

Научная статья

УДК 616.727.3-77-089.843]-089.168.1-06

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2026-32-4-510-519>



Анализ причин осложнений при эндопротезировании локтевого сустава: опыт 622 операций и перспективы разработки имплантатов

Т.И. Александров, А.А. Иванова✉, В.М. Прохоренко

Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна, Новосибирск, Россия

Автор, ответственный за переписку: Анастасия Александровна Иванова, aivanova.nsk@yandex.ru

Аннотация

Введение. Тотальное эндопротезирование локтевого сустава (ТЭЛС) является эффективным методом лечения пациентов с поздними стадиями заболеваний локтевого сустава, однако частота послеоперационных осложнений остаётся высокой.

Цель работы — проанализировать структуру и причины осложнений после ТЭЛС в зависимости от биомеханического дизайна имплантата, а также оценить влияние резекции блока плечевой кости на силовые показатели кисти.

Материалы и методы. Проведено ретроспективное нерандомизированное когортное исследование 622 пациентов с первичным и ревизионным ТЭЛС (2002–2025 гг.). В зависимости от биомеханического принципа фиксации имплантированных конструкций пациенты разделены на две группы: группа жесткосвязанных систем (ЭСИ, $n = 404$) и группа полусвязанных систем (Zimmer Coonrad – Morrey, Connet, Treza, Logeeks, $n = 218$). Анализировали клинко-рентгенологические данные, интраоперационные находки при ревизиях и результаты инструментальной динамометрии ($n = 80$) до операции и через шесть недель после вмешательства. Статистический анализ выполнен непараметрическими методами (Манна – Уитни, Уилкоксона, χ^2).

Результаты. Общая частота осложнений составила 7,0 % (44/622). В группе жесткосвязанных имплантатов доминирующим механизмом неудачи стало асептическое расшатывание компонентов (4,5 %, 18/404), обусловленное концентрацией напряжений на костно-цементном интерфейсе. В группе полусвязанных систем ведущей причиной ревизий явилась механическая несостоятельность шарнирного узла / износ полиэтиленового вкладыша (3,2 %, 7/218). Резекция блока плечевой кости не оказала клинически значимого влияния на силу кистевого и щипкового хвата ($p > 0,05$).

Обсуждение. Существующие конструкции ТЭЛС демонстрируют предсказуемый профиль осложнений, напрямую связанный с их биомеханическим дизайном. Оптимизация результатов требует не только совершенствования хирургической техники, но и перехода к имплантатам нового поколения, учитывающим сложную трехмерную кинематику сустава, обеспечивающим сбалансированное перенаправление нагрузок и обладающим усиленной, износостойкой шарнирной системой.

Заключение. Профиль осложнений после ТЭЛС детерминирован конструктивным дизайном имплантата. Жесткосвязанные системы предрасполагают к асептическому расшатыванию, полусвязанные — к усталостному износу шарнира. Резекция блока плечевой кости не ухудшает функциональные силовые показатели кисти. Перспективное развитие имплантатов должно базироваться на оптимизации контролируемого варус-вальгусного люфта (5–7°), инженерном усилении узла сопряжения и учете естественной анатомической торсии дистального метаэпифиза плечевой кости.

Ключевые слова: локтевой сустав, тотальное эндопротезирование, осложнения, ревизионное эндопротезирование, биомеханика, дизайн эндопротеза

Для цитирования: Александров Т.И., Иванова А.А., Прохоренко В.М. Анализ причин осложнений при эндопротезировании локтевого сустава: опыт 622 операций и перспективы разработки имплантатов. *Гений ортопедии*. 2026;32(4):510-519. doi: 10.18019/1028-4427-2026-32-4-510-519.



Complications of total elbow arthroplasty: experience with 622 cases and implant developments

T.I. Alexandrov, A.A. Ivanova✉, V.M. Prokhorenko

Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, Russian Federation

Corresponding author: Anastasia A. Ivanova, aivanova.nsk@yandex.ru

Abstract

Introduction Total elbow arthroplasty (TEA) is increasingly used for the treatment of advanced elbow conditions with the rate of adverse events after surgery being high.

The **objective** was to analyze the spectrum and causes of complications following TEA depending on the biomechanical implant design and evaluate the effect of humeral trochlear resection on hand grip strength.

Material and methods A retrospective non-randomized cohort study of 622 primary and revision TEA procedures was performed between 2002 and 2025. Depending on the biomechanical principle of implant fixation, patients were stratified into two groups to include constrained implants (ESI, $n = 404$) and semi-constrained implants (Zimmer Coonrad – Morrey, Conmet, Treza, Logeeks, $n = 218$). Clinical and radiological data, intraoperative findings during revisions, and instrumented dynamometry results ($n = 80$) were analyzed preoperatively and at 6 weeks of surgery. Statistical analysis was performed using non-parametric tests (Mann – Whitney U, Wilcoxon, Chi-square).

Results The overall complication rate was 7.0 % (44/622). Aseptic loosening of TEA was more common for constrained implants (4.5 %, 18/404) due to stress concentration at the bone-cement interface. Mechanical failure of the hinge joint/polyethylene wear (3.2 %, 7/218) was the leading cause of revision in the semi-constrained group. Resection of the humeral trochlea had no clinically significant effect on hand and pinch grip strength ($p > 0.05$).

Discussion Existing TEA constructs exhibit a predictable complication profile directly related to their biomechanical design. Optimizing outcomes is associated with advanced surgical techniques and a transition to new-generation implants considering the complex three-dimensional kinematics of the joint and providing balanced load transfer with a reinforced, wear-resistant hinge system.

Conclusion The complication profile after TEA was implant dependent. Constrained systems could predispose to aseptic loosening, and semi-constrained systems can be associated with fatigue wear of the hinge. Trochlear resection did not compromise the hand strength. Future implant developments should focus on optimization of controlled varus-valgus laxity ($5-7^\circ$), reinforcing the hinge coupling mechanism, considering the anatomical torsion of the distal humerus.

Keywords: elbow joint, total elbow arthroplasty, complications, revision arthroplasty, biomechanics, implant design

For citation: Alexandrov TI, Ivanova AA, Prokhorenko VM. Complications of total elbow arthroplasty: experience with 622 cases and implant developments. *Genij Ortopedii*. 2026;32(4):510-519. doi: 10.18019/1028-4427-2026-32-4-510-519.

ВВЕДЕНИЕ

Тотальное эндопротезирование локтевого сустава (ТЭЛС) является операцией выбора при лечении пациентов с тяжелыми формами ревматоидного артрита, посттравматическим артрозом и бесперспективными, с точки зрения реконструкции, переломами дистального метаэпифиза плечевой кости, позволяя купировать болевой синдром и восстанавливать управляемую функцию конечности [1, 2, 3]. Традиционно основным показанием к проведению ТЭЛС являлся выраженный ревматоидный артрит со стойкой утратой функции сустава и болевым синдромом. С течением времени, благодаря совершенствованию конструкций протезов и хирургических методов, ТЭЛС стало вариантом лечения тяжёлых оскольчатых переломов дистального отдела плечевой кости у пожилых людей. E. Kholinne et al. в своем метаанализе указывают, что 71,7 % пациентов, которым проводили ТЭЛС, были старше 70 лет [4, 5, 6]. Функциональные и клинические результаты ТЭЛС, а также выживаемость эндопротезов у пациентов после травмы статистически значимо лучше, чем у пациентов, которым данный вид оперативного вмешательства проводили по поводу ревматоидного артрита [5, 7, 8]. Несмотря на более чем полувековую историю развития, частота осложнений и ревизионных вмешательств после ТЭЛС, по данным мировой литературы, достигает 20–40 %, что значительно превышает аналогичные показатели при эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов [9, 10, 11, 12, 13, 14].

Эволюция конструкций эндопротезов локтевого сустава прошла путь от несвязанных к жесткосвязанным и полусвязанным системам. Жесткосвязанные (*англ.*: constrained) имплантаты, обеспечивая максимальную первичную стабильность, не способны противодействовать торсионным и изгибающим силовым изменениям, что приводит к концентрации напряжения на границе «кость-цемент-протез» и, как следствие, к асептическому расшатыванию. Полусвязанные (*англ.*: semi-constrained) конструкции, обладая некоторой подвижностью в шарнире, призваны снизить эти нагрузки, однако их «ахиллесовой пятой» становится недостаточная механическая прочность самого узла сочленения [15, 16, 17]. При выраженных посттравматических или ревматоидных дефектах дистального отдела плечевой кости, а также при устранении стойких сгибательных контрактур, хирургический этап нередко включает резекцию блока плечевой кости для достижения достаточного объема движений и корректной установки компонентов. Данная манипуляция неизбежно сопровождается изменением точек приложения коллатеральных связок и мышц-стабилизаторов, что потенциально может влиять на биомеханику кистевого хвата. В литературе существуют противоречивые данные о влиянии резекции блока на функциональный исход, — ряд авторов указывает на снижение силы хвата в послеоперационном периоде [18], что может критически ограничивать бытовую активность пациентов. В то же время объективные доказательства клинически значимого нарушения силовых показателей кисти при сохранении интактных сухожильно-мышечных комплексов остаются недостаточными, а методология оценки варьирует между исследованиями.

Несмотря на клиническую значимость силового хвата для качества жизни пациентов, его зависимость от объема костной резекции и типа имплантируемой конструкции изучена недостаточно. В связи с этим анализ структуры осложнений в зависимости от дизайна эндопротеза, а также объективная оценка влияния резекции блока плечевой кости на силовые показатели кисти представляются актуальными задачами современной ортопедии [19, 20, 21, 22, 23].

Цель работы — проанализировать структуру и причины осложнений после ТЭЛС в зависимости от биомеханического дизайна имплантата, а также оценить влияние резекции блока плечевой кости на силовые показатели кисти.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Проведено ретроспективное нерандомизированное когортное исследование на базе ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна. В период с 2002 по 2025 гг. проанализированы результаты 622 операций первичного и ревизионного ТЭЛС.

В зависимости от биомеханического принципа фиксации имплантированных конструкций пациенты разделены на две группы:

- группа жесткосвязанных систем ($n = 404$) — эндопротез ЭСИ (Россия), рис. 1, а;
- группа полусвязанных систем ($n = 218$) — объединённая когорта, включающая:
 - эндопротезы Zimmer Coonrad – Morrey (Zimmer Biomet, США), рис. 1, б;
 - Conmet (Россия), рис. 1, в;
 - Treza (Россия) и Logeeks (Россия), рис. 1, г.



Рис. 1. Эндопротезы локтевого сустава: а — ЭСИ; б — Zimmer Coonrad – Morrey Total Elbow; в — Conmet; г — Logeeks

Объединение отечественных аналогов (Conmet, Treza, Logeeks) в единую подгруппу обусловлено идентичным конструктивным принципом (наличие варус-вальгусного люфта в шарнирном узле 5–7°) и недостаточной мощностью выборки для проведения попарного статистического сравнения каждой модели ($n < 30$ для Conmet, Treza и Logeeks отдельно).

Клинико-демографические характеристики пациентов представлены в таблице 1. Статистический анализ подтвердил сопоставимость групп по полу, возрасту, сроку наблюдения и нозологической структуре ($p > 0,05$), что минимизирует влияние ковариат на оценку частоты и характера осложнений.

Таблица 1

Клинико-демографическая характеристика пациентов

Показатель		Все пациенты ($n = 622$)		Группа жесткосвязанных систем ($n = 404$)		Группа полусвязанных систем ($n = 218$)		p
Возраст, лет, Ме [Q1; Q3]		61,0 [52; 71]		61,5 [53; 72]		59,0 [50; 69]		0,312
Срок наблюдения, лет, Ме [Q1; Q3]		7,2 [4,1; 11,5]		9,5 [5,8; 14,2]		4,8 [2,3; 7,9]		0,184
Пол	Мужчины	абс.	%	абс.	%	абс.	%	0,415
	Женщины	199	32,0	106	26,2	93	42,7	
Нозология	Посттравматический артроз	423	68,0	298	73,8	125	57,3	0,682
	Ревматоидный артрит	280	45,0	179	44,3	101	46,3	
	Острые многооскольчатые переломы дистального отдела плечевой кости	236	38,0	123	30,4	113	51,8	
	Другие патологии	75	12,1	71	17,6	4	1,8	
		31	4,9	31	7,7	0	0,0	

Примечание: Ме — медиана, [Q1; Q3] — интерквартильный диапазон; p — уровень статистической значимости (критерий Манна – Уитни для количественных признаков, χ^2 Пирсона или точный тест Фишера для качественных).

Хирургическая техника и интраоперационный протокол

Все оперативные вмешательства выполняли через стандартный задний доступ с сохранением или рефиксацией сухожилия трёхглавой мышцы плеча [24, 25]. При имплантации жесткосвязанного эндопротеза ЭСИ доступ через сухожилие трицепса с сохранением точки крепления к локтевому отростку обеспечивал достаточную визуализацию для установки и сборки компонентов в ране, что позволяло проводить раннюю функциональную активизацию без дополнительной рефиксации.

Имплантация полусвязанных систем требовала расширения доступа за счёт формирования дополнительных медиального и латерального «окон» для визуального контроля установки цанги и оси шарнирного механизма. При использовании эндопротеза Logeeks в ряде случаев выполняли временное отсечение сухожилия трицепса с последующей трансоссальной рефиксацией и соблюдением щадящего ортопедического режима в раннем послеоперационном периоде.

Тактику ведения локтевого нерва определяли по исходному клиническому статусу. При первичном ТЭЛС локтевой нерв не выделяли для сохранения его васкуляризации и анатомического взаимодействия с окружающими тканями. При ревизионных вмешательствах выполняли декомпрессию путём вскрытия апоневротической мембраны без полной мобилизации. Тотальное выделение локтевого нерва с использованием держалок применяли исключительно при первично диагностированной нейропатии.

Методы диагностики и верификации осложнений

Верификация послеоперационных осложнений базировалась на комплексном анализе клинической картины, стандартной рентгенографии в двух проекциях и мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ). Рентгенологическими критериями асептического расшатывания служили:

- прогрессирующие зоны просветления > 2 мм на границе «кость–цемент–имплантат», охватывающие всю зону фиксации компонента;
- миграция, проседание или изменение угла наклона компонентов;
- перелом или отрыв цементной мантии;
- перипротезный остеолит: локализованные зоны резорбции костной ткани, ассоциированные с реакцией на частицы износа;
- перипротезные переломы, являющиеся причиной или следствием нестабильности;
- механическое разрушение конструкции (износ вкладыша, поломка оси, диссоциация шарнира).

При выполнении ревизионных вмешательств интраоперационно оценивали:

- степень износа полиэтиленового вкладыша;
- целостность механизма блокировки шарнира;
- стабильность фиксации ножек;
- состояние цементной мантии;
- характер костного ложа.

Оценка функциональных результатов (динамометрия)

Для объективизации влияния резекции блока плечевой кости на функцию кисти у части пациентов ($n = 80$) проводили инструментальную динамометрию. Измеряли силу кистевого хвата (кистевой динамометр) и щипковый хват (щипковый динамометр) на доминантной и недоминантной конечностях. Исследование выполняли до операции и через шесть недель после неё. Выбор указанного срока обусловлен завершением первичного заживления мягких тканей, формированием стабильного рубца и возможностью безопасной функциональной нагрузки.

Этические нормы

Исследование одобрено Локальным этическим комитетом ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России (выписка № 014/25 из протокола от 05.09.2025 № 006/25). Все пациенты подписали информированное добровольное согласие на участие в исследовании и обработку персональных данных.

Статистический анализ

Обработка данных выполнена в программной среде SPSS v.26 / R v.4.2. Нормальность распределения количественных признаков оценивали с помощью критерия Шапиро – Уилка. В связи с отсутствием нормального распределения, сравнение независимых выборок проводили непараметрическим критерием Манна – Уитни, для парных измерений (динамика до/после операции) — критерием Уилкоксона. Качественные признаки сравнивали с использованием точного теста Фишера или критерия χ^2 Пирсона. Результаты представлены в виде медианы и интерквартильного диапазона [Q1; Q3], абсолютных (n) и относительных (%) частот. Статистически значимыми считали различия при уровне значимости $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В общей когорте из 622 выполненных операций ТЭЛС в отдаленном послеоперационном периоде выявлено 44 случая различных осложнений, что составило 7,0 % от общего числа вмешательств. Анализ структуры неблагоприятных исходов продемонстрировал прямую зависимость характера и частоты осложнений от биомеханического принципа имплантированной конструкции.

Характер осложнений в группе жесткосвязанных систем (рис. 2)

В группе пациентов, которым имплантирован эндопротез ЭСИ ($n = 404$), ревизионные вмешательства потребовались в 29 случаях (7,2 %). Доминирующей причиной неудовлетворительного результата стало асептическое расшатывание компонентов, зафиксированное у 18 пациентов (4,5 %), преимущественно в области плечевого компонента. Биомеханически это обусловлено полной сопряженностью системы, при которой все физиологические торсионные и варус-вальгусные нагрузки передаются непосред-

ственно на костно-цементный интерфейс, инициируя перипротезный остеолит и потерю стабильности фиксации (злокачественный остеолит). Помимо расшатывания, в данной группе отмечены: усталостный перелом металлической оси шарнира ($n = 3$; 0,7 %); перипротезная инфекция глубоких тканей ($n = 3$; 0,7 %); нейропатия локтевого нерва ($n = 3$; 0,7 %); перипротезный перелом ($n = 1$; 0,2 %). Случаев вывиха или диссоциации шарнира не зарегистрировано, что подтверждает высокую первичную стабильность жесткосвязанной конструкции, однако ценой этого является повышенный риск асептической нестабильности.



Рис. 2. Рентгенограммы локтевого сустава, осложнения эндопротеза ЭСИ: а — злокачественный остеолит; б — разрушение шарнирного узла

Характер осложнений в группе полусвязанных систем (рис. 3)

В когорте пациентов с полусвязанными имплантатами (Zimmer Coonrad – Morrey, Conmet, Treza, Logeeks; $n = 218$) зарегистрировано 15 осложнений (6,9 %). Ведущей причиной ревизий ($n = 7$; 3,2 %) стала механическая несостоятельность узла сочленения, — критический износ полиэтиленового вкладыша или усталостный перелом фиксирующего механизма, приводящий к диссоциации шарнира. Асептическое расшатывание компонентов выявлено у пяти пациентов (2,3 %). Остальные осложнения включали перипротезную инфекцию ($n = 1$; 0,5 %), перипротезный перелом ($n = 1$; 0,5 %) и повреждение локтевого нерва ($n = 1$; 0,5 %). В когорте отечественных полусвязанных эндопротезов (Conmet, Treza, Logeeks; $n < 10$) зафиксированы один случай асептического расшатывания и два случая разрушения шарнирного механизма.



Рис. 3. Разрушение шарнирного узла эндопротеза Zimmer Coonrad – Morrey

Частота осложнений в группе Zimmer Coonrad – Morrey соответствовала общемировым показателям для данной конструкции. Точные абсолютные и относительные значения по каждому типу осложнения представлены в таблице 2.

Таблица 2

Осложнения в группе Zimmer Coonrad – Morrey

Тип осложнения	ЭСИ		Coonrad – Morrey		Conmet / Trez / Logeeks		Всего	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Асептическое расшатывание	18	4,5	4	1,8	1	0,4	23	3,7
Разрушение / износ замка	3	0,7	5	2,3	2	0,8	10	1,6
Перипротезная инфекция	3	0,7	0	0,4	0	0,0	3	0,5
Перипротезный перелом	3	0,7	1	0,4	0	0,0	4	0,6
Нейропатия локтевого нерва	1	0,3	1	0,4	0	0,0	2	0,3
Реинсерция сухожилия трицепса	1	0,3	0	0,0	1	0,4	2	0,3

Примечание: данные представлены в формате n (% от группы). Объединение отечественных систем выполнено ввиду идентичного конструктивного принципа и малой мощности выборки для попарного анализа.

Структурные и биомеханические особенности отдаленного периода

При анализе отдаленных результатов в группе полусвязанных систем выявлена тенденция к изменению нативной механической оси конечности. У части пациентов сформировалась статическая варусная деформация локтевого сустава по типу «ружейного приклада» (англ.: gunstock deformity), что связано

с особенностями балансировки связочного аппарата и конструктивной геометрией плечевого компонента (рис. 4). Конструкционная особенность замка полусвязанного эндопротеза создает ощущение «падения» предплечья, связанное с люфтом шарнирного соединения. Отдельного внимания заслуживает проблема гетеротопической оссификации (ГО). В подгруппе из 10 пациентов, которым при имплантации жесткосвязанного эндопротеза ЭСИ были сохранены надмышечки плечевой кости, во всех случаях (100 %) в послеоперационном периоде развились гетеротопические оссификаты в проекции шарнирного механизма. Рентгенологический и клинический контроль подтвердили, что эктопическое костеобразование приводило к существенному ограничению амплитуды движений в локтевом суставе, требующему в ряде случаев хирургической коррекции (рис. 5).

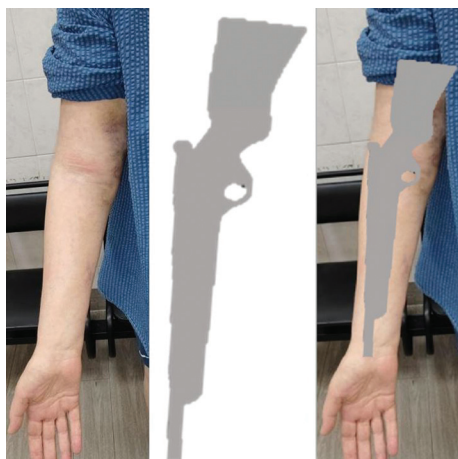


Рис. 4. Варусная деформация локтевого сустава: фотография пациента после ТЭЛС

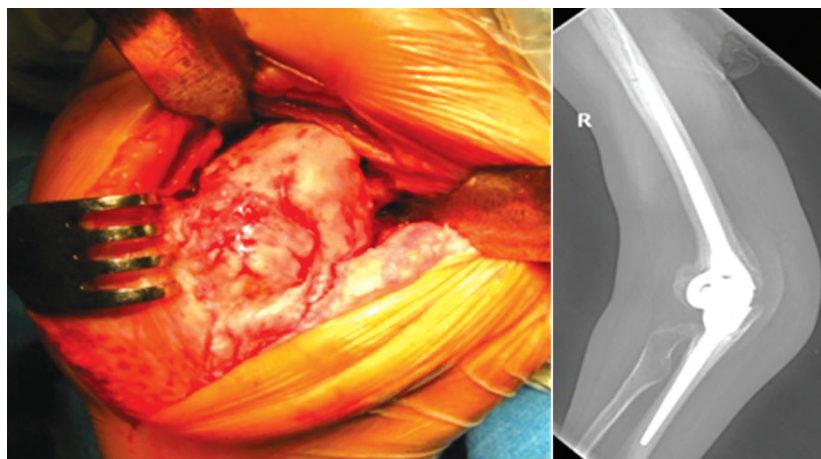


Рис. 5. Гетеротопическая оссификация вокруг замка эндопротеза ЭСИ

Оценка функционального состояния кисти (динамометрия)

Для объективной оценки влияния резекции дистального блока плечевой кости на функцию верхней конечности проведено инструментальное динамометрическое обследование подгруппы из 80 пациентов (первичное и ревизионное ТЭЛС с подтвержденным дефектом блока). Результаты представлены в таблице 3.

Таблица 3

Результаты проведения динамометрии и щипкового хвата

Показатель	До операции	Через 6 недель после операции	Величина эффекта	Критерий Вилкоксона, p -уровень
	МЕД [Q1; Q3]		ПСЕВДО МЕД [95 %ДИ]	
Динамометрия правой кисти ($n = 80, 100\%$)	38,5 [25; 50]	38,5 [25; 52,5]	-1 [-1; -0,5]	0,152
Щипковый хват справа ($n = 79, 99\%$)	9 [7,25; 10,75]	10 [7; 11,75]	-0,25 [-0,25; -0,25]	0,009*
Динамометрия левой кисти ($n = 78, 98\%$)	39,5 [20,5; 53,75]	40 [24,25; 53]	-0,5 [-0,5; -0,5]	0,187
Щипковый хват слева ($n = 77, 96\%$)	9 [7; 11]	9 [7,4; 11]	0 [0; 0]	0,290

* $p < 0,05$.

При анализе проведенной динамометрии в динамике (при сравнении показателей предоперационного периода и через шесть недель после операции) отмечено сохранение уровня динамометрии правой и левой кисти и щипкового хвата слева. Показатели щипкового хвата справа после операции статистически значимо различаются в сравнении с показателями, зафиксированными до операции.

ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты настоящего исследования подтверждают, что частота и характер осложнений после ТЭЛС находятся в прямой зависимости от биомеханического дизайна имплантата. Общая частота ревизионных вмешательств в нашей когорте составила 7,0 %, что находится на нижней границе диапазонов, приводимых в современной литературе (10–25 %) [7, 10, 26, 27]. Данный показатель может быть обусловлен строгим соблюдением хирургического протокола, централизацией операций в специализированном центре и особенностями отбора пациентов. Тем не менее, анализ структуры неудач выявил фундаментальный биомеханический компромисс между первичной стабильностью и отдаленной долговечностью конструкции [9, 15, 22, 23, 28].

Жесткосвязанные системы и асептическое расшатывание. В группе имплантатов ЭСИ доминирующим осложнением стало асептическое расшатывание плечевого компонента (4,5 %). Биомеханический механизм данного явления хорошо описан в литературе: полная сопряженность шарнира компенсирует патологическую нестабильность, но блокирует физиологическую варус-вальгусную и торсионную подвижности. В результате пиковые нагрузки не амортизируются мягкотканым комплексом, а передаются напрямую на костно-цементный интерфейс. Это инициирует реакцию организма на микрочастицы износа (металл, полиэтилен, цемент), формирование толстой фиброзной мембраны и прогрессию перипротезного остеолита, что мы объективно верифицировали во время ревизионных оперативных вмешательств. Наши данные полностью согласуются с результатами исследований, указывающих на то, что ригидные конструкции демонстрируют более раннюю рентгенологическую нестабильность, несмотря на отсутствие диссоциаций шарнира [1, 30, 31]. При этом усталостный перелом металлической оси (0,7 %) свидетельствует о запредельных циклических нагрузках, превышающих предел прочности материала в условиях заблокированной кинематики [26, 29, 32, 33].

Полусвязанные системы и механическая несостоятельность узла сочленения. В когорте полусвязанных эндопротезов ведущей причиной ревизий (3,1 %) стала усталостная поломка фиксирующего механизма или критический износ полиэтиленового вкладыша с последующей диссоциацией шарнира. Инженерное решение, заложенное в конструкцию Coonrad – Morrey и её аналогов, предполагает наличие заложенного варус-вальгусного люфта (5–7°). Это позволяет перенаправить часть угловых и торсионных нагрузок с костного ложа на узел сочленения, существенно снижая риск раннего асептического расшатывания. Однако шарнирный модуль становится новым «слабым звеном», подверженным циклическим срезающим и компрессионным воздействиям. Частота разрушения узла в нашей выборке соответствует общему среднему показателю для данного типа конструкций [9, 29, 32]. Примечательно, что в отличие от жесткосвязанных систем, при ревизии полусвязанных имплантатов мы редко наблюдали тотальный остеолит костного ложа. Нестабильность чаще носила местный характер с массивным дебрисом в проекции самого шарнирного узла [1, 30].

Влияние хирургического доступа и гетеротопическая оссификация. Отдельного внимания заслуживает проблема сохранения надмыщелков плечевой кости. В подгруппе из 10 пациентов с сохраненными надмыщелками, которым имплантирован жесткосвязанный эндопротез, во всех случаях развилась гетеротопическая оссификация вокруг шарнира. Это подтверждает данные литературы о том, что сохранение костных выступов создает зоны повышенного трения мягких тканей и локальной ишемии, запуская каскад эктопического костеобразования [25, 34]. Мы полагаем, что при эндопротезировании локтевого сустава целесообразна резекция надмыщелков на уровне локтевой ямки для профилактики гетеротопической оссификации. Конструкцию шарнирного узла необходимо разрабатывать с учетом деликатного отношения к мягким тканям, исключая или минимизируя технически более сложный доступ с формированием дополнительных медиального и латерального «окон» [35, 36, 37, 38].

Функциональный исход: динамометрия и резекция блока плечевой кости. Важным практическим наблюдением стало отсутствие клинически значимого снижения силы кистевого и щипкового хвата после резекции дистального блока плечевой кости. Статистически значимое улучшение щипкового хвата справа ($p = 0,009$) на 1,0 кг не превышает минимальную клинически значимую разницу (MCID) и, вероятно, отражает купирование болевого синдрома и послеоперационную реабилитацию, а не биомеханическое изменение. Наши результаты опровергают утверждения о критическом ослаблении хвата после резекции блока [19, 20, 22]. Это объясняется тем, что основная тяга мышц-сгибателей и разгибателей пальцев проходит интактно, а коллатеральные связки, прикрепляющиеся к надмыщелкам, сохраняют свою функцию при правильной балансировке. Данное наблюдение имеет прямое клиническое значение: хирург может выполнять необходимую резекцию для корректной установки компонентов, не опасаясь функциональной инвалидизации кисти.

Перспективы биомеханического дизайна. Анализ собственных данных и результатов ревизионных вмешательств позволяет сформулировать вектор развития имплантатов нового поколения. Во-первых, необходимо учитывать и использовать концепцию «контролируемой аксиальной ротации» в локтевом компоненте, поскольку эндопротез является искусственным шарниром, помещенным в патологически измененные ткани, и не может копировать нативный локтевой сустав. Приоритетным должна стать оптимизация варус-вальгусной подвижности шарнира в пределах 5–7° с усилением узла сопряжения, способного выдерживать циклические срезающие нагрузки. Во-вторых, плечевой компонент должен учитывать естественные антеверсию и торсию дистального метаэпифиза для минимизации асимметричного контакта цементной мантии. В-третьих, дальнейшая разработка должна быть направлена на создание модульных систем с износостойкими парами трения и улучшенной геометрией ножек, что позволит снизить концентрацию напряжений на границе «имплантат–цемент–кость» и обеспечить сбалансированное перенаправление нагрузок [1, 17, 38, 39, 40].

Таким образом, существующие конструкции ТЭЛС демонстрируют предсказуемый профиль осложнений, напрямую связанный с их биомеханическим дизайном. Оптимизация результатов требует не только совершенствования хирургической техники, но и перехода к имплантатам нового поколения, учитывающим сложную трехмерную кинематику сустава, обеспечивающим сбалансированное перенаправление нагрузок и обладающим усиленной износостойкой шарнирной системой.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Общая частота осложнений после тотального эндопротезирования локтевого сустава в изученной когорте составила 7,0 %. Характер и частота неблагоприятных исходов находятся в прямой зависимости от биомеханического принципа фиксации имплантата.

Для жесткосвязанных систем доминирующим механизмом неудачи является асептическое расшатывание компонентов, обусловленное передачей пиковых варус-вальгусных и торсионных нагрузок непосредственно на костно-цементный интерфейс без их физиологической амортизации.

В группе полусвязанных эндопротезов ведущей причиной ревизионных вмешательств стала механическая несостоятельность шарнирного узла и критический износ полиэтиленового вкладыша, что связано с циклическими срезающими воздействиями на механизм сопряжения. Кроме того, имплантация данных систем сопровождается тенденцией к формированию статической варусной деформации конечности.

Инструментальная динамометрия подтвердила, что необходимая для корректной установки компонентов резекция дистального блока плечевой кости не оказывает клинически значимого влияния на силу кистевого и щипкового хвата. Выявленное статистически значимое улучшение щипкового хвата справа не превышает минимальную клинически значимую разницу и отражает результат послеоперационной реабилитации, а не биомеханическое изменение.

Разработка имплантатов нового поколения должна базироваться на принципах сбалансированного перенаправления нагрузок: оптимизации варус-вальгусной подвижности шарнира в пределах 5–7°, инженерного усиления узла сопряжения и фиксирующих механизмов, а также учета естественной анатомической торсии и версии дистального метаэпифиза плечевой кости.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование выполнено без финансовой поддержки.

Этическая экспертиза. Исследование одобрено Локальным Этическим Комитетом ФГБУ «ННИИТО имени Я.Л. Цивьяна» Минздрава России (выписка № 014/25 из протокола № 006/25 от 05 сентября 2025 г.).

Информированное согласие. Все пациенты подписали информированное добровольное согласие на участие в исследовании и обработку персональных данных.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

- Little CP, Graham AJ, Carr AJ. Total elbow arthroplasty: a systematic review of the literature in the English language until the end of 2003. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(4):437–44. doi: 10.1302/0301-620X.87B4.15692.
- Гранкин Д.Ю., Авдейчик Н.В., Голяна С.И., Сафонов А.В. Тотальное эндопротезирование локтевого сустава, обзор литературы. Перспективы использования у детей. *Современные проблемы науки и образования.* 2022. doi: 10.17513/spno.31425.
- Кесян Г.А., Арсеньев И.Г., Уразгильдеев Р.З. и др. Современные тенденции и перспективы тотальной артропластики локтевого сустава (обзор литературы). *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* 2021;28(3):75–92. doi: 10.17816/vto76056.
- Kholinne E, Altamimi LA, Aldayel A, et al. Primary Linked Total Elbow Arthroplasty for Acute Distal Humerus Fracture Management: A Systematic Review of Clinical Outcome. *Clin Orthop Surg.* 2020;12(4):503–513. doi: 10.4055/cios20012.
- Singh V, Nazar N, Wiyono L, et al. Outpatient total elbow arthroplasty-outcomes and complications: a systematic review and meta-analysis. *JSES Rev Rep Tech.* 2025;6(1):100592. doi: 10.1016/j.xrrt.2025.100592.
- Hamoodi Z, Sayers A, Whitehouse MR, et al. Prognostic factors associated with failure of total elbow replacement: a protocol for analysis of National Joint Registry data in England. *BMJ Open.* 2025;15(7):e098729. doi: 10.1136/bmjopen-2025-098729.
- Kholinne E, Arya A, Jeon IH. Complications of modern design total elbow replacement. *J Clin Orthop Trauma.* 2021;19:42–49. doi: 10.1016/j.jcot.2021.05.008.
- You D, King G, Dehghan N, et al. Optimizing Outcomes in Total Elbow Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2026;34(3):e358–e369. doi: 10.5435/JAAOS-D-25-00473.
- Sanchez-Sotelo J. Total elbow arthroplasty. *Open Orthop J.* 2011;5:115–123. doi: 10.2174/1874325001105010115.
- Tarallo L, Celli A, Delvecchio M, et al. Long-term outcomes and trends in elbow arthroplasty with Coonrad-Morrey prosthesis: a retrospective study in large group of patients. *Int Orthop.* 2024;48(10):2689–2698. doi: 10.1007/s00264-024-06272-8.
- Cutler HS, Collett G, Farahani F, et al. Thirty-day readmissions and reoperations after total elbow arthroplasty: a national database study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021;30(2):e41–e49. doi: 10.1016/j.jse.2020.06.033.
- Satalich J, Smith M, Whitaker S, et al. Indications for total elbow arthroplasty revision: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2026;35(2):625–633. doi: 10.1016/j.jse.2025.05.024.
- Boyle AB, Frampton C, Poon PC, MacLean SBM. A comparison of survivorship and functional outcomes for total elbow arthroplasty performed for distal humerus fracture, rheumatoid arthritis, and osteoarthritis, a New Zealand Joint Registry study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2026;S1058-2746(26)00091-1. doi: 10.1016/j.jse.2026.01.019.
- Mahamid A, Jayyusi F, Laver L, et al. Analyzing Declining Trends, Patient Demographics, and Complications in Total Elbow Arthroplasty: Nationwide Retrospective Data Analysis. *J Clin Med.* 2025;14(5):1645. doi: 10.3390/jcm14051645.
- Marsh JP, King GJ. Unlinked total elbow arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2015;64:231–242.
- Satalich J, Savsani K, Setliff J, et al. Total elbow arthroplasty—a historical review. *JSES Rev Rep Tech.* 2026;6(3):100717. doi: 10.1016/j.xrrt.2026.100717.
- Martin B, Gutierrez Y, Nwose J, et al. Systematic Review and Meta-Analysis of Total Elbow Arthroplasty in Outpatient Versus Inpatient Settings. *Cureus.* 2024;16(10):e72378. doi: 10.7759/cureus.72378.
- Morrey BF, Sanchez-Sotelo J, Morrey ME. *Morrey's the elbow and its disorders.* 5th edition. Elsevier; 2018:1124.
- McKee MD, Veillette CJ, Hall JA, et al. A multicenter, prospective, randomized, controlled trial of open reduction—internal fixation versus total elbow arthroplasty for displaced intra-articular distal humeral fractures in elderly patients. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009;18(1):3–12. doi: 10.1016/j.jse.2008.06.005.

20. Ovesen J, Falstie-Jensen T, Thillemann TM. Short- and mid-term results after total elbow replacement with the Nexel total elbow arthroplasty: a consecutive case series of 45 elbows. *Seminars in Arthroplasty: JSES*. 2024;34(10):632-638. doi: 10.1053/j.sart.2024.03.011.
21. Krane F, Heck VJ, Leyendecker J, et al. The Future of Total Elbow Arthroplasty: A Statistical Forecast Model for Germany. *Healthcare (Basel)*. 2024;12(13):1322. doi: 10.3390/healthcare12131322.
22. Rodriguez-Merchan EC, Kachooei AR, Tabeayo E. Elbow Arthroplasty: A Concise Literature Update. *Arch Bone Jt Surg*. 2023;11(7):465-472. doi: 10.22038/ABJS.2023.71082.3323.
23. Evans JP, Evans JT, Mohammad HR, et al. How long does an elbow replacement last? A systematic review and meta-analysis of case-series and national registry reports with more than 10 years of follow-up. *Acta Orthop*. 2022;93:495-502. doi: 10.2340/17453674.2022.2753.
24. Burden EG, Batten T, Smith C, Evans JP. Hemiarthroplasty or total elbow arthroplasty for unreconstructable distal humeral fractures in patients aged over 65 years : a systematic review and meta-analysis of patient outcomes and complications. *Bone Joint J*. 2022;104-B(5):559-566. doi: 10.1302/0301-620X.104B5.BJJ-2021-1207.R2.
25. Leschinger T, Hackl M, Lanzerath F, et al. Elbow prosthesis after acute fractures : Indications and technique. *Unfallchirurgie (Heidelb)*. 2022;125(9):699-708. (In German) doi: 10.1007/s00113-022-01215-7.
26. Kim JM, Mudgal CS, Konopka JF, Jupiter JB. Complications of total elbow arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2011;19(6):328-339. doi: 10.5435/00124635-201106000-00003.
27. Алиев А.Г., Амбросенков А.В., Бояров А.А. и др. Структура ревизионного эндопротезирования локтевого сустава. *Гений ортопедии*. 2021;27(5):232-539. doi: 10.18019/1028-4427-2021-27-5-532-539.
28. Meijering D, Boerboom AL, Gerritsma CLE, et al. Mid-term results of the Latitude primary total elbow arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2022;31(2):382-390. doi: 10.1016/j.jse.2021.08.028.
29. Davey MS, Hurley ET, Gaafar M, et al. Long-term outcomes of total elbow arthroplasty: a systematic review of studies at 10-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*. 2021;30(6):1423-1430. doi: 10.1016/j.jse.2020.11.014.
30. Watts AC, Hamoodi Z, McDaid C, Hewitt C. Elbow arthroplasty research methods, outcome domains, and instruments used in clinical outcome studies : a scoping review. *Bone Joint J*. 2022;104-B(10):1148-1155. doi: 10.1302/0301-620X.104B10.BJJ-2022-0570.R1.
31. Macken AA, Prkić A, van Oost I, et al. Implant survival of total elbow arthroplasty: analysis of 514 cases from the Dutch Arthroplasty Registry. *Bone Jt Open*. 2023;4(2):110-119. doi: 10.1302/2633-1462.42.BJO-2022-0152.R1.
32. Baxter NB, Davis ES, Chen JS, et al. Utilization, Complications, and Costs of Inpatient versus Outpatient Total Elbow Arthroplasty. *Hand (N Y)*. 2023;18(3):509-515. doi: 10.1177/15589447211030693.
33. El-Najjar D, Mehta A, Gupta P, et al. Revision total elbow arthroplasty is associated with a high rate of 30-day complications: A descriptive analysis of a national database. *Shoulder Elbow*. 2024;17(5):634-640. doi: 10.1177/17585732241269001.
34. Barret H, Laumonerie P, Delclaux S, et al. Revision Total Elbow Arthroplasty with the Semiconstrained Coonrad/Morrey Prosthesis: Follow-up to 21 Years. *J Bone Joint Surg Am*. 2021;103(7):618-628. doi: 10.2106/JBJS.20.00889.
35. Athwal GS, Morrey BF. Revision total elbow arthroplasty for prosthetic fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(9):2017-2026. doi: 10.2106/JBJS.E.00878.
36. Zhang D, Earp BE, Blazar P. Factors associated with 30-day complication, reoperation, readmission, and length of stay after primary total elbow arthroplasty: a database study of 555 patients. *Seminars in Arthroplasty: JSES*. 2023;33(1):59-66. doi: 10.1053/j.sart.2022.07.021.
37. Hamoodi Z, Sayers A, Whitehouse MR, et al. Total elbow arthroplasty in England. *Bone Joint J*. 2024;106-B(11):1312-1320. doi: 10.1302/0301-620X.106B11.BJJ-2024-0427.R1.
38. Morrey ME, Songy C, Triplet JJ, et al. Unexpected high early failure rate of the Nexel total elbow arthroplasty. *JSES Int*. 2022;6(4):690-695. doi: 10.1016/j.jseint.2022.04.001.
39. Tai DBG, Hanson S, Brennan P, et al. Outcomes and risk factors for failure after débridement, antibiotics, and implant retention for elbow periprosthetic joint infection. *J Shoulder Elbow Surg*. 2023;32(3):475-479. doi: 10.1016/j.jse.2022.11.009.
40. Martinez-Catalan N, Nguyen NTV, Morrey ME, et al. Two-stage reimplantation for deep infection after total elbow arthroplasty. *Shoulder Elbow*. 2022;14(6):668-676. doi: 10.1177/17585732211043524.
41. Gupta P, Quan T, Manzi JE, Zimmer ZR. Thirty-day morbidity and mortality following primary total elbow arthroplasty in octogenarians. *Shoulder Elbow*. 2022;14(5):562-567. doi: 10.1177/1758573221107668.

Статья поступила 04.03.2026; одобрена после рецензирования 03.06.2026; принята к публикации 09.06.2026.

The article was submitted 04.03.2026; approved after reviewing 03.06.2026; accepted for publication 09.06.2026.

Информация об авторах:

Тимофей Игоревич Александров — кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник, врач — травматолог-ортопед, tymus@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6257-8356>;

Анастасия Александровна Иванова — кандидат медицинских наук, ученый секретарь, врач — анестезиолог-реаниматолог, aivanova.nsk@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7815-8487>;

Валерий Михайлович Прохоренко — доктор медицинских наук, профессор, главный научный сотрудник, vprohorenko@niito.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0655-9644>.

Information about the authors:

Timofey I. Aleksandrov — Candidate of Medical Sciences, Senior Researcher, tymus@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6257-8356>;

Anastasia A. Ivanova — Candidate of Medical Sciences, Scientific Secretary, Anesthesiologist-Resuscitator, aivanova.nsk@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7815-8487>;

Valery M. Prokhorenko — Doctor of Medical Sciences, Professor, Chief Researcher, vprohorenko@niito.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0655-9644>.

Вклад авторов:

Александров Т.И. — существенный вклад в разработку концепции или дизайна исследования, сбор, анализ и интерпретация данных, написание текста рукописи.

Иванова А.А. — сбор данных, написание текста рукописи.

Прохоренко В.М. — редактирование текста рукописи, утверждение окончательного варианта рукописи для публикации.