



Обзорная статья

DOI: 10.15593/RJBiomech/2023.1.08

УДК 531/534: [57+61]

ДИНАМИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ: СИСТЕМАТИЧЕСКИЙ ОБЗОР

С. Саад, Н. Ибрагим, Н.А.А. Осман

Малазийский университет Тун Хусейн Онн, Джохор-Бару, Малайзия

О СТАТЬЕ

Получена: 20 ноября 2022
Одобрена: 18 марта 2023
Принята к публикации: 20 марта 2023

Ключевые слова:

динамическая модель, верхние конечности, движение рук.

АННОТАЦИЯ

Динамические модели широко используются при анализе кинематики движения человека. Такое моделирование может быть полезно при оценке сил и крутящих моментов, создаваемых в конечности человека при движении. Целью данного исследования является обзор современных методов разработки динамических моделей верхней конечности. В работе рассмотрены методы Кейна, Лагранжа, а также оптимизации и регрессии. Подход Кейна чаще всего используется для анализа 3D-сегментов рук из-за его преимуществ, которые заключаются в векторном подходе. Подход Лагранжа используется при известной потенциальной и кинетической энергии системы. Показано, что большинство исследователей использовали статистический анализ для проверки своей модели и расчетов. Оценка некоторых методов была осложнена тем, что исходная модель не является общедоступной. Таким образом, в данной работе рассмотрены модели, которые послужат ориентиром для исследователей в решении актуальных вопросов из этой области.

© ПНИПУ

Введение

Динамическое моделирование – это набор математических уравнений, которые описывают динамическое поведение системы и служат для получения информации о системе в определенных условиях без необходимости проведения эксперимента [10]. Согласно Давудабади [5], виртуальная модель человека может симулировать реальные человеческие позы и движения, а также может быть полезна в различных областях, включая ортопедию [16], исследования травм [1], эргономику [29], дизайн спортивного оборудования и повышение их производительности [28]. При наличии соответствующих знаний о начальных условиях, силах и крутящих моментах, действующих на систему, динамическая модель может быть использована в биомеханике для прогнозирования

возможных движений системы [41]. Силы и крутящие моменты связаны с положением, скоростью и ускорением системы через динамические уравнений [41]. Динамические модели широко используются при анализе кинематики. Согласно исследованиям Хуссейна и Азлана [11], динамическое моделирование может быть полезно при оценке крутящих моментов и сил, создаваемых в конечности во время различных движений, а также для уменьшения рисков получения травмы. Динамическое моделирование также может дать полезную информацию для реабилитационных системы, чтобы улучшить их производительность и обеспечить безопасность при выполнении процедур. Различные методы, такие как метод Кейна, метод Лагранжа, методы Ньютона – Эйлера и искусственные нейронные сети были использованы для разработки динамических моделей верхних конечностей

- © Саад Сюзана – кафедра математики и статистики, e-mail: syazana.saad14@gmail.com  0009-0006-3694-235X
© Ибрагим Норзурия – кафедра математики и статистики, e-mail: norzuria@uthm.edu.my
© Осман Нур Азуан Абу – кафедра математики и статистики, e-mail: azuan@um.edu.my



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

[2]. Согласно исследованиям Хуссейна и Азлана [11], методы Ньютона – Эйлера и Лагранжа для получения динамических уравнений движения сложно использовать в 3D- и 2D-системах с большим числом степеней свободы. Оценить движение человека в пространстве можно также с помощью кинематического анализа. Кинематика – это изучение того, как тело движется в пространстве и времени, охватывая линейные и угловые смещения, скорости и ускорения [23]. Однако реальные движения человека требуют более точного описания, которое возможно при динамическом моделировании. Хотя существует множество подходов к решению динамической модели в данной работе показаны методы, которые широко распространены, и показаны их преимущества.

Материалы и методы

Поиск статей был проведён с использованием следующих баз данных: *Google Scholar*, *ScienceDirect*, *Journal of Sports Science and Medicine*, *Journal of biomechanics u Taylor and Francis Online*. На рис. 1 показана блок-схема этапов отбора статей по динамическому моделированию. В качестве поискового запроса использовалось словосочетание «динамическая модель», в результате чего было найдено 250 соответствующих журналов и статей. На этом этапе были отсеяны статьи и журналы в которых обсуждались другие движения человеческого тела и неанглоязычные статьи. Затем было произведён отбор статей по заголовку и аннотации. Поисковой запрос «динамическая модель» теперь был объединён со словосочетанием – «кинематическая модель», «кинетическая модель», «верхняя конечность» так, чтобы остались

статьи, связанные только с верхней конечностью. Далее были отсеяны статьи в которых рассматривалась история, а также статьи с неполным текстом и только с аннотацией. После этого осталось 34 статьи. Затем 4 статьи были убраны из рассмотрения ввиду дублирования. Наконец, в обзор были включены 30 отобранных статей. На данном этапе рассматривались только статьи, в которых обсуждались кинематический и кинетический анализ движений тела. Они были разделены на три группы: «тип модели», «сегмент тела» и «статистический анализ». Эти статьи были рассмотрены в данной работе. Проведён анализ вклада этих работ в динамическую модель движения тела, которая в дальнейшем может быть использована для вычислений.

Результаты

Обзор последних исследований

В предыдущем исследовании [10] был использован метод Кейна для получения динамической модели руки из кинематической модели с тремя степенями свободы и модель была проверена при помощи метода Лагранжа. Результат показал, что метод Кейна является универсальным и эффективным способом моделирования сложных систем, состоящих из нескольких тел. Хотя метод Кейна проще, чем метод Лагранжа, он требует большого количества вычислений для определения уравнений движения [10]. Этот метод был реализован с использованием пакетов программ *AUTOLEV*, *MATLAB* и др. [10; 11; 30] (табл. 1). Программное обеспечение *MATLAB* широко используется и хорошо известно благодаря таким преимуществам, как высокая производительность при

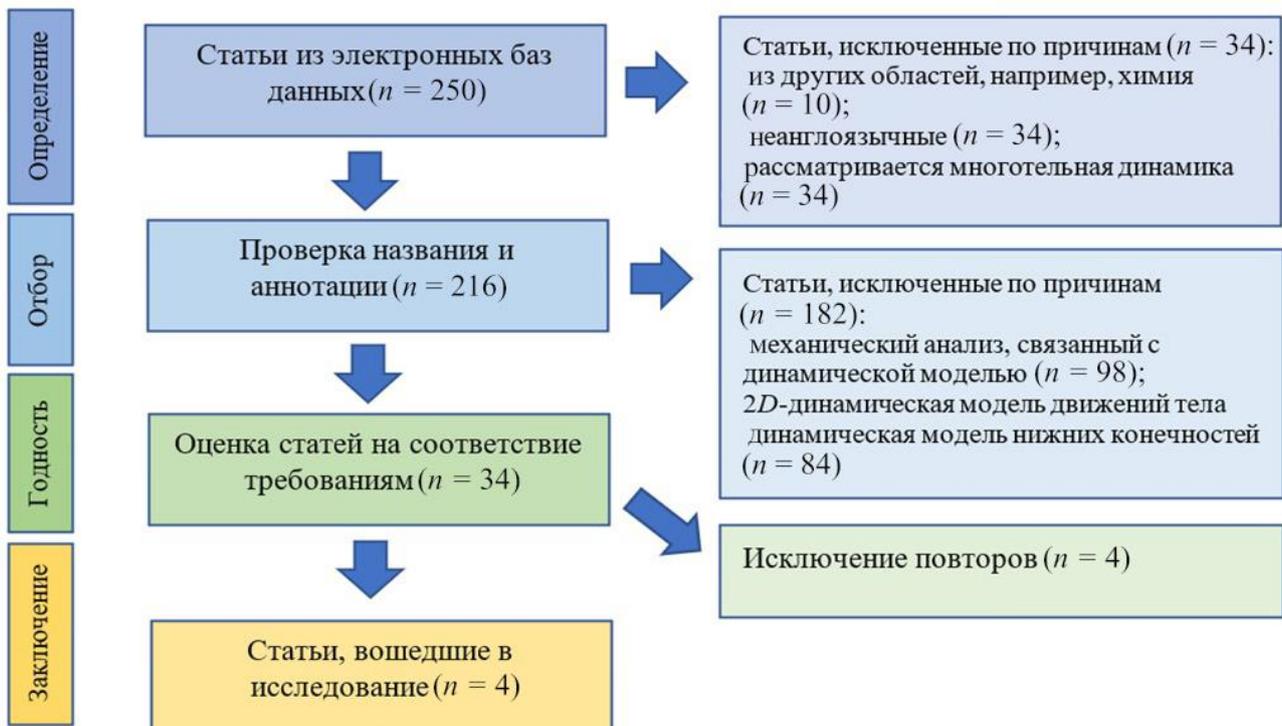


Рис. 1. Блок-схема систематического обзора в динамической модели

численных вычислениях, визуализация и простота в использовании высокоуровневого языка программирования. Основываясь на исследованиях Джонсона и Венкатеша [14], моделирование роботизированной руки было выполнено с использованием *MATLAB*. Модель отслеживала каждое сочленение руки робота, а движение робота в различных направлениях контролировалось с помощью разнообразных комбинаций углов сочленения. Таким образом, реализация концепции кинематики стала явной, а обратная кинематика получила широкое применение в реальных приложениях [14].

В другом исследовании [23] авторы представили разработку модели, которая состоит из трехмерного анализа повседневного движения: «питье из стакана». Цель этого исследования состояла в том, чтобы изучить и проанализировать повседневную деятельность с использованием кинематического анализа движения при питье и посмотреть, может ли этот метод быть использован в медицинской практике. Для удобства использования модели медиками авторы предложили термин «двумерное движение в разных плоскостях». Ограничением этого исследования было отсутствие анализа вращений плечевого и локтевого суставов в запястье из-за сложностей в настройке модели.

Арифф [2] разработал биомеханическую модель движения плеча с использованием метода Кейна. Они разработали кинематические уравнения и уравнение динамики для определения крутящих моментов в плечевом суставе во время удара бадминтонной ракетки по воланчику. Модель включает в себя три степени свободы включают в себя сгибание / разгибание плеча, приведение / отведение и внешнее / внутреннее вращение. Результаты показали, что по мере изменения движений происходят изменения в значении крутящего момента. Максимальное усилие и крутящий момент, создаваемые на плече при ударе, заключаются в достижении максимальной скорости ракетки и разгоне воланчика.

Хуссейн и др. [11] составили математическую модель человеческой руки для прогнозирования крутящих моментов, возникающих при движениях во время приема пищи, который протекает при участии лучезапястных и локтевых суставов. В работе предложена модель, которая фокусируется на сгибании / разгибании локтя, пронации / супинации предплечья, сгибании / разгибании запястья и приведения / отведения запястья. Авторы исследовали влияние различных типов продуктов и столовых приборов на движение руки с помощью моделирование и эксперимента. Полученные данные показывают, что максимальное значение крутящего момента, производимого как в лучезапястном, так и в локтевом суставе, возникает во время процесса подъема пищи и во время употребления пищи. Валидация модели была проведена с помощью тензодатчиков. Результаты показали, что трёхмерная динамическая модель эффективно

описывает крутящие моменты для всех вариантов пищи. Для ее проверки используется метод Кейна. Таким образом, модель успешно описывает динамику верхней конечности человека при употреблении разных продуктов и при использовании различных столовых приборов.

В предыдущем исследовании Рамбели [27] была разработана двумерная модель плеча с двумя степенями свободы с использованием двух динамических уравнений движения, которые получены на основе метода Кейна и метода Лагранжа. Чтобы проверить его точность, динамическое уравнение сводится к дифференциальному уравнению первого порядка и решается с использованием модифицированной техники Эйлера и метода Рунге – Кутты четвертого порядка. Результаты показали, что модифицированный метод Эйлера не подходит для интегрирования динамических уравнений движения из-за меньшей точности по сравнению с методом Рунге – Кутты четвертого порядка. В то же время использование метода Кейна даёт более точные результаты по сравнению с методом Лагранжа, учитывающего внешние силы. С другой стороны, метод Лагранжа предполагает вычисление кинетической и потенциальной энергии независимо от каких-либо внешних сил, действующих на тело. Хотя между погрешностью между подходами Кейна и Лагранжа, нет большой разницы. Таким образом, предполагается, что оба подхода возможны.

Другое исследование, проведенное Шибатой [33], проиллюстрировало отличие между обычной моделью руки и моделью с учётом пальцев. В их работе рука была разделена на сегменты: запястье, кисть и пальцы. Также в модели был использован шар как объект для удержания. В этой работе не рассматривались способы метания шара. Авторы сфокусировались на метании из статичного положения стоя. Для расчета кинетики пальцев был использован метод обратной динамики. Результаты показали, что крутящий момент запястья передавал сгибающий момент перед отпуском мяча. Однако авторы заявили, что этот результат отличается от результатов предыдущих исследований, в которых для расчета использовалась обычная модель, где момент сгибания запястья был меньше, чем в модели пальца, а крутящий момент запястья отражает моменты разгибания перед отпуском мяча.

Модель опорно-двигательного аппарата верхних конечностей, созданная Пеннестри и др. [25], включала плечевую кость, локтевую кость, лучевую кость и кисть (рис. 3). Человеческие суставы имеют физические ограничения, которые урезают диапазон движений. В результате они смогли решить эту проблему, используя метод оптимизации, основанный на критерии мышечной активации. После сравнения результатов предыдущих исследований с результатами, полученными при повороте рулевого колеса, модель была признана действительной.

Ю и др. [42] выявили вклад определенных мышц

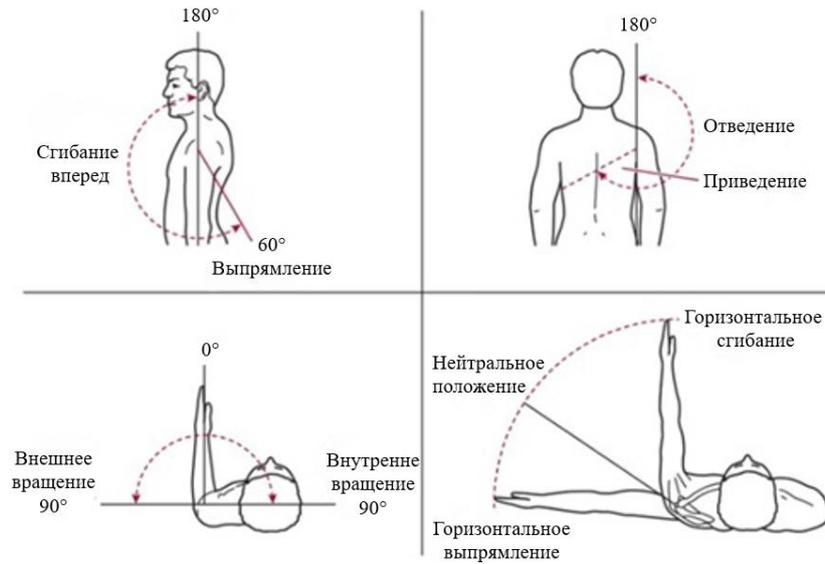


Рис. 2 Диапазон движения плеча

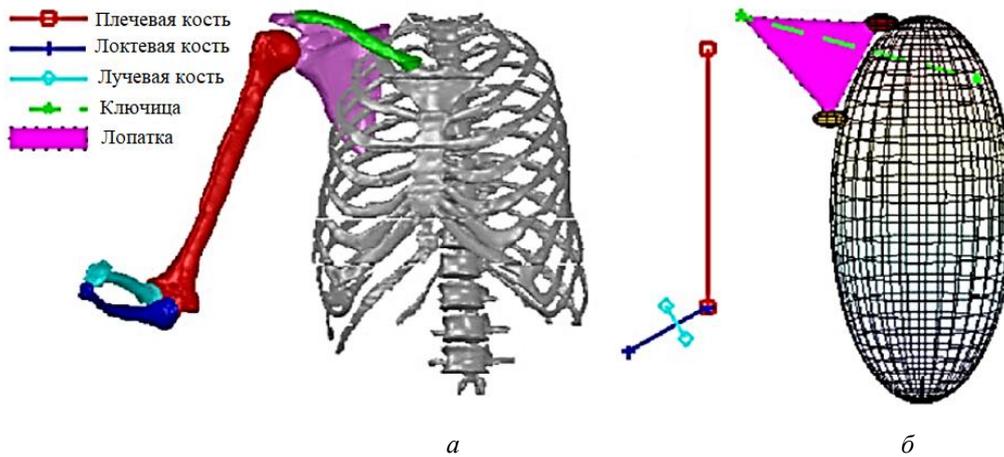


Рис. 3 Верхняя конечность: а – система верхних конечностей; б – концептуальное изображение верхней конечности [19]

Таблица 1

Динамические и кинематические параметры локтевого и лучезяпстного суставов во время приема пищи [8]

Параметр	Локтевой сустав					Лучезяпстный сустав					
	макс.	мин.	SD	среднее		макс.	мин.	SD	среднее		
Овощи	Углы (°)	q_1	36	-2	12,9	16	q_3	63	-3	19,35	25,68
		q_2	55	-5	21,82	20,14	q_4	37	-6	9,72	13,05
	Момент (Н·м)	T_1	0	-0,8	0,13	-0,19	T_3	0,4	-0,2	0,12	0,077
		T_2	0,3	-0,2	0,11	-0,1	T_4	0,3	0	0,09	0,137
	G_i (Н·м)	T_1	0	-0,4	0,12	-0,189	T_3	0,3	-0,02	0,09	0,09
		T_2	0,3	-0,02	0,1	-0,114	T_4	0,3	0	0,08	0,141
	$(T-G_i)$ (Н·м)	T_1	0,02	-0,12	0,02	-0,004	T_3	0,32	-0,25	0,06	-0,015
		T_2	0,25	0	0,05	0,014	T_4	0,02	-0,16	0,03	-0,004
Суп	Углы (°)	q_1	39	-0,5	12,11	17,02	q_3	49	-5	17,58	23,8
		q_2	47	-5	17,49	22,26	q_4	24	-8	7,95	6,58
	Момент (Н·м)	T_1	0,01	-0,6	0,14	-0,208	T_3	0,34	-0,13	0,10	0,064
		T_2	0,25	-0,03	0,08	-0,103	T_4	0,3	-0,02	0,09	0,126
	G_i (Н·м)	T_1	0,01	-0,4	0,13	-0,203	T_3	0,23	-0,03	0,083	0,083
		T_2	0,25	-0,03	0,086	-0,108	T_4	0,26	-0,02	0,089	0,124
	$(T-G_i)$ (Н·м)	T_1	0,02	-0,1	0,02	-0,006	T_3	0,16	-0,21	0,06	-0,019
		T_2	0,06	0	0,01	0,005	T_4	0,04	0,06	0,01	0,002

плеча в движение плечевого сустава во время отведения и измерили влияние сгибания локтя на работу мышц плеча во время подъема руки. Были рассмотрены 18 первичных мышц плеча, участвующие в движение плечевого сустава во время отведения. Была использована скелетно-мышечная модель верхней конечности. Предыдущие исследования [17; 18] были сфокусированы на определении последовательности вращения плечевого сустава. В работе был использован пакет программ *SD/Fast* (*Symbolic Dynamic, Inc.*, Маунтин-Вью, Калифорния, США) для расчета динамической модели опорно-двигательного аппарата верхней конечности. Было показано, что функционирование плечевых и локтевых суставов оказывает значительное влияние на мышцы. «Средние и передние дельтовидные мышцы, а также надостная мышца вносят наибольший вклад в угловое ускорение отведения плеча при разгибании локтя. Передняя дельтовидная мышца и подлопаточная мышца в наибольшей степени способствовали угловому ускорению при отведении, когда локоть был согнут на 90 градусов» [4]. Динамическая связь в опорно-двигательном аппарате использовалась для объяснения взаимосвязи между положением локтевого сустава и функцией мышц плеча.

Квентал и др. [26] разработали скелетно-мышечную модель верхней конечности, используя динамику многоклеточной системы. Модель включала грудную клетку, ключицы, лопатки, плечевую кость, локтевую кость и лучевую кость. Данные о костях и опорно-двигательном аппарате преобразуются в новый уравнений и соответствуют новым системам отсчета Международного общества биомеханики. В этом исследовании были ограничения связанные с отсутствием учета вязкоупругих свойств суставов и. Такое упрощение ограничивает применимость модели к плечевым суставам. Кроме того, не были получены данные для обобщенной жесткости.

Шноренберг [32] предложил модель обратной динамики для описания трехмерной кинематики суставов верхних конечностей во время передвижения в детской инвалидной коляске с использованием системы поручней *smart wheel-instrumentated*. Последовательность Эйлера $Z-X-Y$ использовалась для определения углов соединения дистального сегмента с проксимальным сегментом для грудного, плечевого, локтевого и лучезапястного суставов. Для разработки модели авторы использовали *MATLAB* (*Mathworks, Inc.*, Натик, Массачусетс). Был применён регрессионный метод для определения местоположения центра плечевого сустава из-за его высокой точности и простоты реализации с помощью. При этом данные о кинетических поручнях использовались для вычисления сил и моментов в каждом интересующем соединении верхних конечностей с применением обратного динамического подхода в уравнениях движения Ньютона – Эйлера. Результаты показали, что эта модель может раскрыть информацию о биомеханике детской мобильности в инвалидных колясках, что может

способствовать уменьшению боли в их верхних конечностях.

Другое исследование, проведенное Томас и др. [36], было посвящено анализу движения во время касания рукой объекта. Модель включала в себя руки и туловище. Была найдена корреляция между относительными величинами отклонения сегмента и динамическими моментами соединения от пика к пику. Результаты показали, что единственной общей формой сигнала для всех отклонений является 62,2 % *VAF*. Хотя динамические величины крутящего момента в суставах не передаются должным образом одной формой волны. При 72,2 % *VAF* изменение динамических величин крутящего момента в суставах составляет 94,7 % *VAF*. Эти результаты показали, что количество степеней свободы в задаче с несколькими суставами снижается за счёт кинематического и кинетического подходов. Оба они помогают упростить нейронный контроль.

Уильямс [38] расширил модель Шмидта [31], добавив в неё плечевой и грудино-ключичный суставы, что позволило изучить кинематическую связь суставов рук в момент, когда они полностью вытянуты. Сегмент твердого тела связан с системами координат, которые перемещаются вслед за маркерами с использованием метода наименьших квадратов. Эта кинематическая модель состоит из четырех суставов: запястного, локтевого, плечевого и грудино-ключичного. В этом кинематическом анализе использовались два калибровочных испытания. Результаты показали, что анализ движения кинематической модели суставной цепи верхних конечностей сопоставим с его предшественником – анализом походки.

Обзор последних исследований по статистическому анализу

Статистический анализ был необходим для проверки динамической модели человеческого тела. Для этого можно использовать множество подходов. Анализ отклонений – это один из методов проверки значимости между одной или двумя независимыми переменными. В предыдущем исследовании Славински [34] применил данный подход для наблюдения за разницей угловых скоростей в суставах. Результаты показали, что сустав между грудной клеткой и брюшной полостью имеет значительно меньшую максимальную угловую скорость по сравнению с другими суставами, у которых она составляет $220,2 \pm 57,5$. При этом максимальная угловая скорость плеча значительно выше, чем у других суставов, которая составляет $703,1 \pm 49,6$. Был сделан вывод, что норма угловой скорости определяет, достиг ли грудной или тазобедренный сустав своей максимальной угловой скорости при сгибании-разгибании. Деннерлейн [6] провел односторонний анализ отклонений, чтобы проверить, вызвано ли вертикальное движение кончика пальца исключительно движением пальца и лучезапястного сустава. Лино и Кодзима [17; 18] использовали двадцать

один параметр при двустороннем анализе отклонений с повторными измерениями, чтобы исследовать влияние вращения при полёте теннисного мяча и уровня производительности на зависимые переменные: кинематические параметры ракетки при ударе, скорость мяча после удара и вклад вращений суставов и сегментов. Кроме того, Пави [24] провел статистический анализ, который представляет собой односторонние повторные измерения отклонений шага во время ходьбы с использованием программного обеспечения *SPSS* для сравнения шагов друг с другом, с помощью прямого и обратного динамического подхода, при различных скоростях и походках.

Умбергер [37] оценивал дискретные метаболические переменные с помощью парного *t*-критерия (двуххвостый $\alpha = 0,05$). Результаты показали, что валовые и чистые показатели расхода метаболической энергии были 5,0 % и на 7,7 % выше ($p = 0,004$) при ходьбе без размаха рук, чем при ходьбе с размахом. Шибата и др. [33] также использовали *t*-критерий Стьюдента для оценки различий между моделью с пальцами и без них. Также разница между моментом максимального сгибания пальца и моментом максимального сгибания запястья была проанализирована с использованием *t*-критерия Стьюдента. Вероятность $p \leq 0,05$ указанной значимости. Работа, возникающая в результате сгибания/разгибания запястья, была значительно больше в модели с пальцами чем в обычной модели ($p \leq 0,01$). Модель с пальцами показывала отрицательную работу, и не было никаких существенных различий между временем пикового момента сгибания пальца ($-34 \pm 16 \text{ ms}$) и пиковым моментом сгибания запястья ($-43 \pm 8 \text{ ms}$). Ся [30] сравнил кинематические параметры между группами рукопожатия и удержания пера. Для каждого из четырехтактных вариантов движения использовался независимый *t*-тест на основе программного обеспечения *SPSS*. Для условий верхнего вращения и обратного вращения результаты показали, что не наблюдалось существенных различий в скоростях мяча или ракетки между двумя захватами.

Умбергер [37] оценил ряд кинематических и кинетических данных на сходство по форме и по величине, используя коэффициент взаимной корреляции (r) и среднеквадратичную разницу соответственно. Кинематические результаты показали, что существует сходство между ходьбой с размахом рук и без него. Шибата [33] также использовал функцию взаимной корреляции (r) для изучения сходства между моментом в лучезапястном суставе и моментом в суставе пальца. Результаты показали, что максимальный коэффициент корреляции между моментом в лучезапястном суставе и моментом в суставе пальца был значительно более высоким в модели с пальцем ($r = 0,85 \pm 0,10$).

Среднеквадратичная ошибка – это стандартная статистическая метрика, используемая для оценки эффективности модели в различных областях. Чтобы

подтвердить эксперимент, Хусейн и др. [11] использовали среднеквадратичную ошибку для измерения производительности трехмерной математической модели. Результаты среднеквадратичной ошибки показали, что разработанная трехмерная динамическая модель очень хорошо соответствует всем крутящим моментам для всех видов деятельности, связанных с приемом пищи, со средним значением среднеквадратичной ошибки всего 0,05 Нм.

Банкош и Виньярски [3] исследовали взаимосвязь между угловыми скоростями в отдельных суставах и скоростью ракетки в настольном теннисе при различных ударах сверху, справа и слева. Эксперимент проводился с помощью системы анализа движения *BTS Smart (BTS Bioengineering, Милан, Италия)*. Для статистического анализа были использованы все данные игрока. Были оценены среднее арифметическое и стандартные отклонения углов в суставах. Для определения распределения данных использовался тест Шапиро–Уилка. Кроме того, был использован множественный регрессионный анализ для оценки того, какая из независимых переменных наилучшим образом описывает зависимую переменную. Результаты показали, что максимальное среднее арифметическое угловых скоростей в суставах в момент контакта, а также стандартные отклонения для большинства движений в суставах были довольно высокими. В бросках вперед наблюдалась корреляция между скоростью ракетки и угловыми скоростями разгибания бедра и голеностопного сустава на сторонах, участвующих в игре и нет.

Обсуждение

Целью данного исследования является изучение метода, который был предпочтительным при анализе динамической модели верхних конечностей. При анализе движения человека используются два типа анализа: плоская система (*2D*) и трехмерная система (*3D*). Для описания движения человека существуют три исходные оси, каждая из которых перпендикулярна одной из трех плоскостей движения: сагиттальная ось, фронтальная ось и продольная ось (рис. 4). Со временем технологии развиваются, и все движется вперед от *2D* к *3D*, от *3D* к *5D* и так далее. Однако, несмотря на развитие технологий, в новых исследованиях, как правило, используется *2D*, а не *3D*, поскольку *3D*-системы более сложны в исполнении, и даже *2D*-системы имеют больше степеней свободы. Кроме того, преобразование *3D*-системы в *2D*-систему – это удобный способ, поскольку она становится намного проще для понимания некоторыми людьми из разных областей [23].

В наше время динамическая модель верхних конечностей стала важным инструментом анализа всего движения человека. Он широко использовался в спортивных

Рассмотренные в данной работе статьи

Автор	Модель	Метод	Описание
Арифф и др. [2]	Динамическая модель	Метод Кейна	Крутящий момент в плечевом суставе измеряли по методу Кейна. Результаты показали, что наибольшее значение крутящих моментов было во время выполнения удара в прыжке
Хуссейн и Азлан [11]	3D-динамическая модель	Метод Кейна. Статистический анализ	Крутящий момент был измерен с использованием метода Кейна во время движений при приеме пищи
Мерфи и др. [23]	-	Статистический анализ	Били проанализированы движения во время питья с помощью 3D-анализа движения и кинематического анализа
Шибата и др. [33]	Модель пальца и обычная модель	Обратный динамический метод. Статистический анализ	Исследование разницы между моделью пальца и обычной моделью во время броска
Лю и др. [19]	Кинетическая модель верхних конечностей	Упрощенный подход Ньютона – Эйлера	Была разработана 3D-кинетическая модель вытянутой руки, включая ее гравитационные силы
Рамбли и др. [27]	2D-динамическая модель	Метод Кейна. Метод Лагранжа	Сравнивались прогнозируемые значения, полученные методами Кейна и Лагранжа во время игры в бадминтон
Гордон и Дапена [8]	Физическая модель руки	Статистический анализ	Улучшение вычисления ориентации скручивания предплечья при динамичных занятиях спортом путем разработки модели
Фердинандс и др. [7]	Модель множественной регрессии	Статистический анализ	Использование 3D-кинематических данных и значений кинетической энергии для исследования сегментарной последовательности мячей, отбиваемых с максимальным усилием быстрых игроков в боулинг
Соломито [35]	Уравнение Лагранжа	Подход Ньютона. Подход Лагранжа	Создавалась основанная на лагранжиане модель верхних конечностей, сопоставимая с текущей ньютоновской моделью
Зайкинг [43]	Кинематическая модель	Машинное обучение искусственного интеллекта. Статистический анализ	Анализировалось движение удара справа в настольном теннисе модели движений игроков среднего и элитного уровня и, наконец, разрабатывалась модель для оценки качества движений игроков
Матузевская и Сычевская [20]	Анализ походки	Анализ из внешней базы данных (пробный эксперимент)	Предлагаются новые параметры для численной интерпретации движения верхних конечностей во время ходьбы. Результаты показали, что асимметричные виды спорта, ИМТ и интенсивные физические упражнения влияют на размах рук
Ли и др. [15]	Непрерывное движение рулевого управления	Система моделирования вождения	Изучались силовые нагрузки, характеры движений и вклада мышц во время цикла рулевого управления. Результаты показали, что на временную схему контакта рук во время CSM влияли скорость вращения, направление и крутящий момент, приложенный к рулевому колесу
Хуссейн и Азлан [12]	Нелинейные авторегрессионные нейронные сети	MATLAB. Среднеквадратичная ошибка. Эксперимент	Предсказывалась точность крутящего момента модели путем сравнения прогнозируемого значения измеренных тензодатчиком моментов при приеме пищи. Крутящий момент, предсказанный на основе модели, может измерять его эффективность в действительности

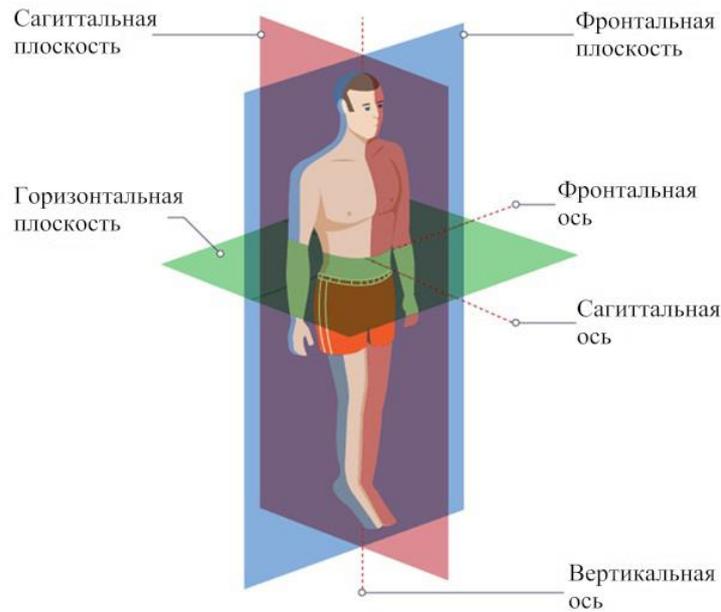


Рис. 4. Опорные плоскости и оси [40]

и клинических исследованиях. Несколько исследователей ранее представляли динамическую модель верхних конечностей. Далее авторы стали широко использовать при анализе динамической модели верхних конечностей такие метод Кейна [10; 2; 11; 33], метод Лагранжа [33], метод оптимизации [42], метод регрессии [36] и многие другие. Подход Кейна чаще всего используется для анализа 3D-сегментов рук из-за его преимущества в виде векторного подхода. Метод подразумевает использование векторных параметров для вычисления скоростей и ускорений. Обобщенные силы и силы инерции были включены в упрощенной форме и просто сложены вместе для создания динамического уравнения [11]. Между тем, если потенциальная и кинетическая энергии системы могли быть легко идентифицированы, подход Лагранжа становился наиболее предпочтительным.

Однако с точки зрения погрешностей, метод Кейна является предпочтительным по сравнению с методом Лагранжа. Точность метода также имеет большое значение и должна учитываться при выборе метода или проведении эксперимента. Существует множество методов, но исследователю необходимо выбрать наиболее подходящий метод для данных и соответствующее оборудование при проведении эксперимента. В методе и при проведении эксперимента могут быть некоторые допущения, которые должны быть приемлемыми. Валидация исследования является частью процесса исследования. Для того чтобы подтвердить результат или обосновать выбор метода, исследователь сравнивает результат своего исследования с предыдущими работами [11; 25]. Существуют различные исследования, в которых представлена динамическая модель верхних конечностей, ориентированные на постановку различных целей и использование разных методов. Однако авторам рекомендуется выбирать ссылки, связанные с их собственными исследовательскими проблемами, и использовать доступные

программные пакеты. Повторить работу по моделированию, как в других исследованиях, может быть сложно, поскольку некоторые модели не были общедоступны [30]. Кроме того, финансовая стоимость модели и технические затраты, необходимые для привлечения эксперта для запуска сложной модели, могут быть факторами, препятствующими использованию таких моделей [30].

Более того, разработка модели опорно-двигательного аппарата является более сложной задачей, чем разработка динамической модели мышц. Для разработки модели опорно-двигательного аппарата требуются тщательные расчеты и пакет программного обеспечения, связанный с мышцами. Однако сложность создания модели опорно-двигательного аппарата может помешать управлению в реальном времени [21].

Насколько известно авторам, нет ни одного кинематического и кинетического исследования, которое бы охватывало всю верхнюю конечность от туловища до пальцев. Согласно найденным исследованиям, плечевой сегмент является очень сложным для расчета, поскольку он включает 3 степени свободы в плече [2]. В таких видах спорта с ракетками, как бадминтон, теннис, сквош и настольный теннис, плечевой сегмент создает максимальную силу и крутящий момент во время размаха [2; 13]. В то же время в процессе съемки сегменты запястья и локтя создают максимальный крутящий момент [11].

Большинство исследователей применяли статистический анализ для проверки своих моделей и расчетов. В зависимости от цели получения данных они использовали физическую, механическую и статистическую формулы. Было обнаружено, что по крайней мере одна ссылка из предыдущих исследований была включена в нынешнюю модель исследователей. Прежде чем добавить что-либо к нынешней разработанной модели, некоторые авторы протестировали и подтвердили правильность предыдущей модели с помощью статистического

анализа. В результате было решено, что предыдущие исследования послужат руководством для дальнейших авторов, которые стремятся разработать и проверить динамическую модель верхних конечностей.

Заключение

Обзор основан на исследованиях динамических моделей верхних конечностей и биомеханического движения человека. Методология исследования и результаты предыдущих работ станут ориентирами для

исследователей по решению дальнейших проблем в этой области. Разработка комплексной модели верхних конечностей требует принятия во внимание информации из предыдущих исследований. Таким образом, исследователям было рекомендовано выбирать подходящие ссылки, связанные конкретно с их проблемами. Несмотря на то, что цели данной работы были похожи на цели в предыдущих исследованиях, для решения проблем движения верхней конечности человека могут использоваться самые различные методы, и из-за этого результаты могут несколько различаться.

Список литературы

1. Ali N., Andersen M.S., Rasmussen J., Robertson D.G.E., Rouhi, G. The application of musculoskeletal modeling to investigate gender bias in non-contact ACL injury rate during single-leg landings // *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. – 2014. – Vol. 17(14). – P. 1602–1616.
2. Ariff F. H. M., Rambely A. S., Ghani N. A. A. Shoulder's modeling via Kane's method: Determination of torques in smash activity // *IFMBE Proceedings*. - 2011. - Vol. 35(6). – P. 207–209. DOI:10.1007/978-3-642-21729-6_55
3. Bańkosz Z., Winiarski S. Correlations between angular velocities in selected joints and velocity of table tennis racket during topspin Forehand and Backhand // *Journal of Sports Science and Medicine*. – 2018. – Vol. 17(2). – P. 330–338.
4. Bey M.J., Kline S.K., Zuel R., Lock T.R., Kolowich P.A. Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results // *Journal of Biomechanics*. – 2008. – Vol. 41. P. 711–714.
5. Davoudabadi Farahani S., Svinin M., Andersen M. S., de Zee M., Rasmussen J. Prediction of closed-chain human arm dynamics in a crank-rotation task // *Journal of Biomechanics*. - 2016. – Vol. 49(13). – P. 2684–2693. DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.05.034
6. Dennerlein J. T., Kingma I., Visser B., van Dieën J. H. The contribution of the wrist, elbow and shoulder joints to single-finger tapping // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40(13). – P. 3013–3022. DOI:10.1016/j.jbiomech.2007.01.025.
7. Ferdinands R. E. D., Kersting U. G., Marshall R. N. Kinematic and kinetic energy analysis of segmental sequencing in cricket fast bowling // *Sports Technology*. – 2013. – Vol. 6(1). – P. 10–21. DOI:10.1080/19346182.2012.737800.
8. Gordon, B., Dapena, J. A method to determine the orientation of the upper arm about its longitudinal axis during dynamic motions // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46. – P. 97–101.
9. Hall S. J. *Basic biomechanics (Seventh)*. McGraw-Hill Education. - 2015.
10. Hussain Z., Azlan N. Z. 3-D Dynamic Modeling and Validation of Human Arm for Torque Determination During Eating Activity Using Kane's Method // *In Iranian Journal of Science and Technology Transactions of Mechanical Engineering*. – 2020. – Vol. 44(3). DOI:10.1007/s40997-019-00299-8
11. Hussain Z., Kane's Method for Dynamic Modeling // *October*. – 2016. – P. 174–179.
12. Hussain Z., Zainul Azlan N. Estimation of the Torques Produced by Human Upper Limb during Eating Activities Using NARX-NN. *Applied Artificial Intelligence*. – 2022. – Vol. 36(1). DOI:10.1080/08839514.2022.2033472
13. Ibrahim N., Abu Osman N. A., Mokhtar A. H., Arifin N., Usman J., Shasmin H. N. Contribution of the arm segment rotations towards the horizontal ball and racket head velocities during forehand long shot and drop shot services in table tennis. *Sports Biomechanics*. – 2020. – Vol. 21(9). – P. 1065–1081. DOI:10.1080/14763141.2020.1726995
14. Johnson Venkatesh. Forward and Inverse Kinematic Analysis of 4-DOF TRRR Robotic Arm Using MATLAB // *Journal of Emerging Technologies and Innovative Research*. – 2021. – Vol. 8(10).
15. Lee H. M., Yang C. Y., Huang W. N. W., Wu S. K., You J. Y., Li P. C., Wu H. C., Chen H. Y. Movement pattern and upper extremity muscle activation during fast and slow continuous steering movement // *Human Movement Science*. – 2023. – Vol. 87. – P. 103049. DOI:10.1016/j.humov.2022.103049.
16. Lemieux P. O., Tétreault P., Hagemester N., Nuno N. Influence of prosthetic humeral head size and medial offset on the mechanics of the shoulder with cuff tear arthropathy: A numerical study // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46(4). – P. 806–812. DOI:10.1016/j.jbiomech.2012.11.021
17. Lino Y., Kojima T. Kinematics of table tennis topspin forehands: Effect of performance level and ball spin // *Journal of Sports Sciences*. – 2009. – Vol. 27. – P. 1311–1321.
18. Lino Y., Kojima T. Kinetic of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced and intermediate players // *Sports Biomechanics*. – 2011. – Vol. 10. – P. 361–377.
19. Liu W., Rodgers M. M., Kepple T., W. J. Upper Extremity Kinetic Model of Functional Arm Reaching in Stroke // *March* 2016. – 2015. – P. 2–4.
20. Matuszewska A., Syczewska M. Analysis of the movements of the upper extremities during gait: Their role for the dynamic balance // *Gait & Posture*. – 2023. – Vol. 100. – P. 82–90. DOI:10.1016/j.gaitpost.2022.12.004.
21. Maurel W., Thalmann D. A case study on human upper limb modelling for dynamic simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 1999 – Vol. 2(1). – P. 65–82.
22. Micheau A., Hoa D. (2008, August 23). Upper extremity. *E-Anatomy*. DOI:10.37019/e-anatomy/346545

23. Murphy M. A., Sunnerhagen K. S., Johnels B., Willén, C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: A pilot study // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2006. – Vol. 3. – P. 1–11. DOI:10.1186/1743-0003-3-18
24. Pavei G., Seminati E., Cazzola D., Minetti A. E. On the estimation accuracy of the 3D body center of mass trajectory during human locomotion: Inverse vs. forward dynamics // *Frontiers in Physiology*. – 2017. – Vol. 8(MAR). – P. 1–13. DOI:10.3389/fphys.2017.00129.
25. Pennestri E., Stefanelli R., Valentini P. P., Vita L. Virtual Musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40. – P. 1350-1361.
26. Quental C., Folgado J., Ambrósio J., Monteiro J. A multi-body biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle // *Multibody System Dynamics*. - 2012. – Vol. 28(1–2). – P. 83–108. DOI:10.1007/s11044-011-9297-0.
27. Rambely A. S., Halim N. A., Ahmad R. R. A Numerical Comparison of Langrange and Kane'S Methods of an Arm Segment // *International Journal of Modern Physics: Conference Series*. – 2012. – Vol. 09. P. 68–75. DOI:10.1142/s2010194512005119
28. Rasmussen J., Holmberg L.J., Sorensen K., Kwan M., Andersen M.S., de Zee M. Performance optimization by Musculo-skeletal simulation // *Mov. Sport Sci.* – 2012. – Vol. 1(75). – P. 73–83.
29. Rasmussen J., Torholm S., de Zee M. Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces // *International Journal of Industrial Ergonomics*. – 2009. – Vol. 39(1). – P. 52–57. DOI:10.1016/j.ergon.2008.07.008
30. Saul K. R., Hub X., Goehler C. M., Vidt M. E., Daly M., Velisar A., Murray W. M. Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 18(13). – P. 1445–1458.
31. Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., Rau, G. A maker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions // *Journal of Biomechanics*. – 1999. – Vol. 32. – P. 615–621.
32. Schnorenberg A. J., Slavens B. A., Wang M., Vogel L. C., Smith P. A., Harris G. F. A biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47(1). P. 269–276. DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.11.014.
33. Shibata S., Inaba Y., Yoshioka S., Fukushima S. Kinetic analysis of fingers during aimed throwing // *Motor Control*. – 2018. – Vol. 22(4). – P. 406–424. DOI:10.1123/mc.2017-0021.
34. Slawinski J., Bonnefoy A., Ontanon G., Leveque J. M., Miller C., Riquet A., Chèze L., Dumas R. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters // *Journal of Biomechanics*. – 2010. – Vol. 43(8). – P. 1494–1502. DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.01.044.
35. Solomito M. J. Lagrangian Approach to Modeling the Biodynamics of the Upper Extremity: Applications to Collegiate Baseball Pitching. – 2015.
36. Thomas J. S., Corcos D. M., Hasan Z. Kinematic and kinetic constraints on arm, trunk, and leg segments in target-reaching movements // *Journal of Neurophysiology*. – 2005. – Vol. 93(1). – P. 352–364. DOI:10.1152/jn.00582.2004.
37. Umberger B. R. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking // *Journal of Biomechanics*. – 2008. – Vol. 41(11). – P. 2575–2580. DOI:10.1016/j.jbiomech.2008.05.024
38. Williams S., Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Rau G. An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39(13). – P. 2419–2429. DOI:10.1016/j.jbiomech.2005.07.023.
39. Wu G., Van Der Helm F.C., Veeger H.E., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., ... Buchholz B. 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. – P. 981–992
40. Xia R., Dai B., Fu W., Gu N., Wu Y. Kinematic comparisons of the shakehand and penhold grips in table tennis forehand and backhand strokes when returning topspin and backspin balls // *Journal of Sports Science and Medicine*. – 2020. – Vol. 19(4). – P. 637–644.
41. Yamaguchi, G.T. *Dynamic Modelling of Musculoskeletal Motion* // Unites States of America: Springer. – 2006.
42. Yu J., Ackland D. C., Pandy M. G. Shoulder muscle function depends on elbow joint position: An illustration of dynamic coupling in the upper limb // *Journal of Biomechanics*. – 2011. – Vol. 44. – P. 1859–1868.
43. Zhang Zhiqing *Biomechanical analysis and model development applied to table tennis forehand strokes* // Loughborough University. Thesis. – 2017.

Финансирование. Данное исследование было поддержано Университетом Тун Хусейн Онн Малайзии (H 962).

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

DYNAMIC MODEL OF UPPER EXTREMITY AND ITS APPLICATION: A SYSTEMATIC REVIEW

S. Saad, N. Ibrahim, N.A.A. Osman

University of Tun Hussein Onn Malaysia, Johor Bahru, Malaysia

ARTICLE INFO

Received: 20 November 2022

Approved: 18 March 2023

Accepted for publication: 27 March 2023

Key words:

dynamic model, Upper extremity, Arms movement.

ABSTRACT

Dynamics models are widely used in analyzing kinematics and kinetics analysis. Dynamic modeling and simulation can be useful in estimating the torques/forces produced in the limb during various motions, as well as any potential dangers. The aim of this research is to examine the method that is preferable in analyzing the dynamic model of the upper extremity and its application. Several methods have been identified and widely used in analyzing the dynamic model of the upper extremity such as Kane's method, Lagrange method, optimization method, regression method and many more. Kane's approach, on the other hand, is most commonly used to analyze 3D arm segments due to its advantages which is a vector-based approach. The Lagrange approach is suitable to use when the potential and kinetic energy of a system could be easily identified. Meanwhile, most of the researchers used statistical analysis to verify their model and calculation. However, it could be difficult to replicate the simulation work of others because some were not publicly available. Thus, it was recommended to choose a reference from prior studies that will serve as guidance for researchers to solve relevant issues in this field.

© PNRPU