

Дизайн и изготовление экономичного протеза коленного сустава

Т. С. Хуссейн¹, А.И. Изюмов²

¹Министерство образования, главное управление образования, Аль-Анбар, Ирак

²Донской государственной технической университет, Ростов-на-Дону

Аннотация: Для того, чтобы человек с ампутированной конечностью мог восстановить двигательную активность, необходимо создать подходящий протез нижней конечности, способный двигаться. Цель этого исследования - усовершенствовать пассивный протез, зависящий от микроконтроллерного блока, трансфеморальный протез, который может достичь желаемой скорости вращения для функционального использования, оставаясь при этом недорогим. Усовершенствование этой конструкции направлено на создание нового механизма коленного сустава с использованием уже существующего двигателя постоянного тока, ножки и гнезда, которые можно получить от предыдущей модели. Это влечет за собой имитацию нормальной функции конечности, а также увеличение диапазона движения коленного протеза. Особые требования, которые должны быть выполнены в этом исследовании: способность новой модели коленного сустава сгибаться до 90 градусов и быть достаточно прочной, чтобы выдерживать вес тела человека с ампутированной конечностью. Все компоненты коленного сустава разработаны с использованием программного обеспечения Solid Works. После этого каждый компонент будет собран, и механизм коленного сустава будет смоделирован, чтобы визуализировать воображаемое движение модели нового суставного протеза коленного сустава. Используемые материалы (алюминий 6061-T6 и нержавеющая сталь 4130) выбраны после рассмотрения стоимости материала и их свойств. Модельный протез протестирован с использованием программного обеспечения ANSYS (FEM), а результаты изучены, чтобы определить, может ли он выдерживать определенные нагрузки. На основе полученных результатов проведена оценка новой модели, предложенная в этом исследовании.

Ключевые слова: коленный сустав, протезирование, Solid works, ANSYS software, алюминий 6061-T6, нержавеющая сталь 4130.

Введение

Пациенты с ампутацией нижних конечностей сталкиваются с многочисленными физическими проблемами, которые ставят под угрозу их здоровье и мобильность [1]. Используя активные и неактивные компоненты, адаптированные к особенностям неповрежденной конечности, современная конструкция протеза направлена на восстановление естественной и эффективной походки [2]. Раньше ходунки, инвалидные коляски, деревянные ножки и костыли были единственными вариантами для тех, кто потерял нижнюю конечность. Однако люди с таким типом инвалидности теперь могут воспользоваться достижениями медицинской науки и техники, используя моторизованные протезы нижних конечностей.

Движение ног и коленей является очень важным в человеческом теле. Во время стояния нога помогает поддерживать равновесие, а движение колена соединяет верхнюю и нижнюю части ног и позволяет нам ходить, сгибая их вместе. На рынке присутствуют коммерчески доступные активные/полуактивные протезы коленных суставов на основе микроконтроллеров, такие как C-Leg, но из-за их высокой стоимости они доступны только избранным и страдают от чувствительности к неопределенности входных данных, что может повлиять на их производительность [3].

Поведение хорошего протезного коленного сустава должно быть таким же, как у биологического колена. В настоящее время на рынке существует несколько различных типов протезов коленей. Они варьируются по сложности от простых механических устройств до сложных систем с микропроцессорным управлением. В большинстве случаев механическое колено балансирует между подвижностью и стабильностью. Именно здесь за работу берётся протезист, чтобы помочь людям с ампутированными конечностями найти баланс, соответствующий их мышечной координации.

Рисунок 1 [4] обобщает множество типов протезных коленей (Одноосное колено, Фиксирующие колени, колени с контролем положения/управления стойкой, полицентрические колени, пневматические/гидравлические колени и микропроцессорные колени). В статье [5], каркас безопасности был нарисован в программе CAD Solid Works и проанализирован с использованием конечного анализа с применением различных граничных условий. Каркас безопасности был разработан с учетом стали AISI 4130.

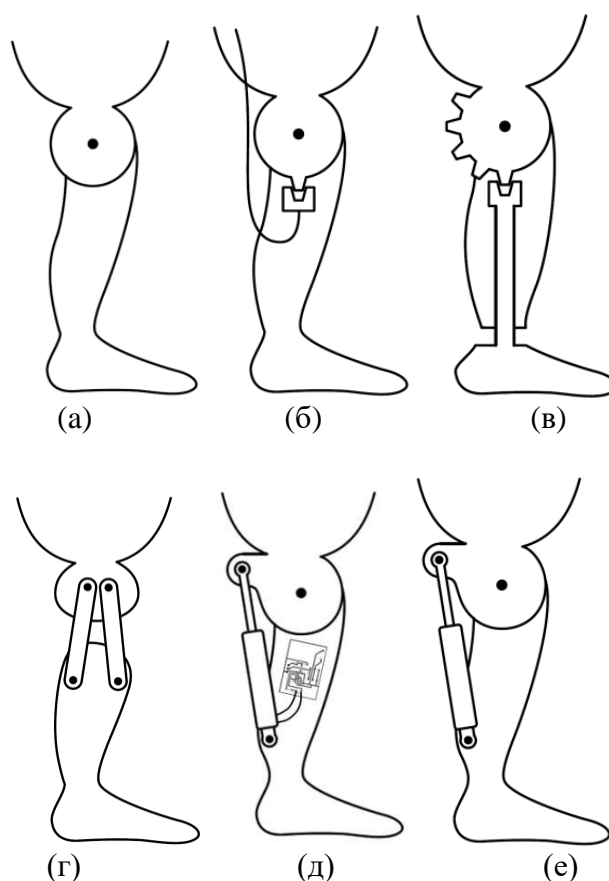


Рис. 1. - (а) Одноосное колено, (б) фиксирующее колено, (в) колено для управления стойкой, (г) полицентрическое колено, (д) пневматическое колено, (е) микропроцессорное колено [4].

В исследовании [6], представлены рекомендации по обработке химических свойств материалов, подвергающихся динамическому напряжению. В работе [7], в качестве объекта исследования взята адаптивная система управления интеллектуальным протезом нижней конечности на основе виртуальной реальности 5G. Используя современные передовые технологии связи 5G и технологии виртуальной реальности, создается высокопроизводительный интеллектуальный протез нижних конечностей. Работа [8] посвящена разработке и моделированию протеза ноги с МР-демпфером для управления коленным суставом у пациентов с ампутацией выше колена. Для коленного сустава протеза ноги выбран четырехзвенный механизм.

Основная цель исследования [9] - проверка и рассмотрение существующей структурной оптики протеза выше колена, разработанной компанией Hosmer колено. Была разработана САD-модель протеза колена и проведен анализ метода конечных элементов для статической и циклической нагрузки. В исследовании [10] сравнивались пространственно-временные и кинематические параметры ходьбы для двух распространенных типов протезов коленных суставов, управляемых фазой качания, основанных на трении. В статье [11] приведены исследования трещины на стадии деформирования, возникающие на поверхностях цилиндрических блоков в результате действия динамических нагрузок и нахождение для них соответствующих решений.

Целями исследования [12] были (а) количественная оценка и сравнение величины ошибок в силах и моментах в коленном суставе, полученных с обратной динамикой и прямыми измерениями у десяти участников с трансфemorальной ампутацией во время ходьбы, и (б) попытка выяснить, можно ли охарактеризовать эти ошибки для различных протезов коленей.

Модель протеза коленного сустава.

На рисунке 2а показана вся конструкция протеза конечности, использованного в этом исследовании. Протезная стопа, двигатель постоянного тока, опора и гнездо — всё это коммерчески доступные детали.

Данный проект направлен только на разработку трансфemorального протеза коленного сустава для ампутированных. Конструкция протеза коленного сустава состоит из двух частей: верхняя часть представляет собой мужской сустав, соединенный с гнездом, а нижняя часть представляет собой женский сустав, соединенный с пилоном. Как видно на рисунке 2б, эти две части соединены болтом, что позволяет им функционировать, как единое твердое тело.

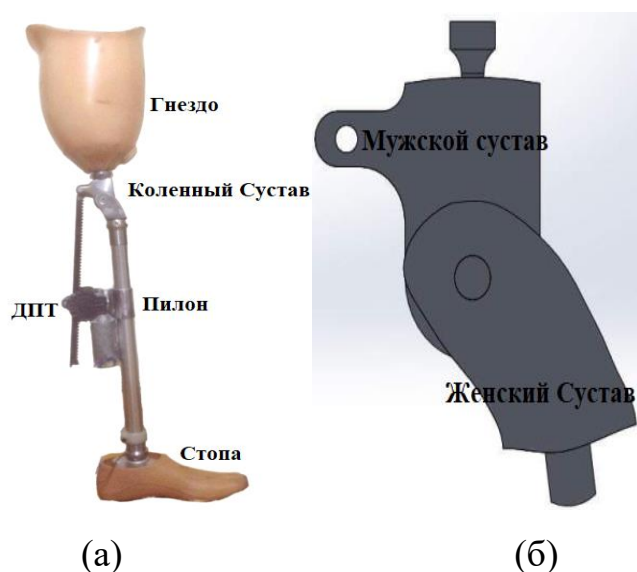


Рис. 2. - (а) Протез ноги полной конструкции и (б) Изготовленная модель коленного сустава.

На рисунке 3 показано, как два элемента работают вместе, создавая моменты в коленном суставе путем перемещения шарнира протеза коленного сустава. Приводимый в действие двигатель создает моменты,

вытягивая/толкая нижнюю секцию. В эти моменты коленный сустав может сгибаться или разгибаться. Двигатель, который привел в действие соединительную деталь, крепится к хвостовику или пилону. Соединительная часть служит основой протеза коленного сустава, выдерживая большую часть прилагаемой нагрузки. Наконец, микроконтроллер посылает сигнал на двигатель, затем зуб стержня, соединённый с зубчатым редуктором двигателя для перемещения соединенного стержня вниз/вверх, заставляет коленный сустав вращаться и позволяет модели коленного сустава сгибаться или разгибаться после активации приводного двигателя.



Рис. 3. - Сгибание/разгибание до 90 градусов модели коленного сустава.

Алюминий и сталь, используемые при изготовлении ортеза голеностопного сустава, являются наиболее широко используемыми материалами для коленных суставов из-за их легкого веса и низкой стоимости. В этом проекте сравниваются характеристики двух материалов (алюминий 6061-T6 и нержавеющая сталь 4130), всех материалов при различных условиях нагрузки. Механические свойства материалов приведены в таблице 1 [5].

Таблица № 1

Механические свойства материалов из алюминия и нержавеющей стали [5].

Материалы	Плотность (Кг/м3)	Модуль Юнга (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел текучности (МПа)	Пределный Стресс (МПа)
Алюминий 6061-Т6	2780	68.9	0.33	276	310
Нержавеющая сталь 4130	7850	205	0.285	460	731

Результаты исследования.

Граничное условие модели анализа коленного сустава.

Граничное условие должно быть применено к модели коленного сустава для анализа оценки напряжений Фон-Мизеса и деформации моделей. Граничное условие включает в себя приложенную нагрузку 1200 Н на неподвижную опору на нижней поверхности охватывающего соединения, как показано на рисунке 4 для всех материалов (алюминий 6061-Т6, и нержавеющей сталь 4031).

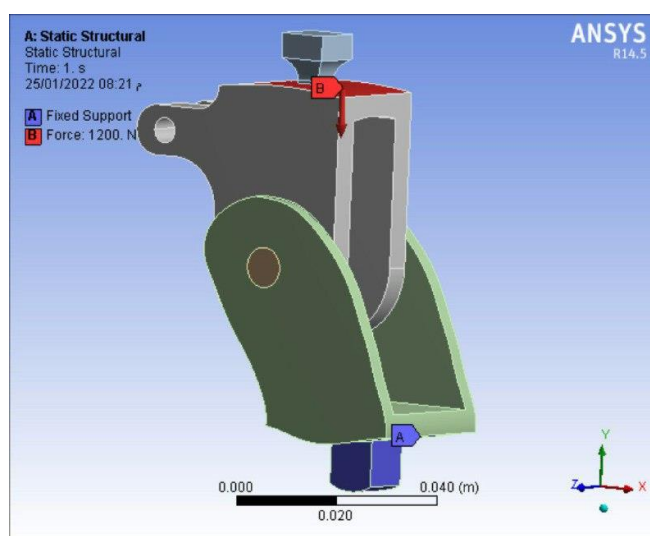


Рис. 4. - Модель коленного сустава, подвергнутая граничному условию.

Анализ конечных элементов.

В этом проекте предлагаются два разных материала. Они (алюминий 6061-T6 и нержавеющая сталь 4031), в конце данного проекта выбран только один материал. Все материалы подвергнуты моделированию с использованием ANSYS 2021R2, рисунки 5 и 6 иллюстрируют анализ смещения и анализ напряжений Фон Мизеса.

Анализ стресса фон Мизеса.

Распределение напряжений в коленном суставе варьировалось от (41,60 до 40,86,04 МПа и от 41,79 до 40,88 МПа) для алюминия 6061-T6 и стали 4031 соответственно. Клавиша colure показывает различные значения напряжения, распределенные по голеностопному суставу ортеза. Распределение низкого напряжения (темно-/светло-синий цвет) присутствует практически во всех областях коленного сустава, в то время как распределение высокого напряжения (темно-/светло-красный цвет) преобладает в верхней части коленного сустава в мужской части, как показано на рисунке 5. Если коленный сустав подвергается высокой нагрузке, этот компонент может выйти из строя. Нержавеющая сталь 4031 является лучшим материалом для выбора на основе анализа статических напряжений из-за значительного значения между максимальным напряжением (41,79 МПа) и пределом текучести (460 МПа) этого материала, но алюминий 6061-T6 является самым легким по сравнению с материалом из нержавеющей стали 4031. Предел текучести материала относится к величине напряжения, которое он может выдержать в случае временной деформации.

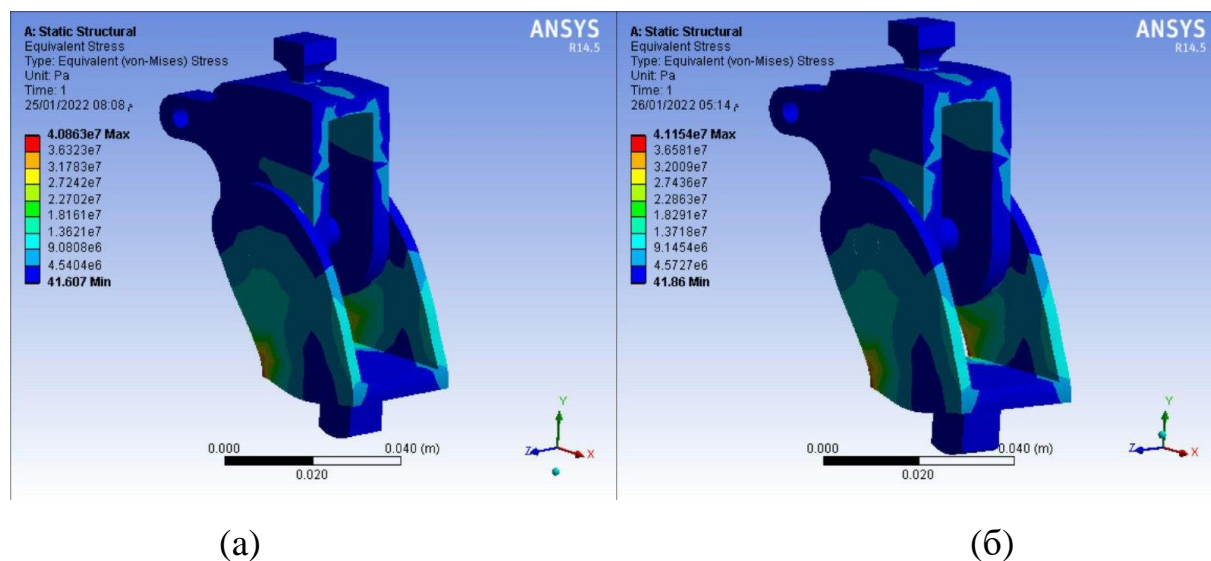


Рис. 5. - Анализ напряжений Фон Мизеса для (а) алюминия 6061-Т6 и (б) нержавеющей стали 4031 соответственно.

Анализ деформации.

Диапазон цветов на рисунке б относится к различным значениям смещения, распределенным по всему коленному суставу. В нижней части охватывающей соединительной поверхности имеется смещение. Для обоих типов материалов смещение наиболее велико в частях красного/оранжевого цвета, которые расположены сверху. Наружное соединение для обеих моделей (алюминий 6061-Т6 и нержавеющая сталь 4031) имеет максимальные смещения (0,035 и 0,012 мм) соответственно. Нержавеющая сталь 4031 имеет меньшие смещения, чем алюминий 6061-Т6, и является предпочтительной.

При помощи программы Solid Works рассчитан ожидаемый вес каждого компонента. Алюминий 6061-Т6 является самым легким по сравнению с материалом из нержавеющей стали 4031. В таблице 2 представлены значения анализа смещения и анализа статического напряжения, а также ожидаемый общий вес.

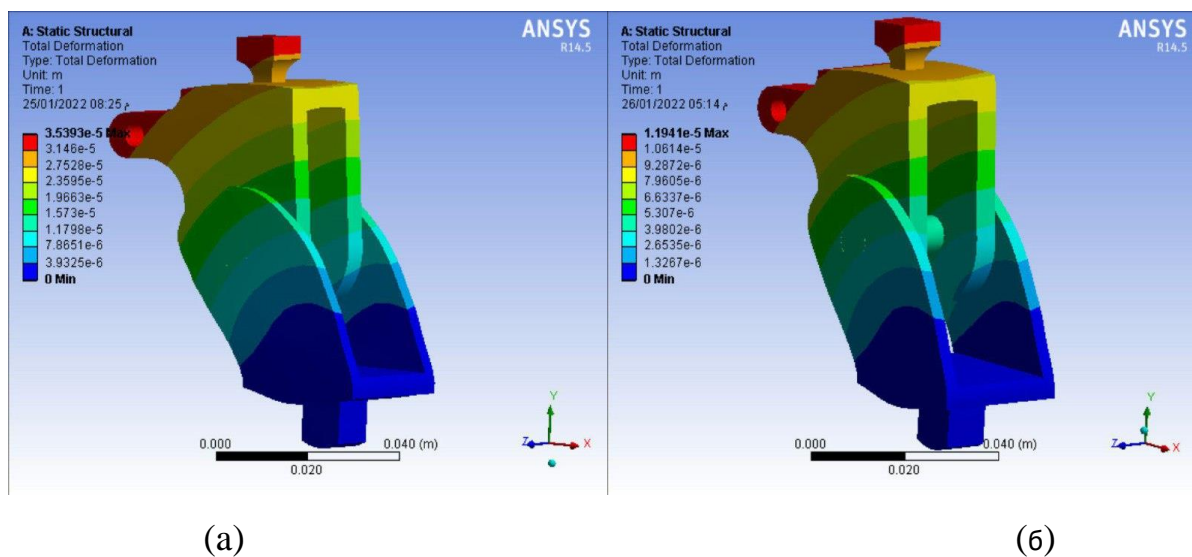


Рис. 6. - Анализ деформации для (а) алюминия 6061-Т6 и (б) нержавеющей стали 4031 соответственно

Таблица № 2

Напряжение стресс Фон-Мизеса и результаты деформации.

Материалы	Стресс фон-Мизеса (МПа)			деформации (ММ)		Вес (Кг)
	Предел текучести	Мини	Макс	Мини	Макс	
Алюминий 6061-Т6	276	41.60	40.86	0	0.035	0.192
Нержавеющая сталь 4130	460	41.86	41.15	0	0.012	0.561

Заключение

Результаты показали, что:

1. Максимальное напряжение фон Мизеса наблюдается в нержавеющей стали 4031 со значением 41,86 МПа.
2. Максимальная деформация наблюдается в алюминии 6061-Т6 со значением 0,035 мм.
3. Максимальный вес наблюдается у нержавеющей стали 4031 со значением 0,561 кг.
4. Максимальный коэффициент запаса прочности наблюдается у алюминия 6061-Т6 со значением 12,1.

Благодаря приемлемой безопасности и низкой стоимости, модель из алюминия 6061-Т6 выбрана как наиболее оптимальная для использования при изготовлении коленного сустава, обеспечивающая большую стабильность и комфорт для пациентов.

Литература

1. Schmalz T., Köhler T., Burkhardt K., Dlugoszek A., Overdevest E., Kannenberg A., Bellmann M. Evaluation of Biomechanical Effects and Patient Benefits of a New Orthotic Ankle Joint in Stance Control Orthosis Fittings. // Journal of Prosthetics and Orthotics. January 27, 2022.
2. Pitkin M. R. Biomechanics of lower limb prosthetics. Springer, 2009. 141 p.
3. Borjian R. Design, modeling, and control of an active prosthetic knee. MS thesis. Waterloo. University of Waterloo, 2008. 127 p.
4. Lambrecht B. Design of a hybrid passive-active prosthesis for above-knee amputees. Berkeley, University of California, 2008. 212 p.

5. Seelam A.B., Ahmed A., Sachidananda K.H. Buggy role cage–analysis and design. // International Journal of Safety and Security Engineering. 10.5 (2020): 589-599. URL: doi.org/10.18280/ijssse.100502.

6. Синельщиков В.В. Определение поперечных размеров деформируемых заготовок // Инженерный вестник Дона. 2019. № 1. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n1y2019/3505.

7. Gongxing Y., Jialing L., Hue X., Minggui Z. Adaptive Control System of Intelligent Lower Limb Prosthesis Based on 5G Virtual Reality. // Wireless Communications and Mobile Computing 2022. 2022. V. 2022. URL: <https://doi.org/10.1155/2022/4572503>.

8. Ganapati S., Ashish T., Seung B.C., Vikram G. K., Jagadeesha T. Design, Modeling, and Simulation of Low-Cost Magnetorheological Fluid-Based Prosthetic Leg. // Recent Advances in Manufacturing Processes and Systems. Springer, Singapore, 2022. 281-294 p.

9. Chauhan S. S., Bhaduri S. C. Structural analysis of a Four-bar linkage mechanism of Prosthetic knee joint using Finite Element Method. EVERGREEN Joint Journal of Novel Carbon Resource Sciences & Green Asia Strategy 7.02 (2020). 209-215 p.

10. Andrysek J., Micheline A., Eshraghi A., Kheng S., Heang T. Thor P. Gait Performance of Friction-Based Prosthetic Knee Joint Swing-Phase Controllers in Under-Resourced Settings. // Prosthesis 4.1 (2022): 125-135 p.

11. Синельщиков В.В., Томилин С.А. Влияние некоторых технологических факторов динамического горячего прессования на структуру и свойства материала сателлитов дифференциала // Инженерный вестник Дона. 2022. № 2. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2022/7450.

12. Dumas R., Brånemark R, Frossard L. Gait analysis of transfemoral amputees: errors in inverse dynamics are substantial and depend on prosthetic



design. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering 25.6 (2016): 679-685 p.

References

1. Schmalz T., Köhler T., Burkhardt. K., Dlugoszek A., Overdevest E., Kannenberg A., Bellmann M. Journal of Prosthetics and Orthotics. January 27, 2022.
2. Pitkin M. R. Biomechanics of lower limb prosthetics. Springer, 2009. 141 p.
3. Borjian R. Design, modeling, and control of an active prosthetic knee. MS thesis. Waterloo. University of Waterloo, 2008. 127 p.
4. Lambrecht B. Design of a hybrid passive-active prosthesis for above-knee amputees. Berkeley, University of California, 2008. 212 p.
5. Seelam A.B., Ahmed A., Sachidananda K.H. International Journal of Safety and Security Engineering. 10.5 (2020): 589-599. URL: doi.org/10.18280/ijssse.100502.
6. Sinel'shnikov V.V. Inzhenernyj vestnik Dona. 2019. № 1. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n1y2019/3505.
7. Gongxing Y., Jialing L., Hue X., Mingui Z. Wireless Communications and Mobile Computing 2022. 2022. V. 2022. URL: <https://doi.org/10.1155/2022/4572503>.
8. Ganapati S., Ashish T., Seung B.C., Vikram G. K., Jagadeesha T. Recent Advances in Manufacturing Processes and Systems. Springer, Singapore, 2022. 281-294 p.
9. Chauhan S. S., Bhaduri S. C. Evergreen Joint Journal of Novel Carbon Resource Sciences & Green Asia Strategy 7.02 (2020). 209-215 p.
10. Andrysek J., Michelini A., Eshraghi A., Kheng S., Heang T., Thor P. Prosthesis 4.1 (2022): 125-135 p.



11. Sinel`shnikov V.V., Tomilin S.A. Inzhenernyj vestnik Dona. 2022. № 2.
URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2022/7450.

12. Dumas R., Brånemark R, Frossard L. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering 25.6 (2016): 679-685 p.