

Гений ортопедии. 2023;29(5):468-474.

Genij Ortopedii. 2023;29(5):468-474.



Научная статья

УДК 616.727.9-089.843-77:519.876.5

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2023-29-5-468-474>

Анализ биомеханики проксимального межфалангового сустава после эндопротезирования

Г.П. Котельников, А.В. Колсанов, А.Н. Николаенко, Д.О. Згирский, С.О. Дороганов[✉]

Самарский государственный медицинский университет, Самара, Российская Федерация

Автор, ответственный за переписку: Святослав Олегович Дороганов, svdor95@gmail.com

Аннотация

Введение. Современное состояние проблемы эндопротезирования мелких суставов кисти, в частности проксимального межфалангового сустава, характеризуется необходимостью создания анатомически адаптированных конструкций с использованием оптимальных материалов. Внедрение нового медицинского изделия требует его комплексного доклинического испытания. **Цель.** Определить допустимый диапазон нагрузок на проксимальный межфаланговый сустав после эндопротезирования путём анализа его биомеханики для предупреждения развития критических состояний – осложнений. **Материалы и методы.** В период с 2016 по 2021 год был разработан цельнокерамический несвязанный анатомически адаптированный эндопротез проксимального межфалангового сустава на основании комплексного подхода, включающего доклинические испытания и клиническое исследование 42 пациентов (25 мужчин, 17 женщин) с остеоартритом проксимального межфалангового сустава. При помощи 3D-моделирования создана цифровая модель эндопротеза. С использованием метода конечных элементов изучены критические состояния разработанной цифровой модели, имитирующей стереотипные движения в суставе, получены объективные результаты, которые имеют применение в клинической практике. **Результаты.** При нагрузке до 5 килограммов устойчивость биомеханической конструкции не нарушается при амплитуде движений от 0 до 60 градусов, при нагрузке до 20 килограммов в пределах 0-30 градусов. Кортикальная костная ткань выдерживает нагрузки до 20 килограммов при амплитуде движений от 0 до 60 градусов. **Обсуждение.** Был проведён анализ предельных нагрузок на эндопротез с учетом прочностных характеристик костной ткани и циркониевой керамики как материала. Данное исследование задавало вектор для разработки в дальнейшем оптимального режима двигательной активности в раннем послеоперационном периоде и наметило оптимальный диапазон движений после эндопротезирования ПМФС. **Заключение.** Прилагаемая нагрузка в раннем послеоперационном периоде до 5 кг является оптимальной для пациента, при этом диапазон сгибания не должен превышать 90°. Использование нагрузки в диапазоне от 5 до 20 кг возможно, но без превышения угла сгибания в проксимальном межфаланговом суставе более 30°. При заданной нагрузке в 20 кг при угле сгибания более 30° вероятен вывих компонентов эндопротеза, при угле сгибания более 60° крайне вероятно возникновение перипротезного перелома.

Ключевые слова: эндопротезирование проксимального межфалангового сустава, метод конечных элементов, эндопротезирование суставов кисти, цифровое моделирование

Для цитирования: Котельников Г.П., Колсанов А.В., Николаенко А.Н., Згирский Д.О., Дороганов С.О. Анализ биомеханики проксимального межфалангового сустава после эндопротезирования. *Гений ортопедии*. 2023;29(5):468-474. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-468-474. EDN: TLSRSE.

Original article

Biomechanics of the proximal interphalangeal joint after total joint replacement

G.P. Kotelnikov, A.V. Kolsanov, A.N. Nikolaenko, D.O. Zgirsii, S.O. Doroganov[✉]

Samara State Medical University, Samara, Russian Federation

Corresponding author: Svyatoslav O. Doroganov, svdor95@gmail.com

Abstract

Introduction Small joints arthroplasty of the hand including the proximal interphalangeal joint (PIPJ) is associated with the need to create anatomically adapted structures using optimal materials. Introduction of a new medical device requires comprehensive preclinical testing. **The objective** was to determine a range of loads allowed for the proximal interphalangeal joint after arthroplasty through analyzing the biomechanics to prevent critical conditions and complications. **Methods** A full-ceramic non-constrained anatomically adapted proximal interphalangeal joint implant was developed between 2016 and 2021 using an integrated approach with preclinical trials and a clinical study of 42 patients (25 males, 17 females) with PIPJ arthritis. A digital endoprosthesis was created with 3D-modelling. Critical conditions for the digital model imitating typical joint movements were explored with the use of finite element method and the findings to be employed in clinical practice. **Results** A stable biomechanical construct was intact with loads of 5 kilograms and a motion ranging from 0 to 60 degrees, with loads of 20 kilograms and a motion ranging between 0 and 30 degrees. Cortical bone could sustain loads up to 20 kilograms with a motion ranging between 0 and 60 degrees. Discussion Load capacity of the implant was explored considering the strength of bone tissue and zirconium ceramics as a material. The study set a vector for the development of the optimal mode of motor activity early after surgery and indicated the optimal range of motion to be applied after PIPJ arthroplasty. **Conclusion** The load up to 5 kg was optimal for the patient to be applied early after surgery with the range of flexion measuring less than 90°. The patient could use a load of 5 to 20 kg with flexion in the proximal interphalangeal joint measuring less than 30°. Endoprosthetic components were likely to get dislocated with a load of 20 kg and flexion angle of greater than 30°. Periprosthetic fracture could occur with flexion angle of greater than 60°.

Keywords: proximal interphalangeal joint replacement, finite element method, joints arthroplasty of the hand, digital modelling

For citation: Kotelnikov G.P., Kolsanov A.V., Nikolaenko A.N., Zgirsii D.O., Doroganov S.O. Biomechanics of the proximal interphalangeal joint after total joint replacement. *Genij Ortopedii*. 2023;29(5):468-474. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-468-474

ВВЕДЕНИЕ

Заболевания и повреждения проксимального межфалангового сустава (ПМФС), в частности остеоартрит ПМФС, встречаются приблизительно у 15,5 % популяции. Остеоартрит ПМФС – дегенеративно-дистрофическое заболевание, влекущее за собой резкое снижение качества жизни, а при отсутствии должного

лечения и инвалидизацию пациентов различных, в том числе работоспособных, групп населения [1, 2]. Артродез в функционально выгодном положении длительное время являлся «золотым стандартом» в лечении остеоартрита ПМФС, обеспечивая надёжное купирование болевого синдрома и отёка, однако данная процедура

накладывает серьезные ограничения на функцию кисти в целом [3]. Эндопротезирование ПМФС на сегодняшний день становится наиболее предпочтительной и перспективной операцией для восстановления функции сустава и кисти в целом. Это становится возможным благодаря длительному эволюционному пути, начиная с 20-х годов прошлого века: в настоящее время импланты ПМФС представлены в виде связанных – силиконовых – и несвязанных конструкций, изготавливаемых из металл-полиэтилена и пирокарбона [4, 5].

Однако, несмотря на разнообразие ассортимента изделий, все импланты обладают своими достоинствами и недостатками, что сказывается на противоречивости функциональных результатов эндопротезирования ПМФС [6]. В последние годы внимание клиницистов и учёных-медицинских конструкторов привлекла циркониевая керамика. И это неудивительно: износостойкость, биосовместимость и биоинертность, коррозионная устойчивость – основные качества данного материала, которые превосходно находят своё отражение в ортопедической и дентальной имплантологии. В последнее десятилетие в мировой научной литературе стали появляться первые сообщения об использовании цельнокерамических эндопротезов, и это привлекло внимание, в том числе и кистевых хирургов [7, 8, 9].

Мировая практика сегодня взяла вектор на персонифицированную медицину, а хирургия суставов подчиняется всеобщей направленности, и в эндопротезировании мелких суставов кисти намечены движения по созданию оптимальной конструкции анатомически

адаптированных имплантов и идеального материала для их изготовления [10, 11].

Научно-технический прогресс в медицине характеризуется огромным количеством новых изделий медицинского назначения, поступающих на рынок, фармакологических препаратов, методик и технологий лечения. Однако любое новшество, прежде чем поступить в использование широкой сетью лечебных учреждений, проходит тернистый путь доклинических испытаний; применительно к различного рода имплантам это токсикологические исследования на клеточных культурах, технические испытания образцов в лаборатории, обладающей сертификацией в конкретной области, доклиническая апробация на лабораторных животных и кадаверном материале [12]. Многочисленные сообщения о тяжести ревизионных вмешательств при эндопротезировании суставов кисти побудили нас к проведению данного цифрового исследования, для того чтобы оградить пациента от дополнительных физических и психоэмоциональных травм.

Эндопротезирование ПМФС несвязанными имплантами, среди всех прочих, характеризуется следующим рядом наиболее частых осложнений [13, 14]:

- вывих в эндопротезе;
- перелом ножки импланта;
- перипротезный перелом фаланги.

Цель – определить допустимый диапазон нагрузок на проксимальный межфаланговый сустав после эндопротезирования путём анализа его биомеханики для предупреждения развития критических состояний – осложнений.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В период с 2016 по 2021 год проведено обследование 42 пациентов, которые обратились на консультацию травматолога-ортопеда в Клиники Самарского государственного медицинского университета по поводу остеоартрита ПМФС. Среди обратившихся было 25 мужчин (59,5 %) и 17 женщин (40,5 %), средний возраст пациентов составил $44 \pm 2,71$ года. Все больные предъявляли жалобы на боль, умеренный отёк и выраженное ограничение движений в ПМФС. Болевой синдром у обследованных больных составил $5 \pm 1,4$ балла по ВАШ, средний объём сгибания в ПМФС составил 48,7 градуса.

Пациенты прошли комплексное обследование, включавшее сбор жалоб и анамнеза, клинический осмотр, рентгенографию кисти в двух проекциях, ком-

пьютерную томографию (КТ). С целью биомеханического исследования здоровых и поражённых суставов выполнялась 3D-визуализация КТ-сканов.

Параллельно была выполнена диссекция 25 кадаверных кистей для изучения анатомии капсульно-связочного аппарата ПМФС.

На основании вышеуказанного исследования и анализа опыта зарубежных коллег в области эндопротезирования ПМФС, принимая во внимание общий вектор развития персонифицированной медицины, нами была разработана конструкция цельнокерамического несвязанного анатомически адаптированного эндопротеза проксимального межфалангового сустава (Патент РФ на полезную модель № 202476 от 19.02.2021. Бюл. № 5) [15].

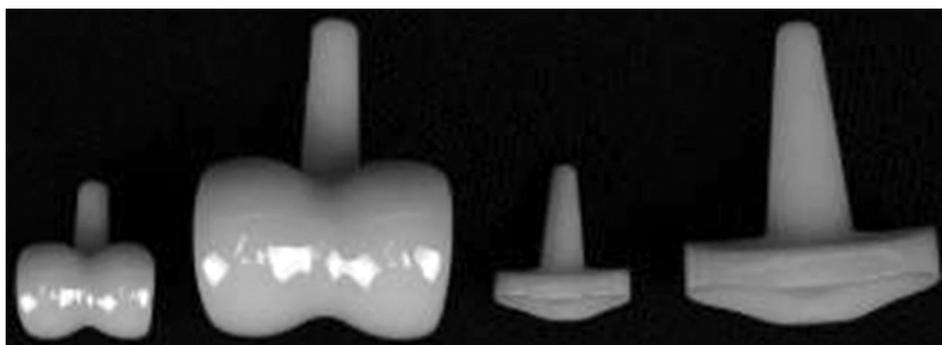


Рис. 1. Цельнокерамический несвязанный, анатомически адаптированный эндопротез проксимального межфалангового сустава, представленный в двух размерах

Изделие относится к эндопротезам несвязанного типа и выполнено из цельной циркониевой керамики. Суставные поверхности выполнены анатомично: проксимальный компонент представлен тороидальными мышелками и бороздой между ними, образует дугу в 210 градусов, дистальный – имеет вогнутую поверхность, эллипсоидную форму и гребень-антагонист борозды посередине. Конструкция посадочных поверхностей суставных частей имеет две плоскости для обеспечения ротационной стабильности при минимальной резекции костной ткани. Ножки эндопротеза имеют коническую форму и округления на верхушках для простоты установки методом press-fit. Размерная линейка импланта представлена четырьмя позициями и поставляется с набором инструментов для установки. Эндопротез прошёл полный цикл доклинических технических и токсикологических испытаний: технические испытания пройдены на базе АНО «Центр качества, эффективности и безопасности медицинских назначений», г. Москва (акт № 11/022.Р-2021 от 10 ноября 2021 г.). Токсикологические тесты выполнены в физико-химической лаборатории «Дельма», г. Пущино (программа токсикологических исследований медицинского изделия № МИ21-0208/02 от 2 августа 2021 г.).

Медицинская наука, стоящая на службе практического здравоохранения, на сегодняшний день невозможна без коллективной работы специалистов различных специальности: врачей, инженеров-проектировщиков, IT-специалистов, графических дизайнеров. Этот эффективный тандем позволяет достичь высоких результатов на доклиническом этапе исследований, что способствует минимизации риска развития осложнений и прочих нежелательных состояний в клинической практике [16].

Для анатомо-биомеханического исследования ПМФС использовали базу сканов КТ-формата DICOM и выполняли 3D-моделирование методами полигонального моделирования, 3D-скульптинга, а также с использованием систем автоматизированного моделирования, разработанных в Институте инновационного развития СамГМУ. В процессе данного этапа исследования мы работали в программных комплексах ZBrush, Autodesk 3dsMax, в результате чего получали трёхмерные модели суставов для дальнейшего создания эндопротеза нового конструктивного дизайна.

Для воспроизведения критических состояний, приводящих к развитию осложнений, был использован метод конечных элементов (finite element method). Метод конечных элементов (МКЭ) является основным для анализа напряжённо-деформированных состояний конструкций, широко применяемым в авиастроении, промышленности и строительстве. В медицине МКЭ незаменим в разработке имплантов, в частности для ортопедии: с его помощью можно определить действующие нагрузки на эндопротез, винт, пластину, дентальный имплант и пр. и на сегмент опорно-двигательной системы, что позволяет прогнозировать срок службы изделия при заданных нагрузках и оптимизировать его конструкцию ещё на доклиническом этапе. В данном исследовании МКЭ применяли в программном комплексе Ansys [17, 18]. Из всего многообразия движений

кисти мы выбрали основные стереотипы и загрузили в программу в виде 3D-моделей.

Мы использовали следующие свойства керамики, представленные в таблице 1.

Таблица 1

Механические свойства керамики

Свойства	Значение
Плотность, г/см ³	6
Средний размер частиц, мкм	< 1
Прочность на изгиб, МПа	900
Модуль Юнга, ГПа	210
Твёрдость по Виккерсу, HV 0.1	1200

Механические свойства кортикальной кости, использованные при разработке цифровой модели:

- модуль Юнга $1,8 \times 10^{10}$ Па;
- предел прочности 146 МПа;
- удельный вес 1800 кг/м³.

В разработанной цифровой модели эндопротезирования ПМФС для программного комплекса Ansys применялись данные только кортикальной кости, так как моделирование может подразумевать упрощение и абстрагирование от реальной ситуации из-за сложности воспроизведения физиологических и биомеханических процессов в нативной кости.

Твердотельная модель импланта была интегрирована в костную ткань, представляя собой биомеханическую конструкцию, которая подвергалась прочностному анализу. Целью выполняемых расчетов являлся анализ напряжённого состояния конструкции, выявление наиболее ослабленных зон, как в костной ткани, так и в материале импланта, предотвращение возможного разрушения составляющих биомеханической конструкции.

Для разработки цифровой конечно-элементной модели были взяты основные стереотипы движений, заключающиеся в шаровом захвате предметов с углом сгибания в ПМФС 0, 30, 60 и 90 градусов и сжатием предмета [19, 20].

На основе расчёта напряжённого состояния биомеханической конструкции «имплант – костная ткань» определялись допустимые рабочие нагрузки для заданных углов сгибания сустава.

Прочностной анализ проводился на основе метода конечных элементов. Модель исследуемой биомеханической конструкции была размечена конечными элементами Solid 45, также к модели были приложены граничные условия: костная ткань проксимальной фаланги жёстко закреплялась по поверхности торца – закрепление «жёсткая заделка», а к дистальному фаланговому элементу кости были приложены усилия в осевом направлении. Конечно-элементная модель исследуемой биомеханической конструкции показана на рисунках 2-5.

Тип нагружения – шаровой захват с углом сгибания в ПМФС 0, 30, 60, 90 градусов, сжатие предмета. Нагрузки прилагались в диапазоне 1-20 кг. Величина прилагаемой нагрузки выбиралась на основании литературных данных, анализ которых показал предельные нагрузки, при которых возникали критические состояния в реальных клинических условиях [30]. С целью демонстрации на рисунках приведен только один вид прилагаемой нагрузки в качестве примера.

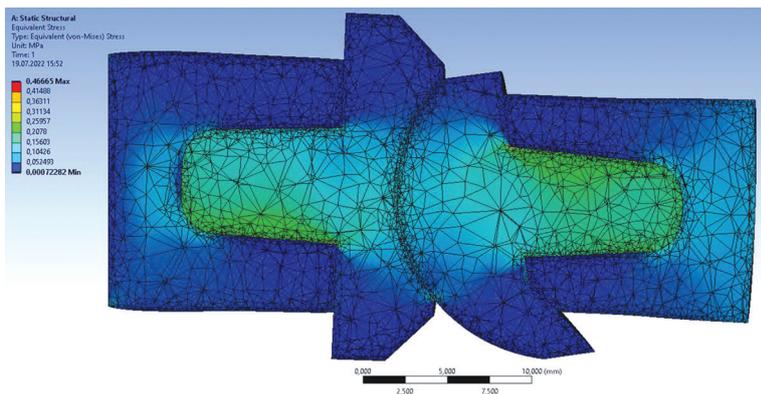


Рис. 2. Конечно-элементная модель имплантированного эндопротеза PIP. Модель приведена при усиллии нагрузки 1 кг. Угол сгибания в PIP 0°

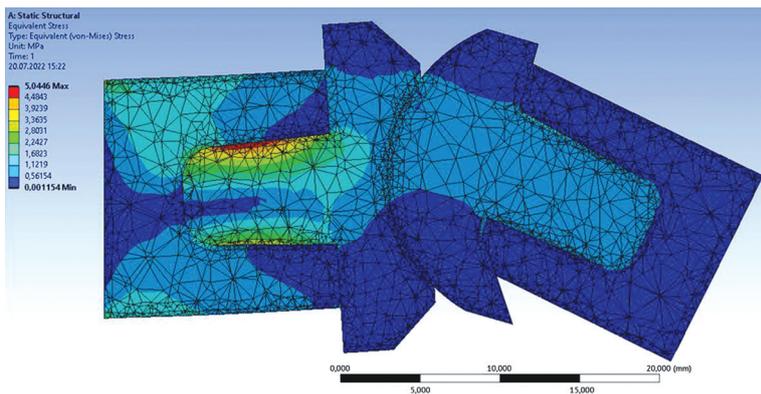


Рис. 3. Конечно-элементная модель имплантированного эндопротеза PIP. Модель приведена при усиллии нагрузки 5 кг. Угол сгибания в PIP 30°

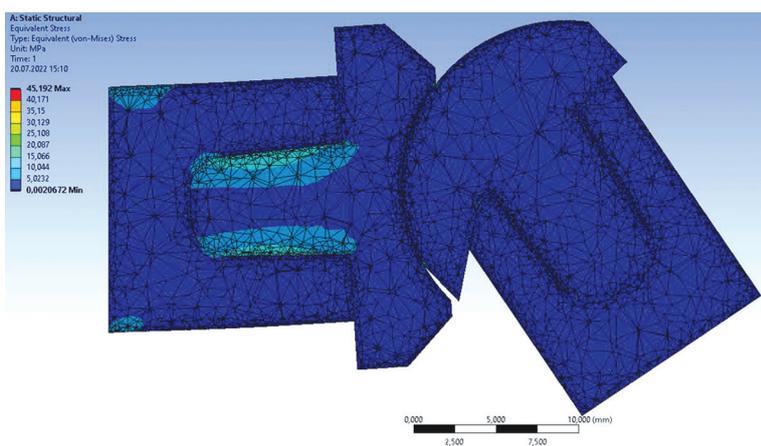


Рис. 4. Конечно-элементная модель имплантированного эндопротеза PIP. Модель приведена при усиллии нагрузки 10 кг. Угол сгибания в PIP 60°

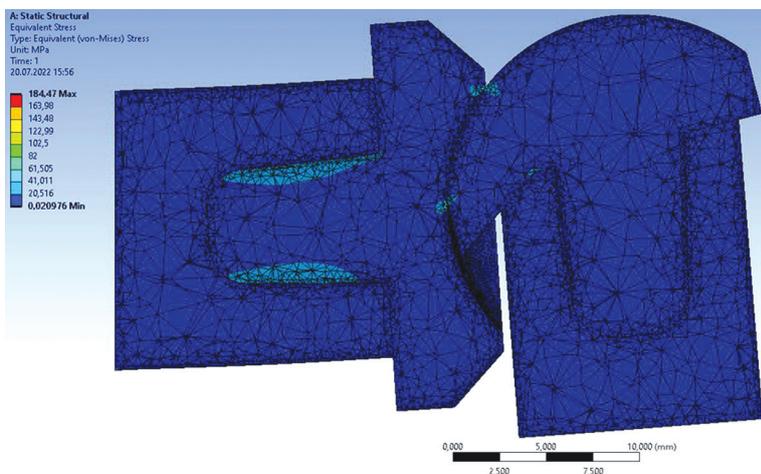


Рис. 5. Конечно-элементная модель имплантированного эндопротеза PIP. Модель приведена при усиллии нагрузки 20 кг. Угол сгибания в PIP 90°

Также, помимо осуществления цифрового моделирования критических состояний методом конечных элементов, мы оценивали клиническую картину и амплитуду движений в оперированном суставе. В наше

наблюдение вошло 10 пациентов, которым было выполнено эндопротезирование проксимального межфалангового сустава по поводу посттравматического артрита, максимальный срок наблюдения составил 6 месяцев.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Зависимость напряжений в костной ткани от прилагаемых нагрузок показана на рисунке 6.

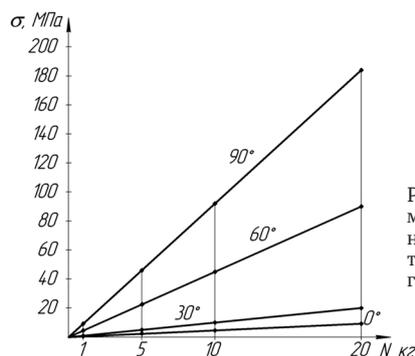


Рис. 6. Зависимость напряжений в костной ткани от прилагаемых нагрузок

На сегодняшний день развитие медицины и, в частности хирургии, травматологии и ортопедии, происходит с огромной скоростью, с каждым днём внедряются всё новые методы диагностики и лечения различных патологий. Высокие обороты научно-технического прогресса не обошли стороной и эндопротезирование суставов: уже сегодня в США робот-ассистированное эндопротезирование коленного сустава стало рутинной практикой. В России ежегодно выполняется свыше 100000 эндопротезирований различных суставов, и более 90 % от этого числа приходится на крупные суставы – тазобедренный, коленный, плечевой [21]. Современные линейки имплантов крупных суставов допускают возможным лечение остеоартрита различной стадии, учитывая всевозможные технические сложности и коморбидность пациента, делая эндопротезирование рутинной, повсеместной и абсолютно доступной медицинской услугой [22, 23].

Несмотря на высокие успехи, достигнутые в хирургии крупных суставов, эндопротезирование мелких суставов кисти и стопы не может отличаться столь же оптимистичной картиной. Сложность геометрии и биомеханики суставов, ограниченный массив костной и периапартулярных тканей, высокие требования, предъявляемые пациентом к органу, – всё это делает результаты операций по замене суставов кисти противоречивыми и дискуссионными [24, 25]. Кисть – один из наисложнейших органов с наибольшим представительством в центральной нервной системе, к которому предъявляются максимально высокие требования любым человеком. Восстановление мелкой моторики пальцев, необходимость выполнения строго дозированных движений даже в повседневной жизни – это настоящий вызов для всей команды специалистов, занимающейся лечением заболеваний и повреждений кисти. Принимая во внимание вышесказанное, а также данные мировой литературы, мы находим неоспоримый факт о необходимости проработки конструкции имплантов для мелких суставов кисти [26, 27, 28, 29].

В период 2016-2021 годы в СамГМУ была разработана анатомически адаптированная конструкция ПМФС на основании анализа биомеханики и рентгенологических данных 42 пациентов с различными деген-

При анализе моделирования критических нагрузок в ПМФС получены следующие результаты:

- при нагрузке до 5 килограммов устойчивость биомеханической конструкции не нарушается при всех положениях сгибания в суставе (0° , 30° , 60°), кроме 90° ;
- кортикальная костная ткань выдерживает нагрузки до 20 килограммов при любом положении сгибания в суставе (кроме угла сгибания 90°);
- при нагрузках до 20 килограммов биомеханическая конструкция остается устойчивой при углах сгибания 0 - 30° ;
- прочность элементов импланта существенно (более чем в 2 раза) превышает прочность костной ткани в соединении «имплант – костная ткань».

ОБСУЖДЕНИЕ

неративными заболеваниями. Для того чтобы снизить долю осложнений, связанных с эксплуатацией эндопротезов, мы провели моделирование биомеханики, которая имеет место в реальных клинических условиях.

Данное направление является пилотным в развитии производственной имплантологии в РФ. Моделирование реальной биомеханики важно анализировать в аспекте избегания развития критических состояний у пациента в реальных клинических условиях, что влечет за собой физическую и психоэмоциональную травму. Безусловно, моделирование предполагает абстрагирование от реального применения у пациента эндопротеза, но дает нам возможность определить граничные условия применения разработанных имплантатов.

По данным конечно-элементного анализа определено, что наибольшие напряжения испытывают зоны соединений «имплант – костная ткань», за исключением расчётной модели с углом сгибания в ПМФС 0° . При угле сгибания в ПМФС 0° наибольшие напряжения наблюдаются непосредственно в компонентах эндопротеза.

Необходимо отметить, что наиболее нагруженным и подверженным разрушению материалом является костная ткань. Перспективами данного исследования может являться разработка «слабого звена», функция которого – предотвращение разрушения костной ткани путём внедрения в элементы импланта концентраторов напряжений. При этом в случае запредельных нагрузок разрушению будет подвержен эндопротез.

Проведение прочностных тестов у пациентов после эндопротезирования проксимального межфалангового сустава на основании объективных расчетных данных позволит избежать риска возникновения критических осложнений – вывиха компонентов эндопротеза, перелома ножки эндопротеза и перипротезного перелома.

Предложенная нами цифровая модель неидеальна, в ней имеются погрешности, допустимые для экспериментального исследования и в целом для процесса моделирования [30]. Программный комплекс Ansys визуализирует эндопротез в виде заранее упрощённой модели, что, с одной стороны, позволяет провести математические расчеты, но с другой стороны абстрагирует процесс от реальной клинической ситуации. В целом данный принцип возможен, так как речь идет о ком-

плексных доклинических исследованиях, и на данном этапе реальные клинические условия не воссоздавались.

Тем не менее, мы достигли заданной цели – провели анализ предельных нагрузок на эндопротез с учетом прочностных характеристик костной ткани и циркониевой керамики как материала. Данное исследование задало вектор для разработки в дальнейшем оптимального режима двигательной активности в раннем послеоперационном периоде и наметило оптимальный диапазон движений после эндопротезирования ПМФС.

Подобные междисциплинарные исследования необходимы при разработке новых конструктивных осо-

бенностей эндопротезов, при использовании новых материалов и их комбинаций.

Полученные в данном исследовании результаты мы использовали в послеоперационном ведении 10 пациентов с максимальным сроком наблюдения 6 месяцев. Математически обоснованные нагрузки в процессе реабилитации позволили достичь амплитуды движений в оперированном суставе от 49 до 70 градусов сгибания. При этом осложнений, связанных с критическими состояниями эндопротезированного сустава, – переломов ножки имплантата, перипротезного перелома кости, нестабильности в суставе – отмечено не было.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Прилагаемая нагрузка в раннем послеоперационном периоде до 5 кг является оптимальной для пациента, при этом диапазон сгибания не должен превышать 90°. Использование нагрузки пациентом в диапазоне от 5 до 20 кг возможно, но без превышения угла сги-

бания в проксимальном межфаланговом суставе 30°. При заданной нагрузке в 20 кг при угле сгибания более 30° в значительной степени возрастает вероятность вывиха компонентов эндопротеза, при угле сгибания более 60° – развитие перипротезного перелома.

Конфликт интересов отсутствует.

Источник финансирования: авторы заявляют об отсутствии финансирования.

Этическая экспертиза не требуется.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Yamamoto M, Malay S, Fujihara Y, et al. A Systematic Review of Different Implants and Approaches for Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty. *Plast Reconstr Surg.* 2017;139(5):1139e-1151e. doi: 10.1097/PRS.0000000000005260
2. Harris CA, Shauver MJ, Yuan F, et al. Understanding Patient Preferences in Proximal Interphalangeal Joint Surgery for Osteoarthritis: A Conjoint Analysis. *J Hand Surg Am.* 2018;43(7):615-624.e4. doi: 10.1016/j.jhsa.2018.03.001
3. Millrose M, Gesslein M, Ittermann T, et al. Arthrodesis of the proximal interphalangeal joint of the finger – a systematic review. *EFORT Open Rev.* 2022;7(1):49-58. doi: 10.1550/EOR-21-0102
4. Zhu AF, Rahgozar P, Chung KC. Advances in Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty: Biomechanics and Biomaterials. *Hand Clin.* 2018;34(2):185-194. doi: 10.1016/j.hcl.2017.12.008
5. Николаенко А.Н., Иванов В.В., Зигирский Д.О. и др. Эндопротезирование проксимального межфалангового сустава. Обзор литературы. *Medline.* 2022;23:748-766.
6. Forster N, Schindele S, Audigé L, Marks M. Complications, reoperations and revisions after proximal interphalangeal joint arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *J Hand Surg Eur Vol.* 2018;43(10):1066-1075. doi: 10.1177/1753193418770606
7. Castagnini F, Cosentino M, Bracci G, et al. Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty with Large Diameter Heads: A Systematic Review. *Med Princ Pract.* 2021;30(1):29-36. doi: 10.1159/000508982
8. Lakhdar Y, Tuck C, Binner J, et al. Additive manufacturing of advanced ceramic materials. *Progress in Materials Science.* 2021;116. doi: 10.1016/j.pmatsci.2020.100736
9. Backes LT, Oldorf P, Peters R, et al. Study of the tribological properties of surface structures using ultrashort laser pulses to reduce wear in endoprosthetics. *J Orthop Surg Res.* 2020;15(1):205. doi: 10.1186/s13018-020-01719-1
10. Rivière C, Vendittoli PA, editors. *Personalized Hip and Knee Joint Replacement* [Internet]. Cham (CH): Springer; 2020. doi: 10.1007/978-3-030-24243-5
11. Zhang D, Bauer AS, Blazar P, Earp BE. Three-Dimensional Printing in Hand Surgery. *J Hand Surg Am.* 2021;46(11):1016-1022. doi: 10.1016/j.jhsa.2021.05.028
12. Shegokar R. Preclinical-testing understanding the basics first. *Drug Delivery Aspects.* 2020:19-32. doi: 10.1016/b978-0-12-821222-6.00002-6
13. Helder O, Marks M, Schweizer A, et al. Complications after surface replacing and silicone PIP arthroplasty: an analysis of 703 implants. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2021;141(1):173-181. doi: 10.1007/s00402-020-03663-5
14. Wagner ER, Houdek JT, Houdek MT, et al. Medium-Term Outcomes With Pyrocarbon Proximal Interphalangeal Arthroplasty: A Study of 170 Consecutive Arthroplasties. *J Hand Surg Am.* 2018;43(9):797-805. doi: 10.1016/j.jhsa.2018.06.020
15. Колсанов А.В., Николаенко А.Н., Ушаков А.А. и др. Эндопротез проксимального межфалангового сустава кисти. Патент РФ на полезную модель № 202476 U1. 19.02.2021. Бюл. № 5. Доступно по: https://patents.s3.yandex.net/RU202476U1_20210219.pdf. Ссылка активна на 29.06.2023.
16. Chien S, Bashir R, Nerem RM, Pettigrew R. Engineering as a new frontier for translational medicine. *Sci Transl Med.* 2015;7(281):281fs13. doi: 10.1126/scitranslmed.aaa4325
17. Angeles Maslucan R, Dominguez JA. A Finite Element Stress Analysis of a Concical Triangular Connection in Implants: A New Proposal. *Materials (Basel).* 2022;15(10):3680. doi: 10.3390/ma15103680
18. Wei Y, Zou Z, Wei G, et al. Subject-Specific Finite Element Modelling of the Human Hand Complex: Muscle-Driven Simulations and Experimental Validation. *Ann Biomed Eng.* 2020;48(4):1181-1195. doi: 10.1007/s10439-019-02439-2
19. Duruöz MT. Assessment of hand functions. In: Duruöz, M. (eds) *Hand Function*. Springer, New York, NY. 2014:41-55. doi: 10.1007/978-1-4614-9449-2_3
20. Pang EQ, Yao J. Anatomy and Biomechanics of the Finger Proximal Interphalangeal Joint. *Hand Clin.* 2018;34(2):121-126. doi: 10.1016/j.hcl.2017
21. Вороков А.А., Бортулев П.И., Хайдаров В.М. с соавт. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: показания к операции. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста.* 2020;8(3):355-364. doi: 10.17816/PTORS34164
22. Maradit Kremers H, Larson DR, Crowson CS, et al. Prevalence of Total Hip and Knee Replacement in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97(17):1386-97. doi: 10.2106/JBJS.N.01141
23. Singh JA, Yu S, Chen L, Cleveland JD. Rates of Total Joint Replacement in the United States: Future Projections to 2020-2040 Using the National Inpatient Sample. *J Rheumatol.* 2019;46(9):1134-1140. doi: 10.3899/jrheum.170990
24. Vakalopoulos K, Arner M, Denissen G, et al. Current national hand surgery registries worldwide. *J Hand Surg Eur Vol.* 2021;46(1):103-106. doi: 10.1177/1753193420970155

25. Swann J. The world at your finger tips: how the hand functions. *Nursing and Residential Care*. 2015;17(8):444-448. doi: 10.12968/nrec.2015.17.8.444
26. Conson M, Di Rosa A, Polito F, et al. "Mind the thumb": Judging hand laterality is anchored on the thumb position. *Acta Psychol (Amst)*. 2021;219:103388. doi: 10.1016/j.actpsy.2021.103388
27. Young RW. Evolution of the human hand: the role of throwing and clubbing. *J Anat*. 2003;202(1):165-74. doi: 10.1046/j.1469-7580.2003.00144.x
28. Qiu S., Kermani M.R. Inverse Kinematics of High Dimensional Robotic Arm-Hand Systems for Precision Grasping. *J Intell Robot Syst*. 2021;101(4). doi: 10.1007/s10846-021-01349-7
29. Leibovic SJ, Bowers WH. Anatomy of the proximal interphalangeal joint. *Hand Clin*. 1994;10(2):169-78. 1994;10(2):169-178. doi: 10.1016/S0749-0712(21)01280-4
30. Groenwold RHN, Dekkers OM. Measurement error in clinical research, yes it matters. *Eur J Endocrinol*. 2020;183(3):E3-E5. doi: 10.1530/EJE-20-0550

Статья поступила в редакцию 31.01.2023; одобрена после рецензирования 28.06.2023; принята к публикации 25.08.2023.

The article was submitted 31.01.2023; approved after reviewing 28.06.2023; accepted for publication 25.08.2023.

Информация об авторах:

1. Геннадий Петрович Котельников – доктор медицинских наук, профессор, академик РАН, заведующий кафедрой, info@samsmu.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7456-6160>;
2. Александр Владимирович Колсанов – доктор медицинских наук, профессор, профессор РАН, ректор, info@samsmu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4144-7090>;
3. Андрей Николаевич Николаенко – доктор медицинских наук, директор НИИ, nikolaenko.83@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3411-4172>;
4. Денис Олегович Згирский – аспирант кафедры, zgi-denis@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2650-5190>;
5. Святослав Олегович Дороганов – аспирант кафедры, svdor95@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-7169-5370>.

Information about the authors:

1. Gennadii P. Kotelnikov – Doctor of Medical Sciences, Professor, Academician of the Russian Academy of Sciences, Head of the Department, info@samsmu.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7456-6160>;
2. Alexander V. Kolsanov – Doctor of Medical Sciences, Professor, Professor of the Russian Academy of Sciences, Rector, info@samsmu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4144-7090>;
3. Andrei N. Nikolaenko – Doctor of Medical Sciences, Director of the Research Institute, nikolaenko.83@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3411-4172>;
4. Denis O. Zgirskii – postgraduate student of the department, zgi-denis@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2650-5190>;
5. Sviatoslav O. Doroganov – postgraduate student of the department, svdor95@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-7169-5370>.

Вклад авторов:

Котельников Г.П. – концептуализация.

Колсанов А.В. – концептуализация, валидация.

Николаенко А.Н. – контроль, управление проектом.

Згирский Д.О. – исследование, написание (первоначальный вариант, редактирование, визуализация).

Дороганов С.О. – визуализация, написание – редактирование.