

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИНТЕРФЕЙСОВ «МОЗГ-КОМПЬЮТЕР», СОЗДАВАЕМЫХ НА ОСНОВЕ СИГНАЛОВ ЭЭГ

IMPROVING THE EFFICIENCY OF BRAIN-COMPUTER INTERFACES CREATED ON THE BASIS OF EEG SIGNALS

*Al-Duheidahawi Murtadha Ahmed Luti
AL-Nasrawi Faris Hazim abdulsada*

Summary. Brain-computer interfaces (BCI) is a modern technology that has recently made a splash in the field of signal processing. BCI has made a full step of evolution, bringing the computer closer to man than ever. Advances in cognitive neuroscience have helped improve brain imaging techniques, and thus interfaces between machines and the human brain have become a reality. Electroencephalography (EEG), which is the measurement and recording of electrical signals using sensors located on the scalp, can be used for applications such as prosthetics, applications in military operations, games, virtual reality and robotics in signal processing and processing.

This article is entirely based on a brain-computer interface for the purpose of actuating a robotic arm using device commands received from EEG signals. This system, unlike any other existing technology, is exclusively non-surgical, cost-effective and is one of the types that can meet various requirements, such as prosthetics. This article suggests a fairly inexpensive implementation of a system that can serve as a reliable alternative to existing prosthetics technologies, such as BIONICS.

Keywords: brain-computer interface, electroencephalogram, support vector machine, error matrix, bionics.

Аль-Духейдахави Муртадха Ахмед Лутти

Аспирант

*Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов, Россия
Murtazalute7@gmail.com*

Аль Насрави Фарис Хазим Абдулсада

Аспирант

*Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов, Россия
farisiraq21@gmail.com*

Аннотация. Мозго-компьютерные интерфейсы (BCI) — это современная технология, которая совсем недавно произвела фурор в области обработки сигналов. BCI сделал полноценный шаг эволюции, приблизив компьютер к человеку как никогда. Достижения в когнитивной нейробиологии помогли улучшить методы визуализации мозга, и, таким образом, интерфейсы между машинами и человеческим мозгом стали реальностью. Электроэнцефалография (ЭЭГ), которая представляет собой измерение и запись электрических сигналов с использованием датчиков, расположенных на коже головы, может использоваться для таких приложений, как протезы, приложения в военных действиях, играх, виртуальной реальности и робототехнике при обработке и обработке сигналов.

Эта статья полностью основана на интерфейсе мозг-компьютер с целью приведения в действие роботизированной руки с помощью команд устройства, полученных из сигналов ЭЭГ. Эта система, в отличие от любой другой существующей технологии, является исключительно безопасной, экономически эффективной и является одним из видов, который может соответствовать различным требованиям, таким как протезирование. В этой статье предлагается достаточно недорогая реализация системы, которая может служить надежной альтернативой существующим технологиям протезирования, таким как BIONICS.

Ключевые слова: интерфейс «мозг-компьютер», электроэнцефалограмма, метод опорных векторов, матрица ошибок, bionics.

Введение

В последнее время обработка сигналов мозга быстро развивалась и создавала всё новые изобретения в области робототехники и технологий в принципе. Данная обработка уменьшила психологическое расстояние между компьютером и человеческим пониманием и ознаменовала создание интерфейсов между мозгом и компьютером. Сигналы мозга считываются в виде низкочастотных сигналов с небольшими колебаниями, с достаточно сильной реакцией к помехам и шумам. Они существуют в достаточно не-

простых средах для фиксации и изучения информации. Получаются сигналы фиксируются, затем их усиливают и сэмпляют, с целью разбора и переработки в ноутбуке или компьютере.

В данной работе будет изложен способ планирования и самого создания вышедшей в релиз роботизированной руки, которая собирает сигналы от человека при помощи ЭЭГ гарнитуры, которая в итоге, как уже писалось, сэмпляются, сортируются по определённым параметрам, а также подвергаются обработке. После завершающего пункта данные сырых, необработанных

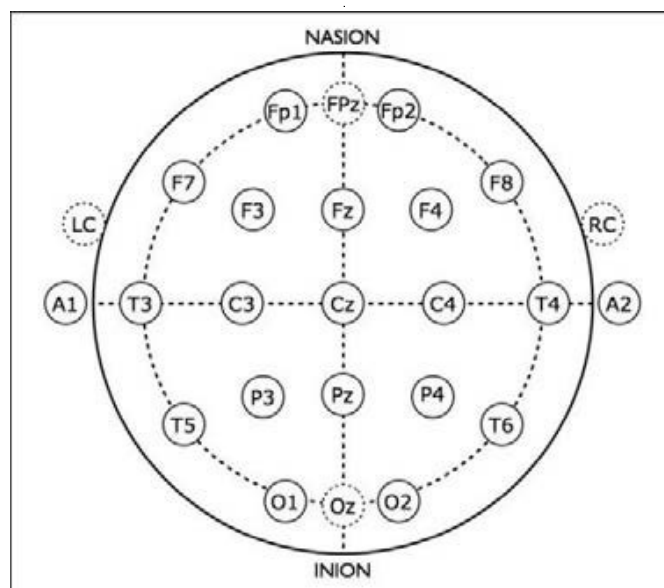


Рис. 1. Система отведений ЭЭГ

ных сигналов ЭЭГ будут использованы для дальнейшей работы с тремя степенями свободы и конечным эффектом.

Итоговая система построена из трёх этапов: биомедицинский, этап создания и анализа сигналов, этап производства аппаратного обеспечения.

1. Постановка и решение задачи

Системы отведений ЭЭГ

Система отведений ЭЭГ определяет стандарты размещения электродов, которые должны быть реализованы для получения сигнала ЭЭГ. Система размещения электродов International 10-20 является международно-признанным методом описания и применения расположения электродов на скальпе в контексте получения сигнала ЭЭГ. Система 10-20 была разработана для обеспечения стандартной повторяемости, которая позволяет проводить непрерывные исследования предмета с течением времени и даже сравнивать между несколькими субъектами. Эта система основана на взаимосвязи между расположением электрода и ниже лежащей областью коры головного мозга. «10» и «20» относятся к тому факту, что фактические расстояния между соседними электродами составляют либо 10, либо 20 процентов от общего расстояния между черепом спереди-сзади или справа-слева.

Каждое место размещения электрода обозначается комбинацией буквы, обозначающей долю, и числа, обозначающего расположение полушария. Буквы, со-

ответствующие различным долям, таким как лобная, височная, центральная, теменная и затылочная,— F, T, C, P и O соответственно. Биологически центральной доли не существует, и буква «C» используется только для целей идентификации. Электрод, расположенный на средней линии человеческого мозга, обозначается буквой «z». Четные числа (2,4,6,8) предназначены для размещения электродов в правом полушарии, а нечетные числа (1,3,5,7) предназначены для размещения электродов в левом полушарии. Кроме того, A, Pz и Fp обозначают мочки ушей, носоглотку и лобные полярные участки соответственно.

Два анатомических ориентира служат ориентиром для всей системы размещения электродов. Насион — это точка чуть выше переносицы и затылочного бугра, которая является самой нижней точкой черепа от затылка. Система размещения электродов 10-20 представлена на рис. 1.

1. Роботизированная рука

Робот-манипулятор — очень универсальный робот, который можно использовать для самых разных целей. Роботизированная рука, вероятно, является наиболее математически сложным роботом, который можно построить. Конструкция манипулятора зависит от ряда параметров, среди которых наиболее важным является степень свободы (DOF). Каждая степень свободы — это сустав на руке, точка, в которой она может сгибаться, вращаться или перемещаться. Количество степеней свободы будет равно количеству приводов на манипуляторе робота.

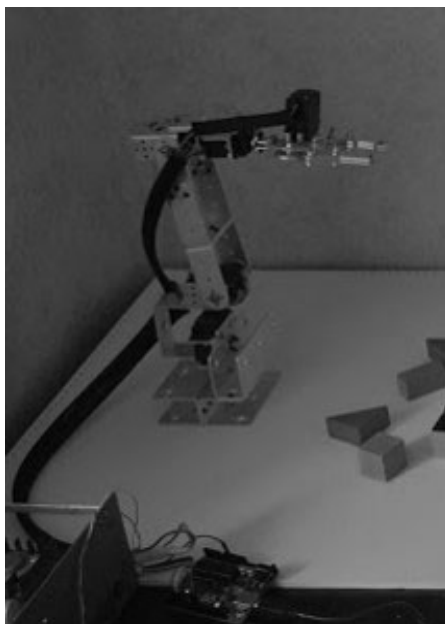


Рис. 2. Робот-манипулятор

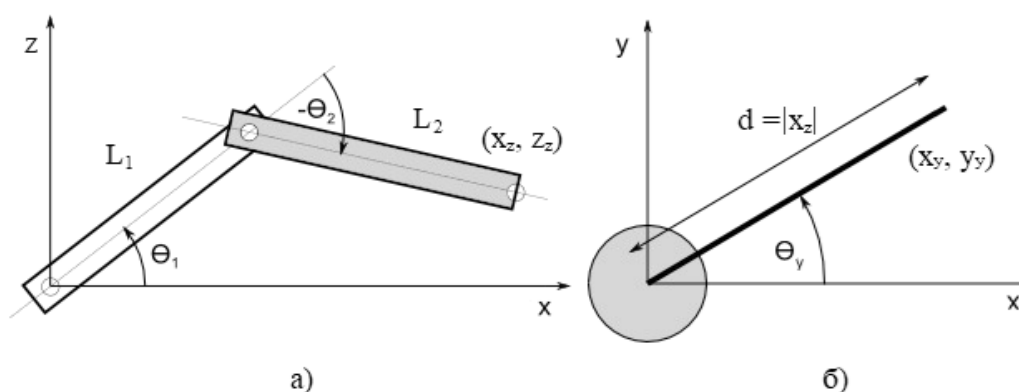


Рис. 3. Схема манипулятора Arm3R с тремя осями и двумя плечами в плоскости X0Z (а) и в плоскости Y0Z (б)

2. Дизайн системы и решение прямой и обратной кинематических задач для манипулятора Arm3R

Описание решений прямой и обратной кинематических задач для манипуляторов, имеющих три оси и два плеча (рисунок 3), можно найти, например, в [8, 9].

Прямая кинематическая задача для манипулятора Arm3R заключается в нахождении координат x_y, y_y, z_z конца плеча L_2 по известным углам $\theta_y, \theta_1, \theta_2$ (см. рисунок 3).

Сначала найдём решение прямой кинематической задачи в плоскости X0Z (см. рисунок 3а), т.е. по заданным углам θ_1, θ_2 определим координаты x_z и z_z конца

плеча L_2 в плоскости X0Z. В соответствии с рисунком 3 а это решение имеет вид:

$$\begin{cases} x_z = L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos (\theta_1 + \theta_2) \\ z_z = L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin (\theta_1 + \theta_2) \end{cases} \quad (1)$$

Затем, зная из (1) координату x_z в плоскости X0Z, равную проекции конца плеча L_2 на плоскость X0Y при $y=0$, найдём решение прямой кинематической задачи в плоскости X0Y (см. рисунок 3б), т.е. по заданному углу θ_y определим координаты x_y и y_y конца плеча L_2 в плоскости X0Y. В соответствии с рисунком 2б это решение имеет вид:

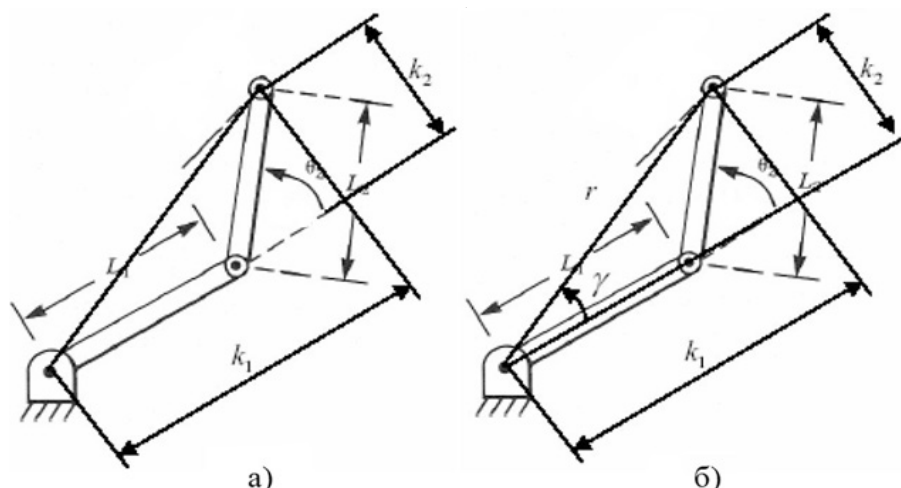


Рис. 4. Переменные k_1, k_2 (а) и r и γ (б) на схеме манипулятора Arm3R в плоскости X0Z.

$$\begin{cases} x_y = x_z \cos \theta_y \\ y_y = x_z \sin \theta_y \end{cases} \quad (2)$$

3.1. Роботизированная рука

Обратная кинематическая задача для манипулятора Arm3R предполагает нахождение углов $\theta_y, \theta_z, \theta_2$ по известным координатам x_y, y_y, z_z конца плеча L_2 (см. рисунок 3).

Сначала найдём решение обратной кинематической задачи в плоскости X0Y (см. рисунок 3б), т.е. по заданным координатам x_y и y_y определим угол θ_y конца плеча L_2 в плоскости X0Y.

Получить это решение можно, разделив второе уравнение (2) на первое:

$$y_y / x_y = (x_z \sin \theta_y) / (x_z \cos \theta_y) = \tan \theta_y \quad (3)$$

Выразив из (3) угол θ_y через координаты x_y и y_y , найдём решение обратной кинематической задачи в плоскости X0Y:

$$\theta_y = \text{atan2}(x_y, y_y) \quad (4)$$

Затем по заданным координатам x_y и y_y определим модуль координаты x_z :

$$|x_z| = \sqrt{x_y^2 + y_y^2} \quad (5)$$

Знак координаты x_z зависит от знака координаты x_y :

$$\begin{cases} x_z = -|x_z| \text{ при } x_y < 0 \\ x_z = |x_z| \text{ при } x_y > 0 \end{cases} \quad (6)$$

При $x_y = 0$ знак координаты $x_z = \pm|x_z|$ определяется конструкцией манипулятора Arm3R.

Для решения первой части обратной кинематической задачи в плоскости X0Z выразим угол θ_z через вычисленную с помощью (5), (6) координату x_z и заданную координату z_z . Для этого в являющихся решением прямой кинематической задачи нелинейных уравнениях (1), используя известные соотношения

$$\cos(\alpha \pm \beta) = \cos \alpha \cos \beta \mp \sin \alpha \sin \beta \quad (7)$$

$$\sin(\alpha \pm \beta) = \sin \alpha \cos \beta \pm \cos \alpha \sin \beta \quad (8)$$

сделаем замену переменных следующим образом (см. рис. 4а):

$$\begin{cases} x_z = k_1 \cos \theta_1 - k_2 \sin \theta_1 \\ z_z = k_1 \sin \theta_1 + k_2 \cos \theta_1 \end{cases} \quad (9)$$

где $k_1 = L_1 + L_2 \cos \theta_2, k_2 = L_2 \sin \theta_2$.

Для удобства введём новые переменные r и γ , выражаемые через k_1, k_2 следующим образом (см. рисунок 4):

$$r = \sqrt{k_1^2 + k_2^2} \quad (10)$$

$$\gamma = \text{atan2}(k_2, k_1) \quad (11)$$

и обратно:

$$k_1 = r \cos \gamma \quad (12)$$

$$k_2 = r \sin \gamma \quad (13)$$

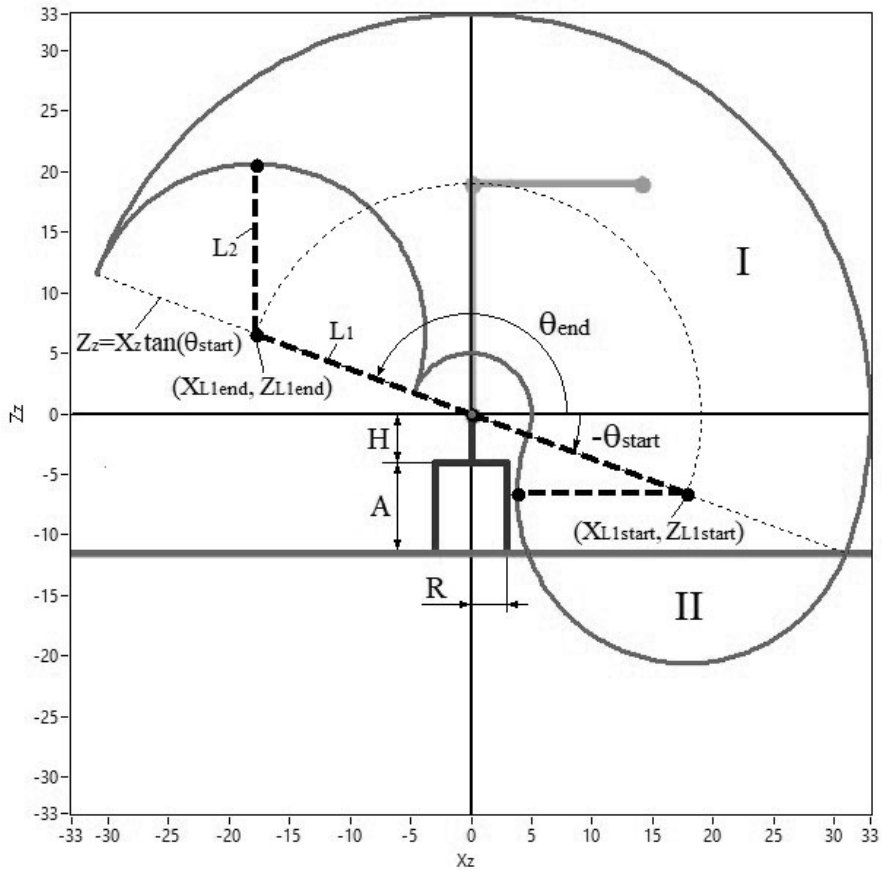


Рис. 5. Свободная диаграмма тела

Подставив в (9) значения k_1 и k_2 соответственно из (12) и (13), получим:

$$\begin{cases} x_z = r \cos \gamma \cos \theta_1 - r \sin \gamma \sin \theta_1 \\ z_z = r \cos \gamma \sin \theta_1 + r \sin \gamma \cos \theta_1 \end{cases} \quad (14)$$

Используя соотношения (7) и (8), преобразуем (14) к следующему виду:

$$\begin{cases} x_z = r \cos (\gamma + \theta_1) \\ z_z = r \sin (\gamma + \theta_1) \end{cases} \quad (15)$$

Подставим в (15) значение угла γ из (11):

$$\begin{cases} x_z = r \cos (\text{atan2} (k_2, k_1) + \theta_1) \\ z_z = r \sin (\text{atan2} (k_2, k_1) + \theta_1) \end{cases} \quad (16)$$

и, разделив второе уравнение (16) на первое, получим:

$$z_z / x_z = \{r \sin (\text{atan2} (k_2, k_1) + \theta_1)\} / \{r \cos (\text{atan2} (k_2, k_1) + \theta_1)\}$$

$$+ \theta_1\} = \tan (\text{atan2} (k_2, k_1) + \theta_1) \quad (17)$$

Выразив из (17) угол θ_1 через координаты x_z и z_z , найдём первую часть решения обратной кинематической задачи в плоскости X0Z:

$$\theta_1 = \text{atan2} (x_z, z_z) - \text{atan2} (k_2, k_1), \quad (18)$$

где $k_1 = L_1 + L_2 \cos \theta_2$, $k_2 = L_2 \sin \theta_2$.

Для решения второй части обратной кинематической задачи в плоскости X0Z выразим угол θ_2 через вычисленную с помощью (5), (6) координату x_z и заданную координату z_z . Для этого, используя являющиеся решением прямой кинематической задачи нелинейные уравнения (1), запишем следующее выражение:

$$\begin{aligned} x_z^2 + z_z^2 &= L_1^2 \cos^2 \theta_1 + L_2^2 \cos^2 (\theta_1 + \theta_2) + \\ &+ 2 L_1 L_2 \cos \theta_1 \cos (\theta_1 + \theta_2) + L_1^2 \sin^2 \theta_1 + \\ &+ L_2^2 \sin^2 (\theta_1 + \theta_2) + 2 L_1 L_2 \sin \theta_1 \sin (\theta_1 + \theta_2) = \\ &= L_1^2 + L_2^2 + 2 L_1 L_2 \{\cos \theta_1 \cos (\theta_1 + \theta_2) + \\ &+ \sin \theta_1 \sin (\theta_1 + \theta_2)\} \end{aligned} \quad (19)$$

Подставляя в (19) соотношения (7) и (8), получаем:

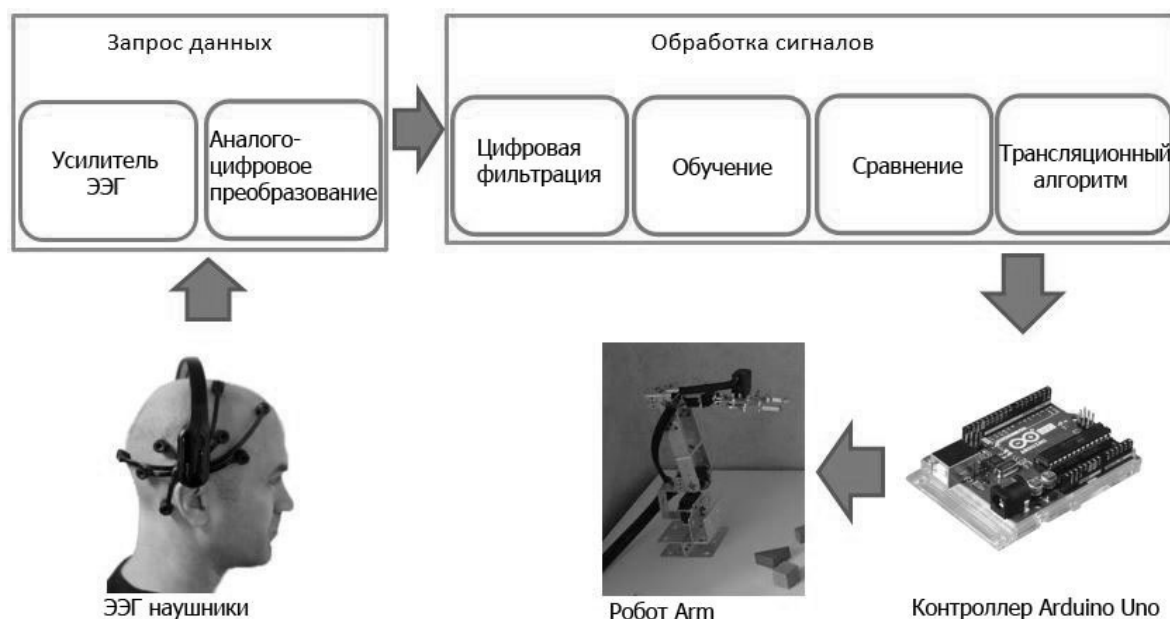


Рис. 6. Блок-схема для реализации системы

$$\begin{aligned}
 x_z^2 + z_z^2 &= L_1^2 + L_2^2 + \\
 &+ 2L_1 L_2 \{ \cos \theta_1 (\cos \theta_1 \cos \theta_2 - \sin \theta_1 \sin \theta_2) + \\
 &+ \sin \theta_1 (\sin \theta_1 \cos \theta_2 + \cos \theta_1 \sin \theta_2) \} = \\
 &= L_1^2 + L_2^2 + 2 L_1 L_2 \{ \cos^2 \theta_1 \cos \theta_2 + \sin^2 \theta_2 \cos \theta_3 \} = \\
 &= L_1^2 + L_2^2 + 2 L_1 L_2 \cos \theta_2 \quad (20)
 \end{aligned}$$

Преобразуя (20), имеем:

$$\cos \theta_2 = (x_z^2 + z_z^2 - L_1^2 - L_2^2) / (2 L_1 L_2) \quad (21)$$

Выразив из (21) угол θ_2 через координаты x_z и z_z , найдём вторую часть решения обратной кинематической задачи в плоскости XOZ :

$$\theta_2 = \pm \arccos \{ (x_z^2 + z_z^2 - L_1^2 - L_2^2) / (2 L_1 L_2) \} \quad (22)$$

Знак угла θ_2 в (22) выбирается в зависимости от конкретной конструкции манипулятора Arm3R.

Таким образом, получены все соотношения, необходимые для установки манипулятора Arm3R в требуемое положение как по заданным углам $\theta_y, \theta_1, \theta_2$, так и по заданным координатам x_y, y_y, z_z конца плеча L_2 (см. рисунок 2).

Условия досягаемости для манипулятора Arm3R

Как указывалось в п. 1, для обеспечения надёжной работы манипулятора Arm3R необходимо контролировать корректность подаваемых на вход системы управления данных для предотвращения его нежелательных состояний и поломок.

При управлении манипулятором Arm3R с помощью задания углов поворота сервоприводов (прямая кинематическая задача), даже если углы находятся в указанных в п. 1.2 пределах, или при управлении с помощью задания координат (обратная кинематическая задача), требуется контролировать являются ли заданные углы и координаты достижимыми.

Для решения этой задачи достаточно определить области досягаемости манипулятора Arm3R в вертикальной плоскости XOZ и в плоскости расположения объектов $X(-(A+H))Y$, где $(A+H)$ — высота центра Arm3R (точки с координатами $(0, 0)$) над плоскостью расположения объектов (см. рисунок 5).

4. Реализация системы

Система состоит из следующих этапов реализации системы, как показано на блок-схеме (рис. 6).

4.1. Получение сигнала

В части сбора сигнала операции ВСI выбранный вход:

- I. Приобретённые регистрирующими электродами
- II. Усиленный
- III. Оцифрованный

Сбор данных достигается с помощью устройства ЭЭГ. Данные ЭЭГ получают с гарнитуры EMOTIV EPOC, которая считывает активность мозга через кожу головы и преобразует её в различные действия. Это 14-ти

канальное оборудование используется для получения сигналов от различных электродов, размещенных на коже головы человека в положениях с названиями AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 и AF4, в соответствии с международной системой 10–20. Нечётное количество электродов зарезервировано для левого полушария мозга; чётное количество электродов зарезервировано для правого полушария мозга. Два референтных электрода CMS (слева) и DRL (справа) используются для уменьшения шума в сигнале.

Особенности гарнитуры

Гарнитура EMOTIV EPOC имеет 14 датчиков биопотенциала с позолоченными разъемами, которые обеспечивают оптимальное позиционирование для точного пространственного разрешения. Кроме того, гироскоп генерирует оптимальную информацию о местоположении. Высокопроизводительная беспроводная связь дает пользователям полный диапазон движения. Ключ совместим с USB и не требует специальных драйверов. Гарнитура питается от перезаряжаемой литиевой батареи. Гарнитура EMOTIV EPOC имеет встроенный усилитель ЭЭГ и аналого-цифровой преобразователь. Сухие электроды используются для прослушивания электрических сигналов от мозга. Гарнитура имеет цифровой фильтр Sinc пятого порядка для фильтрации. Оцифрованные данные, полученные из мозга, поступают в компьютерную систему через Bluetooth в диапазоне 2,4 ГГц. EPOC использует метод последовательного отбора проб. Последовательная выборка отличается от одиночной, двойной или множественной выборки. Выход ЭЭГ будет в диапазоне от 0,2 до 45 Гц.

4.2. Цифровая фильтрация

Сама гарнитура EMOTIV EPOC содержит режекторные фильтры с частотой 50 Гц и 60 Гц для подавления частоты источника питания. Эти режекторные фильтры удаляют шумы, если таковые имеются, вызванные частотами источника питания 50 Гц и 60 Гц. Источник питания обычно вызывает серьезное искажение полученного сигнала ЭЭГ, которое преодолевается этими режекторными фильтрами.

4.3. Сравнение тренировок

Система обучается на основе сигналов, полученных от гарнитуры ЭЭГ. Сигналы ЭЭГ, соответствующие различным мыслям о движениях, записываются и анализируются в EMOTIV CONTROL PANEL. EMOTIV CONTROL PANEL — это интегрированный инструмент для мониторинга сигналов ЭЭГ, получаемых от гарнитуры ЭЭГ. EMOTIV CONTROL PANEL позволяет идентифицировать и выделять различные функции из ЭЭГ. Жесты извлекаются, и мы получаем результат, таким образом получа-

ем коллективные данные со всех 14 каналов ЭЭГ EPOC HEADSET. EMOTIV CONTROL PANEL помогает идентифицировать и выделять различные экспрессивные, аффективные и когнитивные функции вместе с сигналами встроенного акселерометра в EMOTIV EPOC HEADSET.

Нейтральное обучение: нейтральное действие относится к бездействующему состоянию мозга пользователя; который не связан ни с одним из выбранных когнитивных действий. Обычно это означает заниматься праздной умственной деятельностью, например, просто отдыхать. Однако, чтобы свести к минимуму ложноположительные результаты когнитивных действий, также может быть полезно эмулировать другие психические состояния и выражения лица, которые маловероятно встречаются в контексте приложения и среде, в которой мы будем использовать когнитивные функции. Нейтральное обучение должно первично и должно предшествовать обучению любым другим действиям.

Нейтральное обучение используется в качестве эталона для остальных обучаемых функций. Любое количество функций может быть обучено в системе на этапе обучения. Всякий раз, когда система переключается в режим выполнения, сигнал, полученный от гарнитуры ЭЭГ, будет сравниваться с обученными функциями, и, таким образом, функция будет идентифицирована.

Сравнение достигается путем перекрестной корреляции сигнала, полученного от гарнитуры ЭЭГ, с набором обучающих данных. Операция взаимной корреляции определяется следующим образом:

$$(f * g)[n] = \sum_{-\infty}^{\infty} f^*[m] g[m + n]$$

4.4. Трансляционный алгоритм

Алгоритм трансляции является неотъемлемой частью всей системы, которая генерирует команды устройства из обработанных сигналов ЭЭГ. Команды, сгенерированные алгоритмом перевода, помогают реализовать намерение пользователя. EMOKEY — это программное обеспечение, позволяющее выполнять алгоритм трансляции. Правила будут определены для различных функций, извлеченных в EMOTIV CONTROL PANEL. Система будет вести себя в соответствии с этими правилами в виртуальной среде. Для каждого правила, определяющего функцию, может быть назначено большое количество условий. Условие определяет ситуации, в которых должен применяться триггер. Триггер в EMOKEY передается целевому приложению при нажатии клавиши. Правило в EMOKEY присваивает символическое значение извлеченной функции.

EMOKEY эмулирует клавиатуру, совместимую с Windows, и отправляет ввод с клавиатуры в очередь

ввода операционной системы Windows. Приложение с фокусом ввода получит эмулированные нажатия клавиш. На практике это часто означает, что EMOKEY работает в фоновом режиме.

Диалоговое окно «Клавиши» позволяет пользователю указать желаемое, а также индивидуальное поведение нажатия клавиш. Настраиваемые параметры включают в себя удержание нажатой клавиши в течение периода активации правила. Горячие клавиши или специальные клавиши клавиатуры: любая комбинация клавиш-модификаторов и других нажатий на клавиши.

Мы также можем исправить порог для генерации и срабатывания нажатия клавиши. Пороговое значение, установленное для каждого правила в EMOKEY, будет основано на значении взаимной корреляции, полученном при проведении сравнения.

Каждое нажатие клавиши, сгенерированное и запущенное после идентификации функции, затем будет передано в HYPERTERMINAL, который является целевым приложением, где команды устройства виртуальной среды передаются в реальную систему.

4.5. Управление роботизированной рукой

Результатом обработки сигналов и этапа алгоритма перевода является виртуальная реальность робота-манипулятора, реальная система с помощью интерфейсного программного обеспечения под названием HYPERTERMINAL. Гипертерминал взаимодействует с Arduino Uno R3, который является контроллером робота-манипулятора, через последовательный порт, где символы преобразуются в блоки из четырех бит параллельно для передачи. HYPERTERMINAL идентифицирует контроллер робота-манипулятора как COM-порт. Скорость передачи данных может быть зафиксирована в самом гипертерминале после того, как устройство будет идентифицировано как COM-порт. Плата разработки Arduino может быть запрограммирована таким образом, что каждый раз, когда во время вывода последовательных данных поступает определенное нажатие клавиши, контроллер должен привести в действие (активировать) конкретный сустав манипулятора, чтобы намерение пользователя было выполнено.

Заключение

Целью проекта являлось создание роботизированной руки, способной приводиться в действие с помощью сигналов мозга. Это может сильно облегчить жизнь людям с ампутированными конечностями. Следуя разнообразным методам обработки сигналов мозга, можно заставить протез двигаться во всевозможных направлениях в соответствии с желаниями руконосителя. Если станет возможным обрабатывать больше сигналов различных устройств, то станет возможной реализация большего количества степеней свободы, что в итоге приведёт к разработке протеза максимально похожего на руку природного происхождения. Можно расширить подобную технологию в сторону создания роботизированной ноги. Используя наиболее производительные системы обработки сигналов можно будет создать алгоритм с наименьшим отвлечением на шум. Это доведёт до минимума неопределённость при считывании признаков команд с мозга, и соответственно, уже при реализации этих команд устройством.

1. Показан путь повышения эффективности неинвазивной системы ИМК путем решения задачи немой речи, при которой субъект мысленно говорит, не генерируя акустических сигналов. Отмечено, что важным компонентом в этом случае является распознавание гласных на базе использования сигналов ЭЭГ.
2. Описана процедура распознавания мысленных команд пользователя по записи ЭЭГ, включающая в себя три основных этапа: а) предобработка ЭЭГ, б) формирование характерных признаков многомерных временных рядов, в виде которых записи ЭЭГ сохраняются в компьютере, в) классификация в пространстве характерных признаков (ХП).
3. Установлено, что качество распознавания команд пользователя в ИМК зависит как от выбора алгоритма классификации, так и от выбора метода формирования ХП. Представлен процесс обучения и классификации 5 групп данных с использованием периодограммы, дерева решений и метода опорных векторов.
4. Приведен примерный вид матрицы ошибок, даны некоторые рекомендации для будущей работы.

ЛИТЕРАТУРА

1. J. Wolpaw and E.W. Wolpaw, *Brain Computer Interfaces: Principles And Practice*. Oxford University Press, 2012.
2. J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T.M. Vaughan, "Brain Computer Interfaces For Communication And Control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.
3. B.Z. Allison, E.W. Wolpaw, and J.R. Wolpaw, "Brain Computer Interface Systems: Progress And Prospects," *Expert Review of Medical Devices*, vol. 4, no. 4, pp. 463–474, 2007.

4. S. Silvoni, A. Ramos-Murguialday, M. Cavinato, C. Volpato, G. Cisetto, A. Tur-olla, F. Piccione, and N. Birbaumer, "Brain Computer Interface In Stroke: A Review Of Progress," *Clinical EEG and Neuroscience*, vol. 42, no. 4, pp. 245–252, 2011.
5. D. Xiao, Z. Mu, and J. Hu, "Classification Of Motor Imagery EEG Signals Based On Energy Entropy," *International Symposium on Intelligent Ubiquitous Computing and Education*. IEEE, pp. 61–64, 2009.
6. M.A. Lebedev and M.A. Nicolelis, "Brain Machine Interfaces: Past, Present And Future," *TRENDS in Neurosciences*, vol. 29, no. 9, pp. 536–546, 2006.
7. S. Siuly and Y. Li, "Improving The Separability Of Motor Imagery EEG Signals Using A Cross Correlation-Based Least Square Support Vector Machine For Brain Computer Interface," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, no. 4, pp. 526–538, 2012.
8. R. Kus, D. Valbuena, J. Zygierevicz, T. Malechka, A. Graeser, and P. Durka, "Asynchronous BCI Based On Motor Imagery With Automated Calibration And Neurofeedback Training," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, no. 6, pp. 823–835, 2012.
9. B. Denby, T. Schultz, K. Honda, T. Hueber, J.M. Gilbert, and J.S. Brumberg, "Silent Speech Interfaces," *Speech Communication*, vol. 52, no. 4, pp. 270–287, 2010.
10. Вьюгин В. Математические основы теории машинного обучения и прогнозирования / В. Вьюгин. — МЦМНО, 2013. 390 с.

© Аль-Духейдахави Муртадха Ахмед Лути (Murtazalute7@gmail.com), Аль Насрави Фарис Хазим Абдулсада (farisiraq21@gmail.com).

Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»



Саратовский государственный технический университет им. Гагарина Ю.А