

МЕДИЦИНА И ВЫСОКИЕ ТЕХНОЛОГИИ

ISSN 2306-3645

2 2018



технологичное медицинское приборостроение **Медицинская робототехника**
и роботы Алгоритмы управления протезами рук и ног Комплексные теле-
медицинские системы **Нейроинтерфейс мозг-компьютер**
роботизированные томографы Сканирующая зондовая микроскопия Ро

К ВОПРОСУ О СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ МОДЕЛИ СИНОВИАЛЬНОГО СУСТАВА

стр. 12-21

^{1,2,3}Кириченко А.В.

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук (ИМАШ РАН), Россия, 101990, Москва, Малый Харитоньевский переулок, .4;

² Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования “МИРЭА – Российский технологический университет”, Россия, 119454, Москва, проспект Вернадского, дом 78;

³ Общество с ограниченной ответственностью многопрофильный медицинский центр “Медиксити”, Россия, 127220, Москва, улица Полтавская, дом 2.

Контактные данные: bio.symmetry@yandex.ru

Резюме: Представлен обзор общих подходов к моделированию функции синовиального сустава на примере коленного сустава. Рассматривается оценка устройства и функции синовиального сустава в рамках общепринятых концепций, оцениваются пределы применимости существующих моделей в технике и медицине. Делаются предположения относительно волновой природы механического взаимодействия в паре биологического трибосопряжения и предлагается концепция описания суставного соединения, как сложной колебательной системы с нелинейной диссипацией. Обуславливается необходимость междисциплинарного подхода к описанию суставного соединения, как передаточного узла в составе упруго деформируемой многосвязной механической системы, наделенной локомоторной функцией волновой природы.

Ключевые слова: трибология синовиального сустава, передаточные механизмы, идентификация модели, биомеханика, биотехнология.

TO THE QUESTION OF STRUCTURAL IDENTIFICATION OF SYNOVIAL JOINT MODEL

стр. 12-21

^{1,2,3}Kirichenko A.V.

¹ Federal State Budget Institution of Science A.A. Blagonravov Mechanical Engineering Research Institute of Russian Academy of Sciences (MERI RAS), Russia, 101990, Moscow, Small Haritonevsky lane, .4;

² Federal State Budget Educational Institution of Higher Education “MIREA – Russian Technological University”, Russia, 119454, Moscow, Vernadsky Prospekt, 78;

³ Limited Liability Company a multidisciplinary medical center “Mediccity”, Russia, 127220, Moscow, Poltavskaya street, 2.

Summary: The review of general approaches to modeling the function of a synovial joint by the example of a knee joint is presented. Assessment of the structure and function of a synovial joint within the standard concepts is considered, applicability of the existing models in the engineering and medicine are estimated. Assumptions about wave-type nature of mechanical interaction in biotribological unit and the concept of description of joint unit as complex oscillatory system with nonlinear dissipation is offered. Need of cross-disciplinary approach to the description of joint unit as transmission mechanism within the structure of elastic deformable multilink mechanical system, equipped with wave-type locomotor function is caused.

Keywords: synovial joint tribology, transmission mechanisms, model identification, biomechanics, biotechnology.

В шестом издании своего курса теоретической механики, вышедшем в 1956 году, академик А.И. Некрасов указывает на условное, в известной степени, разделение механики на статику, кинематику и динамику, отмечая сложность и неоднозначность последовательности преподавания [22]. Механика высоко интегрированных самоорганизующихся живых систем тем более демонстрирует такую условность. Принцип единства структуры и функции, отмеченный И.П. Павловым в описании устройства высшей нервной деятельности, в живой природе в целом отражает непрерывно текущий эволюционный процесс, существом которого среди прочих является локомоторная адаптация, как результат снижения энтропии [32]. Применительно к механике системы органов опоры и движения, а именно к устройству суставов тела человека, это замечание относится в полной мере – вопросы кинематики, динамики и, с некоторым отставанием, статики¹ рассматриваются в контексте существенных и неразрывных закономерностей и связей.

Актуальность модельного подхода к описанию функции суставов тела человека связывается с необходимостью решения следующих задач техники и медицины:

- Выработки технических условий проектирования эндопротезов суставов, отличающихся функциональной инвариантностью структуре живого сустава и отражающих однозначно определяемые параметры персонификации [29, 40, 51].
- Диагностики и прогнозирования состояния и нарушений локомоторной функции в медицине и спорте [16, 35].
- Выработки технических условий проектирования биореакторов, предназначенных для создания и культивации тканевых конструкций с целью биоинженерного замещения суставных и иных сложных дефектов [34, 42].
- Выработки технических условий разработки автоматизированных систем управления и оптимизации локомоторной функции в медицине, спорте и технике [21, 26].
- Идентификации инерционно-массовой модели тела человека и модели биологического трибосопряжения для применения в технике ввиду эффективного управляемого переноса энергии, наблюдаемого в живых механических системах [11, 20].

Гипотеза плоского механизма с низшей парой

Описание кинематики суставов широко представлено в современной печати благодаря развитию систем

¹ Статика, как раздел механики, изучает частный случай динамики, когда результаты действующих на тело сил взаимно уничтожаются. С целью терминологического уточнения следует заметить, что статокINETическая вестибулярная функция, изучаемая в курсе отиатрии, отражает механизмы управления равновесием тела, как инерционной механической системы, лишь отчасти касаясь статического равновесия отдельных его звеньев.

эндопротезирования в ортопедии, анализа походки в реабилитации и спорте, необходимости в биоинженерии, робототехнике и компьютерной индустрии. Общей чертой существенной части кинематических исследований является рассмотрение подвижных соединений костей в рамках плоской модели – шарнира, свидетельством чего является постановка задач в виде поиска локализации осей вращения и их траекторий. Показательно выглядят рассуждения относительно путей поиска мгновенной оси вращения (МОВ) в коленном суставе, начало которым, в известной степени, в 1973 году положил профессор G.L. Smidt в своей работе «Биомеханический анализ сгибания и разгибания в коленном суставе» [50]. Волей обстоятельств, в это же время в эндопротезировании суставов была внедрена концепция низкофрикционной пары трения «металл-полиэтилен», что вызвало усиление интереса исследователей биомеханики коленного сустава в связи с обнадеживающими ранними результатами эндопротезирования. В 1982 году, ко времени первых отдаленных и уже не столь однозначных результатов протезирования, была опубликована работа М. Panjabi с соавторами [47] с анализом методов поиска осей вращения в коленном суставе, известных в то время, в которой были рассмотрены способы получения данных и ошибки, неминуемые при оценке сустава, как плоского соединения. Через одиннадцать лет вышла работа А. Hollister с соавторами [41], где, довольно критически высказываясь относительно существующих методов поиска осей вращения, и ссылаясь на работу М. Panjabi, авторы снова делают вывод об ошибочности плоской модели движения для оценки функции коленного сустава. В 2005 и 2015 годах А.В. Борисовым из Тульского Государственного университета последовательно были защищены кандидатская [3] и докторская [4] диссертации, в которых автор путем моделирования динамики многозвенных антропоморфных механических систем показал ограничения плоской модели в связи с необходимостью учета обратимой деформации скелета, как пространственного феномена.

Тем не менее, в настоящее время общепринятой концепцией описания движения в суставах является полицентрическая ротация вокруг мгновенной оси вращения, имеющей заданную траекторию смещения в трех плоскостях. Для сагиттального сечения коленного сустава, например, описывается плоская кривая, имеющая «форму запятой» [14, 19, 20]. Ввиду богатой феноменологии (существенные отличия в локализации и направлении осей вращения, регистрируемых при изолированных движениях бедра и голени) некоторые авторы предлагают концепцию двухосевого движения, поскольку объективно регистрируется несовпадение траекторий мгновенной оси вращения при сгибании и разгибании в коленном суставе [43, 49].

Гипотеза пространственного механизма с высшей парой

В ходе расширения арсенала методов поиска МОВ был обнаружен феномен деформации и колебаний мягких тканей, вносящий, по мнению ряда авторов, существенные и вредные отклонения в получаемые результаты [37, 48, 49, 54], что потребовало разработки целой системы мер их учета и путей коррекции предела допускаемых в измерениях ошибок, включая нейросетевые алгоритмы статистического анализа движения сегмента тела, уточняющие регистрируемые параметры движения костей [36]. Обобщая подходы к изучению движения, В. Chen с соавторами [38] описывают две концепции моделирования коленного сустава – анатомическую и феноменологическую, причем феноменологическую авторы отвергают за малую информативность (?), а оценку параметров МОВ согласно анатомической концепции осуществляют на основе проекций движения оси вращения на плоскости прямоугольной системы координат в трехмерном пространстве. Показательно, что, изучая особенности упругого ответа на нагрузку методом конечных элементов, авторы столкнулись с нелинейностью этого процесса, но сочли такой факт клинически не значимым.

Интересной в этом отношении представляется работа М.Л. Иоффе [13], в которой рассчитано количество степеней свободы для плоского движения в коленном суставе в сагиттальной плоскости в модели абсолютно твердого тела. Расчёты показали, что при условии нерастяжимости крестообразных связок коленного сустава степеней свободы в системе нет. Допущение растяжимости обеих крестообразных связок наделяет плоскую систему сразу двумя степенями свободы, растяжимость одной из крестообразных связок сохраняет лишь одну степень свободы.

Из наблюдений и исследований известно, что опорные и вспомогательные элементы сустава абсолютно твердыми не являются, что так же показано в исследовании динамики многозвенного антропоморфного механизма [3]. Его автор, уже упомянутый А.В. Борисов, так же делает вывод о неадекватности модели абсолютно твердого тела тканям сустава и указывает на необходимость учета деформации, как пространственного феномена, поскольку описание плоского типа движения в суставах, как модели взаимодействия абсолютно твердых тел, существенно огрубляет модель движения.

Задача идентификации модели в условиях неопределенности – одна из наиболее трудных задач аналитической механики и является, во многом, делом интуиции [15], в связи с чем, вероятной причиной неоднозначных результатов и ошибок в деле изучения кинематики суставов и биомеханики в целом, мог стать ложный интуитивный посыл, заключающийся в том, что, во-первых, без достаточных оснований была принята плоская модель движения, а во-вторых, измеряемыми параметрами

являлись углы – скалярные величины, не являющиеся векторами конечного перемещения [30]. Измеряемые в градусах *конечные углы поворота*, описанные в представленных работах, являются скалярными величинами, то есть результат сложения измеренных углов является так же скалярной величиной. *Конечное угловое перемещение* есть векторная величина, измеряемая в радианах, вследствие чего сложение *конечных угловых перемещений* осуществляется по правилу сложения векторов и является вектором. Таким образом, вероятной ошибкой становится подмена понятия *физического явления* (конечного углового перемещения, измеряемого в безразмерных величинах – радианах) на *физическую величину* (конечный угол поворота, измеряемый в градусах).

Существо ошибки подмены понятия заключается в отсутствии свойства коммутативности суммы скалярных величин в векторном пространстве, что означает необходимость введения комплексных переменных с целью описания траекторий перемещений суставных концов костей, о чем свидетельствуют и современные работы, например [44, 53, 54] и авторы классической литературы по биомеханике [12]. Представляется, однако, что инструмент анализа угловых перемещений и траекторий в первых трех исследованиях применялся с существенными ограничениями: в работе [54], например, исследовались углы движения суставных концов костей на аутопсийном материале, что подразумевает условность трактовки результатов в отношении живых людей; в статье [53] авторы анализируют «чистые» углы сгибания/разгибания, отведения/приведения и ротации, измеряемые в градусах, безотносительно траекторий перемещения суставных концов костей. В работе [44] суставные соединения представлены в виде сферических шарниров и результаты предлагаются для воспроизведения в компьютерных моделях для игр и графических инсталляций.

Результаты этих и других исследований, по-видимому, свидетельствуют так же и о необходимости выработки метода инерционно-массового моделирования многозвенной механической системы тела человека, как обобщения методологии инерциальной навигации в биомеханике для оценки автономного перемещения в пространстве.

Некоторые аспекты динамики трения в суставном соединении

Объективно регистрируемым и требующим учета в модели суставного соединения феноменом является активное управление трением за счет обратимого фазового перехода суставной жидкости из вязкого состояния в упругое, наблюдаемого экспериментально при угловой скорости сдвига порядка 10^2 рад/с и в заданном диапазоне температур [11, 20]. Суставная жидкость является вязкой, и при свободном установившемся течении проявляет псевдопластические свойства. Можно предположить, что

псевдопластичность синовиальной жидкости (СЖ) проявляется в момент разгрузки, например, в фазе переноса конечности при ходьбе. При нагружении, в фазе осевой нагрузки, нарастает сила и угловая скорость сдвига [27, 31] и фазовое состояние жидкости сменяется на упругое, в котором явления диссипации проявляются слабо: возникает непосредственный контакт между трущимися поверхностями, обеспечивающий передачу момента силы между сочленяющимися суставными концами костей. Время релаксации СЖ по отношению к периоду колебаний сочленяющихся сегментов тела мало, что обуславливает гибкость и прецизионность управления переносом кинетической энергии в узле сопряжения.

Периодическая смена фаз покоя и скольжения известна в технике, как динамическое заклинивание в самотормозящихся системах, свойственное широкому классу механизмов [8, 9, 24] с коэффициентами полезного действия, достигающими 0,9-0,95. В таких системах рассматриваются режимы оттормаживания, при которых наблюдается установившееся движение обоих ведущих приводных звеньев и тяговые режимы при неустановившемся или установившемся неравновесном движении приводов. В режиме оттормаживания существенной передачи моментов от звена к звену не происходит², что можно сопоставить фазе переноса конечности при ходьбе. Тяговый режим, таким образом, сопоставляется фазе нагружения, когда внешнее сопротивление (в данном случае силы реакции опоры и инерции) нарушает равновесие движения приводов. Приводами в этой модели на примере коленного сустава следует считать бедренную и большеберцовую кости, перемещаемые взаимно перекрещивающимися между сегментами мышцами. В монографии [8] указывается возможность самоторможения при любом направлении передачи моментов. Обязательным условием этого эффекта является сопряжение активных приводов: в случае коленного сустава это условие удовлетворяется, поскольку мышцы прикрепляются перекрестно: от бедренной кости к большеберцовой и от большеберцовой к бедренной³.

Таким образом модель синовиального сустава, как трибосопряжения, удастся рассмотреть в виде фрикционной автоколебательной системы. В качестве источника кинетической энергии в ней выступают мышечные сокращения, приводящие в колебательное движение опорные сегменты скелета. Колебательная трибосистема образо-

вана сочленяющимися поверхностями в ходе смены фаз покоя и скольжения, а регуляторным звеном предстает характеристика связи суставных поверхностей в процессе циклической смены фазового состояния суставной жидкости от вязкого к упругому. Нелинейность характеристики восстанавливающей силы обуславливается пороупругими свойствами суставного хряща, упругостью костей и вспомогательного аппарата сустава [31].

Некоторые аспекты динамической устойчивости опорных сегментов

Необходимость учета инерционных свойств сегментов тела приводит к рассмотрению модели соединения опорных сегментов конечностей, как сопряженных перевернутых маятников. В этом случае мышцы, приводящие в движение суставные концы костей, играют роль параметрических возбудителей в описанной выше колебательной системе. Свидетельством правомерности этого умозаключения являются работы [45, 46], в которых показана роль быстрых (с малыми амплитудами и высокими частотами) и медленных (с большими амплитудами и малыми частотами) движений, зависящих от характеристик колебаний мышц в качестве факторов контроля пострурального баланса и управления перемещением. Инерционным свойствам тела человека придавал большое значение профессор А.Н. Бернштейн, описавший в своих книгах локомоторную функцию, как многоуровневый процесс дискретного управления непрерывными «баллистическими» движениями [2]. Вероятно, об этих же явлениях пишет Е.И. Бутиков в своей работах [5–7], описывая роль колебаний низких и высоких частот при многочисленных режимах стабилизации. Примечательно, что в описании свойств перевернутого маятника автор обнаруживает явления динамического хаоса, что согласуется с результатами проведенных недавно М. Georgescu с соавторами исследований динамики движения в коленном суставе [39, 52]. Если принять гипотезу динамического заклинивания в самотормозящихся системах, как способ управления трением в суставе, то для описания этого процесса полезными представляются широко изучаемые теоретические модели связанных осцилляторов с нелинейной диссипацией, описывающих устойчивое хаотическое и квазипериодическое поведение некоторых динамических систем [17, 18]. Такой теоретический подход дает возможность учитывать частоты, амплитуды, фазы и иные свойства изучаемых колебаний, существенно расширяя арсенал инструментов познания высоко интегрированных живых механических систем.

При всей красоте и смелости предположения многогранность динамического хаоса, существенная зависимость от точности измерений параметров, входящих в изучаемые системы, влияние шума, малое число известных реальных систем, идентифицированных, как хаоти-

² Крестообразные связки коленного сустава обеспечивают попеременный контакт наружных и внутренних мыщелков бедренной и большеберцовой костей в разных фазах шага. Вероятно, такое взаимодействие суставных концов костей, наделенных особой геометрией, можно определить, как спин-орбитальное взаимодействие цепных кинематических реакций Френе, описывающих нормальное кручение траекторий компонентов системы в ходе их взаимодействия.

³ В общем случае этому условию удовлетворяют все суставные соединения скелета.

ческие, заставляют думать о необходимости тщательной проверки гипотезы описания динамики взаимодействия в суставном соединении, как структурно устойчивой хаотической функции. Подтверждение этой гипотезы, однако, создало бы широкое поле возможностей к теоретическому поиску закономерностей, свойственных морфогенезу в самом широком понимании этого процесса [10, 14].

Концепция и технические решения в моделировании суставного соединения

Относительно простое внешнее механическое устройство и кажущаяся очевидность функции суставов, по-видимому, явились причиной устойчивости весьма распространенной мыслительной конструкции, заключающейся в восприятии сустава, как кинематической развязки, исполненной в виде шарнирного соединения с трением скольжения. С позиций эволюционного развития живых механических систем такое умозаключение имеет скрытое внутреннее противоречие, заключающееся в допущении потерь энергии, складывающихся, с одной стороны из неоправданных потерь на трение в шарнире, с которыми идет активная научная борьба, а с другой стороны потерь энергии на стабилизацию неустойчивой многозвенной системы в результате достижения низкого трения. Таким образом можно сформулировать техническое противоречие модели сустава, как шарнира с трением скольжения: трения не должно быть для сохранения энергии на перемещение тела, и трение должно быть велико для контроля и удержания положения тела. Решение такого рода противоречий широко описано в изобретательской литературе: систему трения следует сделать динамичной и управляемой, изменив масштаб взаимодействия в ней, что наблюдается феноменологически и показано в исследованиях. Взаимодействия макроструктур костей обеспечиваются сменой фаз состояния высокомолекулярной трибокомпозиции – синовиальной жидкости. Живые системы, подвергающиеся длительному и непрерывному давлению эволюционного отбора, вне всяких сомнений, успешно решили эту задачу, формулируемую, как «способ эффективного переноса энергии» в качестве устранения этого технического противоречия путем приобретения специальной адаптации – синовиального сустава, как передаточного механизма.

Такое рассуждение позволяет рассмотреть механизмы, уже известные из техники, приняв во внимание инерционные свойства, анатомо-биомеханическое устройство суставов и эволюционную целесообразность высокого коэффициента полезного действия и вариативности передаточных отношений. Таким классом механизмов являются инерционные импульсные бесступенчатые передачи с упругим звеном. Среди этих механизмов устройству суставов в наибольшей степени удовлетворяют инерционные бесступенчатые передачи без механизмов свободного хода, характеризующиеся надежностью, компактностью,

высоким КПД и широким диапазоном трансформации момента в ответ на изменяющуюся нагрузку как по значению, так и по направлению [1]. Согласно своим конструктивным особенностям, такие механизмы оказываются полезными в условиях, когда технологический процесс выполняется при любом направлении движения, например, циклического перемещения опорных сегментов конечностей при ходьбе. В передачах, содержащих упругий компонент, возможность неограниченного поворота промежуточного вала конструктивно отсутствует и вал совершает колебания. Промежуточным валом в модели суставного соединения предстает ведомый опорный сегмент, что отвечает потребности циклического характера походки, как реализации функции механизма прерывистого движения. По свидетельству автора, такие механизмы могут быть исполнены и в пространственном виде для реализации сложного движения.

Среди пространственных механизмов прерывистого движения, наделенных упругим звеном и характеризующихся компактностью, высоким КПД и точностью выделяется класс комбинированных планетарно-волновых механизмов, разрабатываемых и изучаемых на кафедре «Теория машин и механизмов» МГТУ им. Н.Э. Баумана [25, 28]. С устройством суставов имеет сходство торцевая волновая передача [33]: их объединяет торцевое упругое звено, играющее роль хряща и менисков, замкнутых плотным фиброзным кольцом, наличие генератора волн, как аналога кривизны суставных поверхностей, и подвижность центров вращения, отражающая перемещение обоих суставных концов костей в ходе выполнения шага. Роль узла зубчатого зацепления и торцевых подшипников качения берет на себя двухфазная псевдопластичная суставная жидкость. В процессе свободного установившегося течения при размыкании сустава она снижает трение между поверхностями, а при нагружении конечности обеспечивает зацепление в протяженном пятне контакта, переходя в упругое состояние. Постепенное, зависимое от силы сдвига изменение фазового состояния суставной жидкости от маловязкого до упругого обеспечивает широкий диапазон условий трансформации момента – по существу непрерывного изменения передаточного отношения.

Таким образом, на основании имеющихся сведений, описывающих многомасштабное устройство, динамику и кинематику живого сустава, удастся осуществить структурную идентификацию модели суставного соединения в виде сложной автоколебательной системы с нелинейной диссипацией, реализованную в виде пространственного механизма с высшей парой в классе механизмов инерционных бесступенчатых передач импульсного типа с упругим звеном.

Эта, несколько более сложная, чем традиционная шарнирная концепция синовиального сустава, как представляется, обладает свойством описания процессов динамики, кинематики и управления движением в рамках еди-

ного понятийного аппарата⁴ и позволяет сформировать основу общего понимания биологического трибосопряжения, как целенаправленной эволюционной адаптации. Рассмотрение сустава, как локальной автоколебательной системы, входящей в иерархию устройства живых систем, наделенных дискретной масштабной инвариантностью, открывает целый ряд возможностей в познании как феномена локомоции живых механических систем в частном случае, так и устройства живого вещества, отличающегося высокой степенью приспособления в общем, эволюционном понимании [23].

Выводы:

Большое число исследований, разнообразные способы изучения кинематики с использованием современных программно-аппаратных комплексов пока не привели к появлению общепринятой модели синовиального сустава, и, следовательно, задача выявления однозначных параметров персонификации, как предмет многолетнего поиска, остается не решенной.

Изучение движения в коленном суставе с учетом появления новых методов лучевой диагностики и визуализации, таких, как кино-МРТ, кино-КТ, компьютерная оптическая и инерционная гониометрия, сделав большой круг, возвращается к истоку – формулировке гипотезы о типе движения в коленном суставе, по существу – структурной идентификации модели синовиального сустава.

Представление сустава в рамках плоской модели взаимодействия абсолютно твердых тел существенно огрубляет результаты исследований, поскольку имеются внутренние логические (в т. ч. метрологические) противоречия в интерпретации данных. В существенно большей мере устройству сустава отвечает модель пространственного механизма с высшей парой, учитывающая сложную динамику инерционного взаимодействия в условиях нелинейного трения и анизотропии упругих свойств опорных сегментов. В суставе объективно регистрируется процесс переноса механической энергии за счет обратимого перехода фазового состояния суставной жидкости из вязкого в упругое. Следовательно, сустав необходимо рассматривать, как фрикционный механизм передачи момента, наделенный средствами активного управления трением.

1. Рассмотрение суставного соединения представляется в виде интеграции двух колебательных систем в рамках одной модели: фрикционной автоколебательной системы и системы двух перевернутых маятников, как связанных параметрически возбужденных осцилляторов с нелинейной диссипацией.

2. Существуют механизмы, известные из машиностроения и техники, отвечающие анатомо-биомеханическому устройству и предназначению живого сустава. Известные

динамические и кинематические характеристики этих механизмов будут использованы для осуществления параметрической идентификации модели суставного соединения.

3. Полученные сведения должны учитываться при разработке принципиально новых биологически инвариантных систем эндопротезирования суставов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Алюков С.В.** Научные основы инерционных бесступенчатых передач повышенной нагрузочной способности: 05.02.02 : Дисс. доктора. тех. наук/ Алюков С.В. ; НИУ Южноуральский гос. ун-т. – Челябинск., 2014. – 369 л. С. 85-90.
2. **Бернштейн Н.А.** О построении движений / Н.А. Бернштейн, М.: Медгиз, 1947. С. 134.
3. **Борисов А.В.** Моделирование динамики многозвенового антропоморфного механизма. Автореф. дисс. канд.тех.наук. 05.13.18./А.В. Борисов; Тульский государственный университет – Тула, 2005 – 20 л.
4. **Борисов А.В.** Динамика механических стержневых систем со звеньями переменной длины применительно к эндо- и экзоскелетам. Автореф. дисс. доктора физ.-мат.наук. 01.02.01./А.В. Борисов; Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова – Москва, 2015 – 37 л.
5. **Бутиков Е.И.** Стабилизация перевернутого маятника (60 лет маятнику Капицы) // Компьютерные инструменты в образовании. 2010. № 5. С. 40–51.
6. Бутиков Е.И. Расширенный и уточненный критерий устойчивости маятника Капицы // Компьютерные инструменты в образовании. 2011. № 2. С. 16–26.
7. **Бутиков Е.И.** Маятник с осциллирующим подвесом (субгармонические резонансы) // Компьютерные инструменты в образовании. 2011. № 1. С. 31–49.
8. **Вейц В.Л.** Динамика машинных агрегатов / В.Л. Вейц, Л.: Машиностроение, 1969. С. 236.
9. **Вульфсон И.И.** Динамика цикловых машин / И.И. Вульфсон, СПб.: Политехника, 2013. С. 56.
10. **Гласс Л., Мэки М.** От часов к хаосу: Ритмы жизни: Пер. с англ. / Гласс Л., Мэки М., М.: Мир, 1991. С. 64-65.
11. **Ермаков С.Ф.** Трибология жидкокристаллических наноматериалов и систем / С.Ф. Ермаков, Минск: Беларуская навука, 2012. С. 83.
12. **Зациорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н.** Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зациорский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов, Москва: Физкультура и спорт, 1981. С. 7, 12-13.
13. **Иоффе М.Л.** Кинематика плоского движения коленного сустава человека (сколько степеней свободы имеет коленный сустав?) // Российский журнал биомеханики. 2008. № 1 (12). С. 59–68.
14. **Исаева В.В. и др.** Фракталы и хаос в биологическом морфогенезе. Моногр. / В.В. Исаева, Ю.А. Каретин, А.В. Чернышев, Д.Ю. Шкуратов, Влади-

⁴ Динамической и кинематической связностью отличаются волновые процессы – предмет изучения фундаментального научного направления, называемого нелинейной волновой механикой.

- восток: Институт биологии моря ДВО РАН, 2004. С. 78-73.
15. **Карабутов Н.Н.** Структурная идентификация систем: анализ динамических структур / Н.Н. Карабутов, М.: МГИУ, 2008. 160 с.
 16. **Коблев Я.К., Доронин А.М., Романов Д.А.** SWOT-анализ в структуре информационных технологий физического воспитания // Ученые записки. 2011. № 81 (11). С. 61–66.
 17. **Кузнецов А.С., Кузнецов С.П., Сатаев И.Р.** Параметрический генератор гиперболического хаоса на основе двух связанных осцилляторов с нелинейной диссипацией // Журнал технической физики. 2010. № 12 (80). С. 1–9.
 18. **Кузнецов А.П. и др.** Динамика связанных хаотических осцилляторов: от хаоса к квазипериодичности // Нелинейная динамика. 2014. № 4 (10). С. 387–405.
 19. **Куляба Т.А. и др.** Эндопротезирование коленного сустава с использованием шарнирных имплантатов // Травматология и ортопедия России. 2008. № 2(48). С. 110–114.
 20. **Лайтфут Э.** Явления переноса в живых системах. Пер. с англ. / Э. Лайтфут, М.: Мир, 1977. С. 51-55.
 21. **Левик Ю.С.** Система внутреннего представления в управлении движением и организации сенсомоторного взаимодействия. Автореф. дисс. доктора биол.наук. 03.00.13./Ю.С. Левик. Институт проблем передачи информации РАН – Москва, 2006 – 46 л.
 22. **Некрасов А.И.** Курс теоретической механики. Том I. Принцип возможных перемещений. Динамика точки. Динамика системы. / А.И. Некрасов, 6-е изд., М.: Государственное изд-во технико-теоретической литературы, 1956. С. 11-12.
 23. **Петухов С.В.** Вибрационная генетическая биомеханика и наследуемые системы биологических резонансов // Медицина и высокие технологии. 2015. (2). С. 16–28.
 24. **Попов В.Л.** Механика контактного взаимодействия и физика трения. От нанотрибологии до динамики землетрясений / В.Л. Попов, М.: Физматлит, 2013. С. 191.
 25. **Самойлова М.В.** Исследование комбинированных планетарно волновых механизмов : 05. 02. 18 : Автореф. дисс. канд. тех. наук/ Самойлова М. В. ; МГТУ им. Н. Э. Баумана. – М., 2000. – 141 л.
 26. **Свечкарёв В.Г., Герашенко А., Свечкарёва Л.Н.** Современная стратегия совершенствования двигательных возможностей человека посредством автоматизированных систем управления // Новые технологии. 2010. № 1. С. 1–3.
 27. **Суслов А.А. и др.** Роль жидкой фазы и пористой структуры хряща в формировании биомеханических свойств суставов. Часть II // Российский журнал биомеханики. 2008. № 4(42) (12). С. 33–39.
 28. **Тимофеев Г.А., Барбашов Н.Н., Цибровский А.Н.** Проектирование механизма прерывистого движения на базе волновой зубчатой передачи с генератором волн внутреннего деформирования // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. «Машиностроение». 2016. № 107 (2). С. 113–124.
 29. **Тихилов Р.М. и др.** Современные тенденции в ортопедии: артропластика коленного сустава // Травматология и ортопедия России. 2012. № 64 (2). С. 5–15.
 30. **Чертов А.Г.** Физические величины / А.Г. Чертов, М.: Высшая школа, 1990. С. 57.
 31. **Шилько С.В., Ермаков С.Ф.** Роль жидкой фазы и пористой структуры хряща в формировании биомеханических свойств суставов. Часть I // Российский журнал биомеханики. 2008. № 2(40) (12). С. 31–40.
 32. **Шмальгаузен И.И.** Кибернетические вопросы биологии. Серия “Кибернетика в монографиях” СО АН СССР / И.И. Шмальгаузен, Новосибирск: Наука, 1968. С. 134.
 33. Волновая передача / Ю.Б. Синкевич // Вешин — Газли. — М. : Советская энциклопедия, 1971. — С. 310-311. — (Большая советская энциклопедия : [в 30 т.] / гл. ред. А. М. Прохоров ; 1969—1978, т. 5).
 34. **Anderson D.E., Johnstone B.** Dynamic Mechanical Compression of Chondrocytes for Tissue Engineering: A Critical Review // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2017. № December (5). P. 1–20.
 35. **Anderson F.C., Pandy M.G.** Dynamic Optimization of Human Walking // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2001. № 5 (123). Pp. 381–390.
 36. **Baka N. et al.** Evaluation of automated statistical shape model based knee kinematics from biplane fluoroscopy. // *Journal of biomechanics*. 2014. № 1 (47). Pp. 122–129.
 37. **Camomilla V., Dumas R., Cappozzo A.** Human movement analysis: the soft tissue artefact issue // *Journal of Biomechanics*. 2017. (62). Pp. 1–4.
 38. **Chen B. et al.** An in vivo subject-specific 3D functional knee joint model using combined MR imaging // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2013. № 5 (8). Pp. 741–750.
 39. **Georgescu M., Petcu A., Tarnita D.** Nonlinear movement of human knee overground & on treadmill // *Bulletin of the Transilvania University of Braşov. Series I: Engineering Sciences*. 2016. № 2 (9(58)). Pp. 125–132.
 40. **Haglin J.M. et al.** Patient-Specific Orthopaedic Implants. // *Orthopaedic surgery*. 2016. № 4 (8). Pp. 417–424.
 41. **Hollister A.M. et al.** The axes of rotation of the knee. // *Clinical orthopaedics and related research*. 1993. № 290. Pp. 259–268.
 42. **Laurent C. et al.** Towards a Tissue-Engineered Ligament: Design and Preliminary Evaluation of a Dedicated Multi-Chamber Tension-Torsion Bioreactor // *Processes*. 2014. № 1 (2). Pp. 167–179.
 43. **Leszko F. et al.** In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor? // *Clinical orthopaedics and related research*. 2011. № 1 (469). Pp. 95–106.

44. **Liu Q., Prakash E.C.** The Parameterization of Joint Rotation with the Unit Quaternion /VIIth Digit Image Comput Tech Appl 10-12 Dec 2003. Sydney, 2003. Pp. 409–417 .
45. **Loram I.D., Gawthrop P.J., Lakie M.** The frequency of human, manual adjustments in balancing an inverted pendulum is constrained by intrinsic physiological factors. // The Journal of physiology. 2006. № 1 (577). Pp. 417–432.
46. **Nema S., Kowalczyk P., Loram I.** Complexity and dynamics of switched human balance control during quiet standing // Biological Cybernetics. 2015. № 4 (109). Pp. 469–478.
47. **Panjabi M.M., Goel V.K., Walter S.D.** Errors in kinematic parameters of a planar joint: Guidelines for optimal experimental design // Journal of Biomechanics. 1982. № 7 (15). Pp. 537–544.
48. **Sangeux M., Barré A., Aminian K.** Evaluation of knee functional calibration with and without the effect of soft tissue artefact // Journal of Biomechanics. 2017. (62). Pp. 53–59.
49. **Schache A.G., Baker R., Lamoreux L.W.** Defining the knee joint flexion-extension axis for purposes of quantitative gait analysis: An evaluation of methods // Gait and Posture. 2006. № 1 (24). Pp. 100–109.
50. **Smidt G.L.** Biomechanical analysis of knee flexion and extension // Journal of Biomechanics. 1973. № 1 (6). Pp. 79–92.
51. **Steines D., Timsari B., Tsougarakis K.** Fusion of multiple imaging planes for isotropic imaging in MRI and quantitative image analysis using isotropic or near-isotropic imaging // United States Patent US 8,094,900 B2 Appl. NO.: 12/614,946. 2012. 15 p.
52. **Tarnita D., Georgescu M., Tarnita D.N.** Application of Nonlinear Dynamics to Human Knee Movement on Plane and Inclined Treadmill. // New Trends in Medical and Service Robots: Human Centered Analysis, Control and Design. Springer, 2016. Pp. 59–73.
53. **Vitali R. V. et al.** Method for estimating three-dimensional knee rotations using two inertial measurement units: Validation with a coordinate measurement machine // Sensors (Switzerland). 2017. № 9 (17). Pp. 1–16.
54. **Wang H., Zheng N.N.** Knee joint secondary motion accuracy improved by quaternion-based optimizer with bony landmark constraints. // Journal of biomechanical engineering. 2010. № 12 (132). Pp. 1–6.
3. **Borisov A.V.** Modeling the dynamics of a multilink anthropomorphic mechanism. Author's abstract. diss. Cand.Tech.Science. 05.13.18./A.V. Borisov; Tula State University – Tula, 2005 – 20 p. (In Russian)
4. **Borisov A.V.** Dynamics of mechanical rod systems with links of variable length applied to endo- and exoskeletons. Author's abstract. diss. doctor of physical and mathematical sciences. 01.02.01./ A.V. Borisov; Moscow State University. M.V. Lomonosov Moscow – Moscow, 2015 – 37 p. (In Russian)
5. **Butikov E.I.** Stabilization of the inverted pendulum (60 years of Kapitza's pendulum) // Computer tools in education. 2010. № 5. P. 40-51. (In Russian)
6. **Butikov E.I.** Extended and refined criterion of stability of Kapitza's pendulum // Computational tools in education. 2011. № 2. C. 16-26. (In Russian)
7. **Butikov E.I.** Pendulum with an oscillating suspension (subharmonic resonances) // Computer tools in education. 2011. № 1. C. 31-49. (In Russian)
8. **Weitz V.L.** Dynamics of machine units / V.L. Weitz, L.: Mechanical Engineering, 1969. P. 236. (In Russian)
9. **Wolfson I.I.** Dynamics of cyclic machines / I.I. Wolfson, St. Petersburg: Politechnica, 2013. P. 56. (In Russian)
10. **Glass L., Mackie M.** From clocks to chaos: The rhythms of life: Trans. from English. / Glass L., Maki M., Moscow: Mir, 1991. P. 64-65. (In Russian)
11. **Ermakov SF** Tribology of liquid-crystal nanomaterials and systems / S.F. Ermakov, Minsk: Belaruskaya Navuka, 2012. P. 83. (In Russian)
12. **Zatsiorsky VM, Aruin AS, Seluyanov V.N.** **Biomechanics of the human motor apparatus** / V.M. Zatsiorsky, A.S. Aruin, V.N. Seluyanov, Moscow: Physical Culture and Sport, 1981. P. 7, 12-13. (In Russian)
13. **Ioffe, M.L.** Kinematics of flat motion of the knee joint of a man (how many degrees of freedom does the knee joint have?) // Russian Journal of Biomechanics. 2008. № 1 (12). P. 59-68. (In Russian)
14. **Isaeva V.V.** **Fractals and chaos in biological morphogenesis.** Monogram. / V.V. Isaeva, Yu.A. Karetin, A.V. Chernyshev, D.Yu. Shkuratov, Vladivostok: Institute of Marine Biology, Far East Division, Russian Academy of Sciences, 2004. P. 78-73. (In Russian)
15. **Karabutov N.N.** Structural identification of systems: analysis of dynamic structures / N.N. Karabutov, Moscow: MGIU, 2008. 160 p. (In Russian)
16. **Koblev Ya.K., Doronin AM, Romanov DA** SWOT-analysis in the structure of information technologies of physical education // Uchenye zapiski. 2011. № 81 (11). P. 61-66. (In Russian)
17. **Kuznetsov A.C., Kuznetsov SP, Sataev I.R.** Parametric generator of hyperbolic chaos on the basis of two coupled oscillators with nonlinear dissipation // Journal of Technical Physics. 2010. № 12 (80). P. 1-9. (In Russian)
18. **Kuznetsov A.P.** and others. The dynamics of coupled chaotic oscillators: from chaos to quasiperiodicity //

Поступила 09.02.2018

УДК УДК 617.3+606

REFERENCES

1. **Alyukov S.V.** Scientific foundations of inertial stepless gears with increased load capacity: 05.02.02: Diss. doctor of Tech. Sciences / Alyukov S.V. ; NIU South Ural state. un-t. – Chelyabinsk., 2014. – 369 hp. Pp. 85-90. (In Russian)
2. **Bernshtein N.A.** On the construction of motions / N.A. Bernstein, M. : Medgiz, 1947. P. 134. (In Russian)

- Nonlinear dynamics. 2014. No. 4 (10). P. 387-405. (In Russian)
19. **Kulyaba TA** Endoprosthetics of the knee joint using hinged implants // *Traumatology and orthopedics of Russia*. 2008. № 2 (48). P. 110-114. (In Russian)
 20. **Lightfoot E.** Transport phenomena in living systems. Trans. from English. / E. Lightfoot, Moscow: Mir, 1977. P. 51-55. (In Russian)
 21. **Levik Yu.S.** System of internal representation in motion control and organization of sensorimotor interaction. Author's abstract. diss. doctor of biological science. 03.00.13./Yu.S. Levik. Institute for Information Transmission Problems, Russian Academy of Sciences – Moscow, 2006 – 46 p. (In Russian)
 22. **Nekrasov A.I.** Course of theoretical mechanics. Volume I. The principle of possible displacements. The dynamics of a point. Dynamics of the system. / A.I. Nekrasov, 6 th ed., M.: State Publishing House of Technical and Theoretical Literature, 1956. pp. 11-12. (In Russian)
 23. **Petukhov S.V.** Vibration genetic biomechanics and inherited systems of biological resonances // *Medicine and High Technologies*. 2015. (2). P. 16-28. (In Russian)
 24. **Popov V.L.** Mechanics of contact interaction and physics of friction. From nanotribology to earthquake dynamics / V.L. Popov, Moscow: Fizmatlit, 2013. P. 191.
 25. **Samoylova M.V.** Investigation of combined planetary wave mechanisms: 05. 02. 18: Author's abstract. diss. Cand. those. Sciences / Samoylova M.V. ; NE Bauman MSTU – M., 2000. – 141 p. (In Russian)
 26. **Svechkarev VG, Gerashchenko A., Svechkareva L.N.** Modern strategy for improving the human motor abilities through automated control systems // *New technologies*. 2010. № 1. P. 1-3. (In Russian)
 27. **Suslov A.A. et al.** The role of the liquid phase and the porous structure of the cartilage in the formation of biomechanical properties of the joints. Part II // *Russian Journal of Biomechanics*. 2008. № 4 (42) (12). C. 33-39. (In Russian)
 28. **Timofeev GA, Barbashov NN, Tsirovsky A.N.** Design of the mechanism of intermittent motion on the basis of a wave gear transmission with the generator of waves of internal deformation // *Vestnik of MSTU. N.E. Bauman. Ser. «Mechanical engineering»*. 2016. No. 107 (2). P. 113-124. (In Russian)
 29. **Tikhilov RM et al.** Current trends in orthopedics: arthroplasty of the knee joint // *Traumatology and orthopedics of Russia*. 2012. No. 64 (2). P. 5-15. (In Russian)
 30. **Chertov A.G.** Physical quantities / A.G. Chertov, M.: Higher School, 1990. P. 57. (In Russian)
 31. **Shilko SV, Ermakov SF** The role of the liquid phase and porous structure of cartilage in the formation of biomechanical properties of joints. Part I // *Russian Journal of Biomechanics*. 2008. № 2 (40) (12). P. 31-40. (In Russian)
 32. **Shmalgauzen I.I.** Cybernetic issues of biology. Series «Cybernetics in monographs» of the SD AS USSR / II. Shmalgauzen, Novosibirsk: Nauka, 1968. P. 134. (In Russian)
 33. **Wave transmission / Yu.B. Sinkevich // Veshin – Gazli.** – Moscow: Soviet Encyclopedia, 1971. – P. 310-311. – (The Great Soviet Encyclopedia: [in 30 volumes] / Editor A. Prokhorov, 1969-1978, Vol. 5). (In Russian)
 34. **Anderson D.E., Johnstone B.** Dynamic Mechanical Compression of Chondrocytes for Tissue Engineering: A Critical Review // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2017. № December (5). P. 1–20.
 35. **Anderson F.C., Pandy M.G.** Dynamic Optimization of Human Walking // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2001. № 5 (123). Pp. 381–390.
 36. **Baka N. et al.** Evaluation of automated statistical shape model based knee kinematics from biplane fluoroscopy. // *Journal of biomechanics*. 2014. № 1 (47). Pp. 122–129.
 37. **Camomilla V., Dumas R., Cappozzo A.** Human movement analysis: the soft tissue artefact issue // *Journal of Biomechanics*. 2017. (62). Pp. 1–4.
 38. **Chen B. et al.** An in vivo subject-specific 3D functional knee joint model using combined MR imaging // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2013. № 5 (8). Pp. 741–750.
 39. **Georgescu M., Petcu A., Tarnita D.** Nonlinear movement of human knee overground & on treadmill // *Bulletin of the Transilvania University of Braşov. Series I: Engineering Sciences*. 2016. № 2 (9(58)). Pp. 125–132.
 40. **Haglin J.M. et al.** Patient-Specific Orthopaedic Implants. // *Orthopaedic surgery*. 2016. № 4 (8). Pp. 417–424.
 41. **Hollister A.M. et al.** The axes of rotation of the knee. // *Clinical orthopaedics and related research*. 1993. № 290. Pp. 259–268.
 42. **Laurent C. et al.** Towards a Tissue-Engineered Ligament: Design and Preliminary Evaluation of a Dedicated Multi-Chamber Tension-Torsion Bioreactor // *Processes*. 2014. № 1 (2). Pp. 167–179.
 43. **Leszko F. et al.** In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor? // *Clinical orthopaedics and related research*. 2011. № 1 (469). Pp. 95–106.
 44. **Liu Q., Prakash E.C.** The Parameterization of Joint Rotation with the Unit Quaternion /VIIth Digit Image Comput Tech Appl 10-12 Dec 2003. Sydney, 2003. Pp. 409–417 .
 45. **Loram I.D., Gawthrop P.J., Lakie M.** The frequency of human, manual adjustments in balancing an inverted pendulum is constrained by intrinsic physiological factors. // *The Journal of physiology*. 2006. № 1 (577). Pp. 417–432.
 46. **Nema S., Kowalczyk P., Loram I.** Complexity and dynamics of switched human balance control during quiet standing // *Biological Cybernetics*. 2015. № 4 (109). Pp. 469–478.

47. **Panjabi M.M., Goel V.K., Walter S.D.** Errors in kinematic parameters of a planar joint: Guidelines for optimal experimental design // *Journal of Biomechanics*. 1982. № 7 (15). Pp. 537–544.
48. **Sangeux M., Barré A., Aminian K.** Evaluation of knee functional calibration with and without the effect of soft tissue artefact // *Journal of Biomechanics*. 2017. (62). Pp. 53–59.
49. **Schache A.G., Baker R., Lamoreux L.W.** Defining the knee joint flexion-extension axis for purposes of quantitative gait analysis: An evaluation of methods // *Gait and Posture*. 2006. № 1 (24). Pp. 100–109.
50. **Smidt G.L.** Biomechanical analysis of knee flexion and extension // *Journal of Biomechanics*. 1973. № 1 (6). Pp. 79–92.
51. **Steines D., Timsari B., Tsougarakis K.** Fusion of multiple imaging planes for isotropic imaging in MRI and quantitative image analysis using isotropic or near-isotropic imaging // United States Patent US 8,094,900 B2 Appl. NO.: 12/614,946. 2012. 15 p.
52. **Tarnita D., Georgescu M., Tarnita D.N.** Application of Nonlinear Dynamics to Human Knee Movement on Plane and Inclined Treadmill. // *New Trends in Medical and Service Robots: Human Centered Analysis, Control and Design*. Springer, 2016. Pp. 59–73.
53. **Vitali R. V. et al.** Method for estimating three-dimensional knee rotations using two inertial measurement units: Validation with a coordinate measurement machine // *Sensors (Switzerland)*. 2017. № 9 (17). Pp. 1–16.
54. **Wang H., Zheng N.N.** Knee joint secondary motion accuracy improved by quaternion-based optimizer with bony landmark constraints. // *Journal of biomechanical engineering*. 2010. № 12 (132). Pp. 1–6.

Received 09.02.2018
UDC УДК 617.3+606