

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОНТУРА ОБЪЕМА ДВИЖЕНИЯ ЛУЧЕЗАПЯСТНОГО СУСТАВА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БЛОКА ИНЕРЦИАЛЬНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ

*Масленников А.Л., Щербак О.Ю.*

**Ключевые слова:** лучезапястный сустав, блок инерциальных измерений, объем движения, контур объема движения, аппроксимация замкнутой кривой.

**Аннотация.** Рассматривается задача определения контура объема движения лучезапястного сустава с использованием блока инерциальных измерений. Методика решения задачи включает в себя проведение одного эксперимента, состоящего из четырех фаз, с последующей обработкой полученных данных. Используются алгоритмы решения задачи ориентации, определения нейтрального положения лучезапястного сустава и аппроксимации замкнутой кривой полиномиальной функцией. В завершении определяются точки, принадлежащие аппроксимированной функции, формирующие контур объема движения.

## WRIST JOINT RANGE OF MOTION COMPUTATION UTILIZING IMU

*Maslennikov A.L., Scherbak O.Yu.*

**Key words:** wrist joint, inertial measurement unit, range of motion, contour range of motion, implicit curve fitting.

**Abstract.** The problem of computing wrist joint range of motion utilizing inertial measurement unit is considered. The proposed solution consists of the single experiment with four stages and subsequent data processing, which includes algorithms for determination wrist joint orientation, neutral position, and implicit curve fitting. Finally, a set of points, which forms contour range of motion, is computed and plotted.

### Введение

В настоящее время для диагностики состояния, например лучезапястного сустава, в качестве одного из индикаторов используется объем движения, который определяется максимальными отклонениями сустава от нейтрального положения в плоскостях приведения-отведения и растяжения-сжатия [1, 2]. Для определения объема движения традиционно используются гониометры, которые представляют собой транспортир, по измерительной шкале которого врач измеряет значения соответствующих максимальных углов в двух плоскостях. В качестве альтернативы можно использовать системы захвата движения: оптические или инерциальные [3]. В оптических системах используются специальные маркеры и алгоритмы обработки цифровых изображений [4]. В инерциальных системах используются блоки инерциальных измерений (БИИ) вместе с алгоритмами решения задачи ориентации [5].

Каждый БИИ, как правило, состоит из трехосных акселерометра, гироскопа (датчика угловой скорости) и магнитометра. Использование БИИ позволяет получить систему захвата движения, обладающую высокой точностью (по сравнению с гониометрами) и небольшой себестоимостью (по сравнению с оптическими системами захвата). Результат захвата движения (с помощью одного БИИ) лучезапястного сустава можно использовать для

определения объема движения этого сустава. В статье рассматривается методика решения данной задачи, которая позволяет определить не только максимальные углы отклонения сустава в двух плоскостях, но и контур объема движения в целом, т.е. геометрическое множество точек, соответствующих максимальным углам отклонения сустава от нейтрального положения во всех плоскостях.

### Технические средства и постановка эксперимента

Для определения контура объема движения лучезапястного сустава используется БИИ, обеспечивающий измерение линейных ускорений в диапазоне  $\pm 4g$ , и угловых скоростей в диапазоне  $\pm 2000$  градусов в секунду. БИИ фиксируется на внутренней стороне кисти, желательно на небольшой достаточно жесткой пластине, которая не должна ограничивать движение сустава. Предплечье фиксируется на некотором неподвижном основании, что позволяет рассматривать движение лучезапястного сустава изолированно. Схема эксперимента проиллюстрирована на рис. 1, где изменение угла  $\varphi$  соответствует движению в плоскости растяжение-сжатие, а угла  $\psi$  в плоскости приведения-отведения.

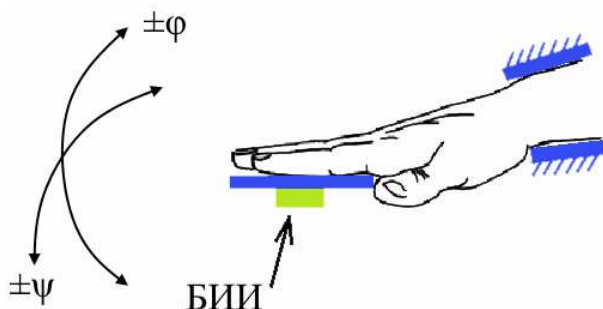


Рис. 1. Схема эксперимента

Эксперимент состоит из четырех фаз, данных которых обрабатываются отдельно. В первой фазе испытуемый удерживает положение кисти максимально сонаправлено оси предплечья. Во время второй фазы испытуемый совершает кистью быстрое движение с максимально возможной амплитудой (но без излишних усилий) в плоскости растяжения-сжатия. Третья фаза аналогична второй, но движение совершается в плоскости приведения-отведения. Четвертая фаза состоит из медленного движения кисти по кругу, при котором испытуемый старается максимально отклонить кисть от нейтрального положения сразу по двум углам.

Полученные в ходе эксперимента «сырые» измерения акселерометра, гироскопа и магнитометра с БИИ через контроллер (например, Arduino или STM32) передаются на ПЭВМ, где реализуется их обработка и определение контура объема движения. Предполагается, что БИИ предварительно откалиброван и известны все смещения нулей, масштабные коэффициенты и матрицы неортогональностей.

### Алгоритм определения контура объема движения

Обработка экспериментальных данных состоит из нескольких этапов: определение углов  $\psi(t)$ ,  $\varphi(t)$ , характеризующих движение сустава, определение нейтрального положения, аппроксимация полиномиальной функцией замкнутой кривой, образуемой сигналами  $\psi(t)$ ,  $\varphi(t)$  на четвертой фазе эксперимента, и построение контура объема движения.

На первом этапе осуществляется коррекция «сырых» данных акселерометра, гироскопа и магнитометра по полученной ранее калибровочной информации. После этого решается задача выставки (по данным первой фазы эксперимента), по результатам которой определяется некоторое начальное угловое положение лучезапястного сустава в инерциальной системе координат. После этого решается задача ориентации, в результате чего набор «сырых» данных преобразуется в сигналы  $\psi(t)$ ,  $\varphi(t)$ .

На втором этапе определяется нейтральное положение лучезапястного сустава, т.е. такая точка  $(\psi_0, \varphi_0)$ , относительно которой отсчитываются максимальные углы отклонения сустава. В медицине нейтральным положением принято считать положение сустава, при котором его ось сонаправлена с осью предплечья, однако такое положение сустава технические тяжело определить и зафиксировать [6]. В работе [7] предлагается определять нейтральное положение лучезапястного сустава как точку пересечения траекторий движения сустава в двух плоскостях, для чего по данным второй и третьей фазы определяются линейные зависимости:

$$\begin{cases} \psi(t) = k_{no} \varphi(t) + b_{no}, \\ \psi(t) = k_{pc} \varphi(t) + b_{pc}. \end{cases}$$

после чего находится точка пересечения двух прямых. Затем все точки  $\psi(t)$ ,  $\varphi(t)$  смещаются относительно центра  $(\psi_0, \varphi_0)$ . Помимо нейтрального положения данный подход позволяет определить фактические плоскости растяжения-сжатия и приведения-отведения, как проиллюстрировано на рис. 2.

На третьем этапе из сигналов  $\psi(t)$ ,  $\varphi(t)$  выделяются части («исходные точки»), соответствующие четвертой фазе - движению сустава по кругу, а затем аппроксимируются полиномиальной функцией, т.е. решается задача оценивания параметров  $\vartheta$  – коэффициентов полиномиальной функции  $f(\psi, \varphi, \vartheta)$ , которая формулируется следующим образом:

$$\hat{\vartheta} = \arg \min_{\vartheta \in \Theta} \| f(\psi, \varphi, \vartheta) \|^2,$$

где  $\Theta$  – множество допустимых значений элементов вектора  $\vartheta$ . Решение данной задачи осуществляется трехуровневым методом [8, 9]. По полученной аппроксимации вычисляется набор точек, лежащих на аппроксимированной функции, и строится контур объема движения лучезапястного сустава, как показано на рис. 3. Отметим, что для повышения точности аппроксимации из сигналов  $\psi(t)$ ,  $\varphi(t)$  удаляются точки близкие к точке  $(\psi_0, \varphi_0)$ .

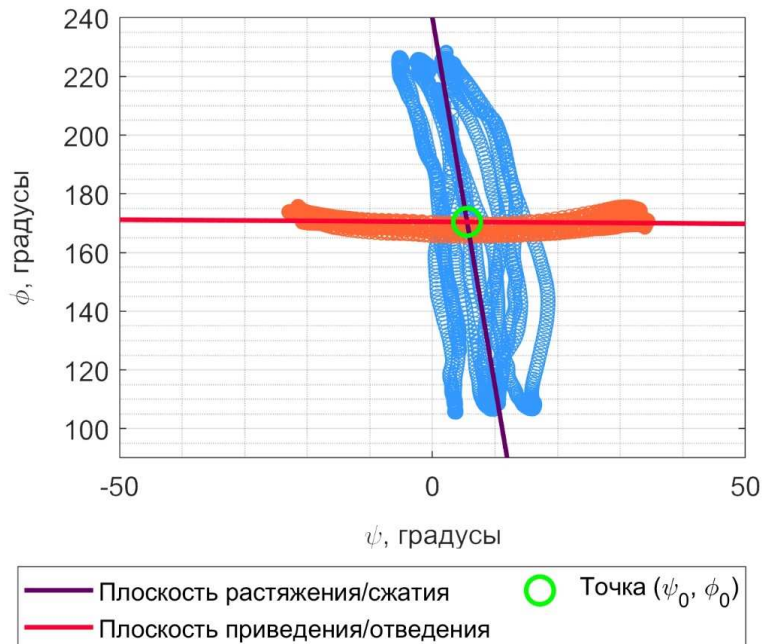


Рис. 2. Определение нейтрального положения лучезапястного сустава

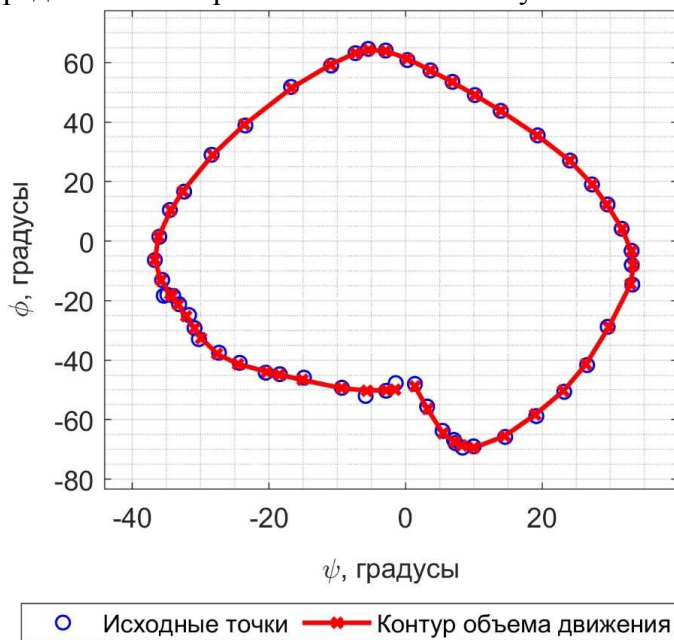


Рис. 3. Контур объема движения

### Заключение

В статье предложена методика определения контура объема движения лучезапястного сустава с использованием блока инерциальных измерений. Дано описание процедуры проведения эксперимента и последовательности обработки экспериментальных данных.

## **Благодарности**

Работа выполнена при поддержке гранта «УМНИК» Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере (договор №13174ГУ/2018 от 24.05.2018).

## **Список литературы**

1. Gajdosik R.L., Bohannon R.W. Clinical Measurement of Range of Motion. Review of Goniometry Emphasizing Reliability and Validity. Physical therapy, 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1867-1872.
2. Palmer A.K., et al. Functional wrist motion: A biomechanical study. The Journal of Hand Surgery, 1985, vol. 10A, no. 1, pp. 39-46.
3. Петухов А.А. Проблемы проектирования мобильных систем захвата движения пальцев рук // Перспективы развития информационных технологий. 2015. Вып. 26. С. 60-64.
4. Князь В.А. Оптическая система захвата движения для анализа и визуализации трехмерных процессов // ГРАФИКОН'2015: труды Юбилейной 25-й Международной научной конференции. 2015. С. 232-236.
5. Salychev O.S. Inertial systems in navigation and geophysics. Moscow, Bauman MSTU Press, 1998, 352 p.
6. Wua G., et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of Biomechanics, 2005, vol. 38, no. 5, pp. 981–992.
7. Щербак О.Ю., Масленников А.Л. Определение максимальных частот движения и нейтрального положения лучезапястного сустава // Молодежный научно-технический вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2016, вып. 9 URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=27258847>
8. Щербак О.Ю., Масленников А.Л. Аппроксимация полиномиальной функцией объема движения лучезапястного сустава // Молодежный научно-технический вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2017, вып. 7. URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=30723544>
9. Щербак О.Ю., Масленников А.Л. Повышение качества аппроксимации полиномиальной функцией объема движения лучезапястного сустава // Молодежный научно-технический вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2018, вып. 1. URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=35295256>

## **References**

1. Gajdosik R.L., Bohannon R.W. Clinical Measurement of Range of Motion. Review of Goniometry Emphasizing Reliability and Validity. Physical therapy, 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1867-1872.
2. Palmer A.K., et al. Functional wrist motion: A biomechanical study. The Journal of Hand Surgery, 1985, vol. 10A, no. 1, pp. 39-46.

3. Petukhov A.A. Problems of designing mobile motion capture systems for fingers movement. Information technologies development perspectives, 2015, vol. 26, pp. 60-64.
4. Knyaz' V.A. Optical motion capture system for analysis and visualization of three-dimensional processes. GRAFIKON'2015: Proceedings of the 25th Anniversary International scientific conference, 2015, pp. 232-236.
5. Salychev O.S. Inertial systems in navigation and geophysics. Moscow, Bauman MSTU Press, 1998, 352 p.
6. Wua G., et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of Biomechanics, 2005, vol. 38, no. 5, pp. 981–992.
7. Scherbak O.Yu., Maslennikov A.L. Computation of maximum frequencies of motion and neutral position of the wrist joint. Youth herald of the Bauman Moscow State Technical University, 2016, vol. 9. Available at: <https://elibrary.ru/item.asp?id=27258847>
8. Scherbak O.Yu., Maslennikov A.L. Wrist joint range of motion closed curve approximation by the polynomial function. Youth herald of the Bauman Moscow State Technical University, 2017, vol. 7. Available at: <https://elibrary.ru/item.asp?id=30723544>
9. Scherbak O.Yu., Maslennikov A.L. Quality of the wrist range of motion curve approximation by the polynomial function. Youth herald of the Bauman Moscow State Technical University, 2018, vol. 1. Available at: <https://elibrary.ru/item.asp?id=35295256>

|                                                                                                                                                 |                                                                                                                                                 |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Масленников Андрей Леонидович</b> – ассистент кафедры «Системы автоматического управления», <a href="mailto:amas@bmstu.ru">amas@bmstu.ru</a> | <b>Maslennikov Andrey Leonidovich</b> – teaching assistant, Dept. “Automatic Control Systems”, <a href="mailto:amas@bmstu.ru">amas@bmstu.ru</a> |
| <b>Щербак Ольга Юрьевна</b> – студентка                                                                                                         | <b>Scherbak Olga Yurievna</b> – student                                                                                                         |
| Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, Москва, Россия                                                           | Moscow State Technical University, Moscow, Russia                                                                                               |

*Received 04.04.2019*