

**Решение задачи построения математической модели движений
человека на базе инерциальных измерительных систем**

**Solving the problem of constructing a mathematical model of human
movements based on inertial measuring systems**

Гришин А.Г., Немыкин А.А., Улыбин В.В., Улыбина Л.В.

Гришин Александр Геннадиевич / Grishin Alexander Gennadievich - кандидат физико-математических наук, ведущий разработчик, малое инновационное предприятие ООО “Muscles.AI”, г. Ульяновск

Немыкин Александр Андреевич / Nemykin Alexander Andreevich - студент 4 курса, специальность “Прикладная математика”, Ульяновский государственный технический университет, г. Ульяновск, программист, малое инновационное предприятие ООО “Muscles.AI”, г. Ульяновск

Улыбин Виталий Вячеславович / Ulybin Vitaliy Viacheslavovich - магистр техники и технологии по направлению “Приборостроение”, научный руководитель, компания по разработке промышленного программного обеспечения ООО “Russian IT Group”, технический директор, малое инновационное предприятие ООО “Muscles.AI”, г. Ульяновск

Улыбина Людмила Владимировна / Ulybina Ludmila Vladimirovna - магистр социальной работы по направлению “ Социальная работа”, генеральный директор, малое инновационное предприятия ООО “Muscles.AI”, г. Ульяновск

Аннотация: актуальность выбранной темы обусловлена широкой распространенностью нарушений и заболеваний опорно-двигательного аппарата тела человека и различного рода социально-экономическими барьерами для своевременной медицинской диагностики и профилактики таких заболеваний, а также проблемой низкой приверженности пациентов протоколам двигательной реабилитации. В представленной статье приводится последовательная формализация вычисляемой математической модели движений тела человека. Работа носит прикладной и междисциплинарный характер и основана на исследованиях в области

математического моделирования биомеханики движений, приборостроения и системного программирования.

Abstract: The relevance of the chosen topic is due to the widespread prevalence of disorders and diseases of the musculoskeletal system of the human body and various socio-economic barriers for timely medical diagnosis and prevention of such diseases, as well as the problem of low adherence of patients to the protocols of motor rehabilitation. The problems of the specified spectrum can be solved with the help of hardware-software assistant technology. The presented article provides a consistent formalization of a computable mathematical model of human body movements to ensure the operation of a hardware-software assistant. The work is of an applied and interdisciplinary nature and is based on research in the field of mathematical modeling of biomechanics of movements, instrumentation and system programming.

Ключевые слова: нарушения опорно-двигательного аппарата, биомеханика движений тела человека, математическое моделирование биомеханики тела человека, машинное распознавание движений тела человека, машинное распознавание человеческой деятельности, машинный анализ мышечной активности, машинный анализ физической активности, программно-аппаратный ассистент

Keywords: disorders of the musculoskeletal system, biomechanics of human body movements, mathematical modeling of biomechanics of the human body, machine recognition of human body movements, recognition of human activity, analysis of muscle activity, analysis of physical activity, hardware-software assistant

По данным ВОЗ [1] от 20 до 33% людей в мире в период от подросткового до пожилого возраста страдают заболеваниями опорно-двигательного аппарата, это первая причина инвалидности в мире.

Только в России за 2011 год практикой государственных поликлиник РФ было зарегистрировано 11 762 тыс. случаев болевых синдромов и воспалений мышечных тканей в результате мышечных асимметрий [2].

В настоящее время для контроля и оценки двигательной активности человека все большее распространение получают различные программно-аппаратные ассистенты (ПАА). Базовой функцией таких систем является визуализация, распознавание и классификация движений человека. В данной статье рассматривается построение подсистемы визуализации модели движений человека для ПАА, использующих в качестве сенсорной системы сеть инерциальных измерительных блоков (IMU), включающих в себя акселерометры, гироскопы и магнитометры с тремя степенями свободы.

Биомеханическая модель человека

Человеческое тело можно смоделировать как кинематическую систему в виде множества звеньев, соединенных узлами, обеспечивающими степени свободы вращения (degrees of freedom - DOF), которые в совокупности представляют скелетно-мышечные суставы, такие как запястье, локоть, позвонок или плечо. В этом смысле человеческое тело, по существу, представляет собой ряд звеньев – кинематические соединения с вращающимися шарнирами. Каждый DOF соответствует одному кинематическому поворотному суставу, и эти поворотные суставы могут быть объединены для моделирования различных опорно-двигательных систем. Для моделирования движений человека, в рамках одной из исследовательских программ DARPA, была разработана модель 109-DOF для человеческого тела.

Эта модель используется для виртуального моделирования возможностей человека, получила название Santos. Santos, как показано на рис.1 – это очень реалистичный биомеханический виртуальный человек, который предсказывает, среди прочего, статические позы, динамические движения, силу суставов и прогнозирование утомляемости. Таким образом,

использование модели Santos может помочь в разработке и анализе цифровой модели человека.

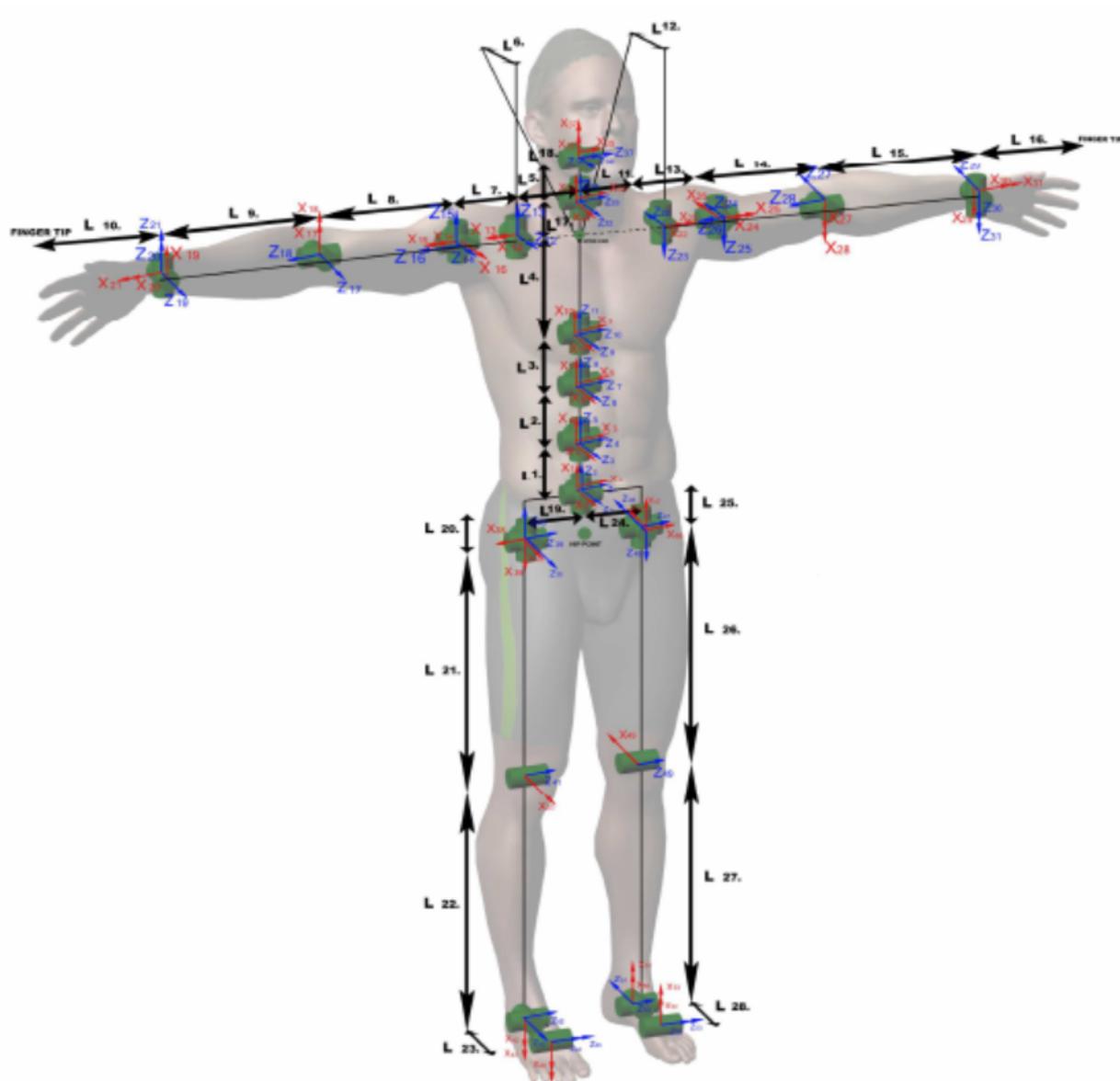


Рис.1 Модель Santos

Для решения задач ПАА предлагается использовать структурную модель, объединяющую простой ограничивающий объем с менее сложной кинематической моделью на базе жестких стержней; Каждый элемент модели отслеживается в трехмерных координатах от центра тела, как показано на рис.2.

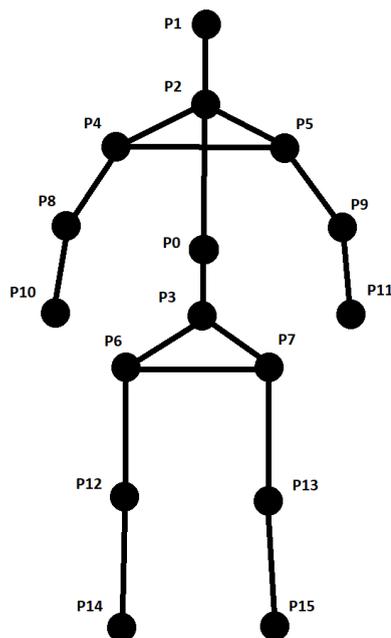


Рис.2 Структурная объектная модель человека

Существует два принципиально разных подхода к изучению биомеханики движения человека: решение прямой задачи динамики (далее прямая динамика) и решение обратной задачи динамики (далее инверсная динамика). Любой из них можно использовать для определения кинетики суставов (например, для оценки суставных моментов во время движений).

В подходе прямой динамики к изучению движений человека входом в систему является нейронная команда от центральной нервной системы. Это определяет уровень активации мышц. Нейронную команду можно оценить с помощью оптимизационных моделей [3] или по электромиограммам (EMG). Исходя из моментов суставов, многосуставная динамика может быть использована для вычисления ускорений, скоростей и углов для каждого интересующего сустава.

Инверсная динамика подходит к проблеме с противоположного конца. При таком подходе решение задачи начинается с измерения положения и

внешних сил, действующих на тело. Относительное положение целевых точек на смежных сегментах используется для расчета углов сочленения костей. Эти данные дифференцируются для получения скоростей и ускорений.

Инерциальная система сбора биомеханической информации

Используемая в данной работе инерциальная система сбора информации представляет собой систему из 12 инерциальных измерительных модулей (IMU), расположенных на теле человека в соответствии со схемой приведенной на рис.3. В качестве IMU используется микросхема BMX055. Каждый IMU состоит из 3D-акселерометра, 3D-гироскопа и 3D-магнитометра, предоставляющего многомодальную сенсорную информацию. Каждая ось датчика обрабатывается как отдельный канал, в результате чего вводится пространство размерностью 108 каналов. Частота дискретизации этих датчиков составляет 50 Гц.

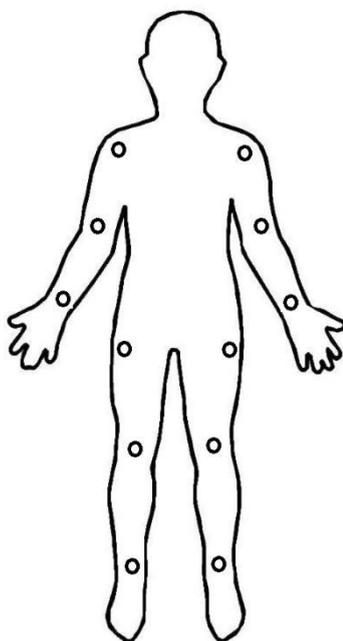


Рис.3 Схема размещения интегральных инерциальных измерительных модулей

Выходной сигнал акселерометра представляет собой комбинацию статического ускорения (силы тяжести) и динамического ускорения (движения). Наличие статического ускорения в отсутствие динамического ускорения позволяет вычислить наклон акселерометра относительно вектора напряженности гравитационного поля Земли. Это измерение можно использовать для определения абсолютного значения начального угла наклона.

Динамическое ускорение представляет интерес для отслеживания скорости и положения датчика во время движения. В двухмерной поступательной плоскости, перпендикулярной земле, скорость может быть получена путем интегрирования значений ускорения во время поворота, а положение определяется путем интегрирования значений скорости.

Гироскоп измеряет скорость вращения датчика. Скорость измеряется в град./сек. Ряд дискретных измерений скорости может быть интегрирован по времени, чтобы произвести вычисление текущего углового курса датчика по отношению к исходному положению. Гироскопы обычно используются вместе с акселерометрами, образуя инерциальную навигационную пару. На рис.4 показан простой процесс объединения измерений двух типов датчиков в выходные векторы для скорости (v), положения (p) и курса (Ω).

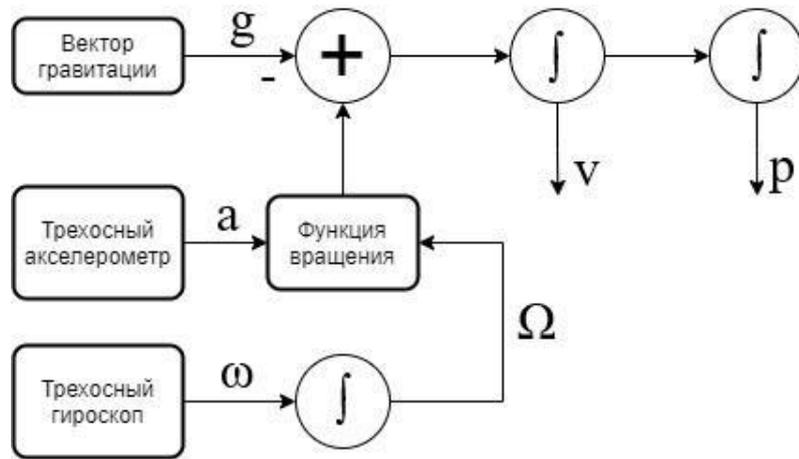


Рис.4 Функциональная схема процесса инерциальных измерений

Комбинируя данные от нескольких каналов 3DOF, установленных на основных сегментах конечностей тела человека, с прямой кинематической моделью скелета человека можно восстановить его цифровое трехмерное представление.

Интегрирование показаний гироскопа позволяет оценить вращение относительно начального положения. Поскольку угловая скорость, измеренная гироскопами, напрямую интегрируется, этот метод обеспечивает плавные оценки даже для высокоскоростных движений.

$$\hat{q}_t = \hat{q}_{t-1} + \frac{1}{2\Delta t} (0, \vec{\omega}) \otimes \hat{q}_{t-1} \quad (1)$$

Интегрирование показаний гироскопа может быть очень эффективно реализовано с использованием разностного уравнения (1), где q - предполагаемая ориентация в кватернионной форме; Δt - период выборки; Ω - вектор угловой скорости в радианах в секунду; и \otimes - оператор умножения кватернионов. После каждого обновления оцененный кватернион должен быть повторно нормирован, чтобы минимизировать влияние ошибок округления.

У процесса интеграции есть два существенных недостатка. Во-первых, любое смещение ω приведет к увеличению совокупной ошибки в предполагаемой ориентации. Во-вторых, необходимо знать начальную ориентацию устройства. Наблюдение за вектором обеспечивает оценку ориентации относительно фиксированной мировой системы координат. Измеряя положение двух или более векторов в локальной системе координат устройства и сравнивая их с известным положением векторов в фиксированной системе координат, можно вычислить вращение между двумя кадрами. Формально мы вычисляем поворот R такой, что

$$\vec{b}_i = R\vec{\omega}_i, \forall i \in \overline{1, n} \quad (2)$$

где b_1, \dots, b_n - это набор наблюдаемых векторов в локальной системе координат тела, а w_1, \dots, w_n - набор опорных векторов в глобальной мировой системе координат.

В общем случае с векторными наблюдениями, искаженными шумом, никакого решения для вычисления R не существует. Приблизительные методы решения основаны на отбрасывании части информации, содержащейся в одном из векторов. Например, данный алгоритм может быть реализован следующим образом.

$$\vec{e}_3 = \frac{\vec{a}}{\|\vec{a}\|}$$

$$\vec{e}_1 = \frac{\vec{m} - \vec{e}_3(\vec{e}_3 \cdot \vec{m})}{\|\vec{m} - \vec{e}_3(\vec{e}_3 \cdot \vec{m})\|} \quad (3)$$

$$\vec{e}_2 = \vec{e}_3 \times \vec{e}_1$$

$$\hat{R} = [\vec{e}_1 : \vec{e}_2 : \vec{e}_3]^T \equiv \hat{q}$$

где a и m - наблюдаемые вектора ускорения и магнитного поля соответственно. Этот метод не учитывает вертикальную составляющую измерения магнитного поля.

$$L(R) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n a_i \left| \vec{b}_i - R \vec{\omega}_i \right|^2 \quad (4)$$

где, a - неотрицательные веса, применяемые к каждому вектору для учета их индивидуальной точности.

Вычисленные значения могут быть использованы в качестве входных управляющих параметров для скелетных моделей человека систем 3D-фреймворков Unreal Engine, Unity, Blender.

Литература

1. Заболевания опорно-двигательного аппарата / Всемирная организация здравоохранения.
<https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>
2. Каратеев А.Е., Каратеев Д.Е., Орлова Е.С., Ермакова Ю.А. «Малая» ревматология: несистемная ревматическая патология околоуставных мягких тканей верхней конечности. Часть 1. / Современная ревматология №2, 2015, с.4-15.
3. Pandy, M. G., and Zajac, F. E. (1991). "Optimal muscular coordination strategies for jumping," J. Biomech., 24:1–10.
4. Karim Abdel-Malek, Jasbir Singh Arora, Jingzhou Yang, R. Timothy Marler (2006). Santos: A Physics-Based Digital Human Simulation Environment. 50th

Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Society, Oc At: San
Francisco, CA.