young Scientist*. 2016;14:146–151. (In Russ.) Available at: <https://moluch.ru/archive/118/32662/>.